



Projeto de luva pneumática para ajuda na reabilitação da mão

Mafalda Marto Mendes

Trabalho Final de Mestrado para obtenção do grau de
Mestre em Engenharia Biomédica

Orientadores

Mário José Gonçalves Cavaco Mendes (ISEL)
Tiago Gorgão Clara Charters de Azevedo (ISEL)

Dezembro de 2022



Projeto de luva pneumática para ajuda na reabilitação da mão

Mafalda Marto Mendes

Trabalho Final de Mestrado para obtenção do grau de
Mestre em Engenharia Biomédica

Orientadores

Mário José Gonçalves Cavaco Mendes (ISEL)
Tiago Gorgão Clara Charters de Azevedo (ISEL)

Júri

Presidente: João Ramos da Costa (ISEL)
Vogais: João Carlos Prata dos Reis (Instituto Superior Técnico)
Mário José Gonçalves Cavaco Mendes (ISEL)

*“Tutto il nostro sapere ha origine
dalle nostre percezioni”*

Leonardo da Vinci

Agradecimentos

Nas próximas linhas, segue um sincero voto de agradecimento a todos os que de forma direta ou indireta contribuíram para o desenvolvimento do presente trabalho resultado do apoio incondicional de diversas pessoas dos quais deixo o meu pleno agradecimento.

Aos professores orientadores, Prof. Mário Mendes e ao Prof. Tiago Charters quero agradecer por todo o apoio e coordenação. Agradeço pela oportunidade de desenvolvimento deste tema inovador e gratificante e por toda a disponibilidade e apoio dedicado no projeto.

Aos vários departamentos e grupos de investigação do ISEL, que tornaram possível a realização deste trabalho.

À minha colega Natacha Valador, por colaborar com o seu intelecto, espírito criativo e motivador para que este projeto pudesse ser utilizado no concurso H-INNOVA Health INNOVation HUB que promove inovações no âmbito da saúde com foco na tecnologia.

Um agradecimento especial aos meus colegas de mestrado por todo o apoio e dedicação para que este projeto evoluísse e fosse terminado de acordo com as nossas expectativas.

E à minha família e amigos chegados, por todo o apoio que forneceram e demonstraram ao longo desta etapa. Com todas as palavras, pensamentos positivos e incentivos.

Resumo

A perda da funcionalidade da mão interfere com o desempenho das atividades diárias conduzindo a uma redução considerável da qualidade de vida do indivíduo. A introdução de dispositivos vestíveis nas estratégias de reabilitação assistida tem vindo a demonstrar resultados eficazes na recuperação.

O objetivo deste trabalho passou pela criação de uma luva composta por atuadores pneumáticos que eficazmente facilitasse o processo de assistência à reabilitação da mão. Neste projeto foram utilizadas várias áreas e tecnologias, desde a robótica macia para a criação dos protótipos dos atuadores pneumáticos macios até ao software CAD e impressão 3D para a criação dos seus moldes. Foi realizado também um estudo computacional, com recurso à análise por Elementos Finitos, que permitiu concluir que a estrutura física do atuador conseguiria cumprir a sua função, ou seja, confirmou a correta flexão dos atuadores. Além disso, confirmou que com um maior incremento de pressão interna a dilatação entre duas câmaras adjacentes aumenta proporcionalmente.

Após a análise por simulação foram construídos os protótipos dos atuadores pneumáticos macios e a luva pneumática para a reabilitação da mão. Os ensaios experimentais dos atuadores e da luva demonstraram a concordância com os resultados das simulações e da literatura. Os valores de pressão máxima para a flexão normal dos atuadores estão no intervalo de 100 kPa e 150 kPa e os ângulos máximos de flexão entre 120° e 160°. Por fim, foram selecionados cinco dos sete atuadores desenvolvidos que foram colocados na luva construída em tecido elástico, sendo este depois alvo de teste de prensão com objetos diferentes.

Palavras-Chave: Robótica macia, exoesqueleto, atuador pneumático macio, luva pneumática, reabilitação da mão

Abstract

The loss of hand functionality interferes with the performance of daily activities leading to a considerable reduction in the quality of life of the individual. The introduction of wearable devices in assisted rehabilitation strategies has shown effective results in recovery.

The aim of this work was to create a glove composed of pneumatic actuators that effectively facilitates the process of assisted hand rehabilitation. Several areas and technologies were used in this project, from soft robotics for the creation of the prototypes of the soft pneumatic actuators to CAD software and 3D printing for the creation of their molds. A computational study was also performed, using Finite Element analysis, which allowed concluding that the physical structure of the actuator could fulfil its function, i.e., it confirmed the correct bending of the actuators. Furthermore, it confirmed that with a higher internal pressure increment the dilatation between two adjacent chambers increases proportionally.

After the simulation analysis the prototypes of the soft pneumatic actuators and the pneumatic glove for hand rehabilitation were built. The experimental tests of the actuators and the sleeve demonstrated the agreement with the simulation results and literature. The maximum pressure values for normal bending of the actuators are in the range of 100 kPa and 150 kPa, and the maximum bending angles are between 120° and 160°. Finally, five of the seven actuators developed were selected and placed on the glove made of elastic fabric, which was then subjected to a grip test with different objects.

Key words: Soft robotics, exoskeleton, soft pneumatic actuator, pneumatic glove, hand rehabilitation.

Índice

| | |
|--------------------------------------------------------|------|
| Agradecimentos..... | iii |
| Resumo..... | v |
| Abstract | vii |
| Índice..... | ix |
| Índice de Figuras | xi |
| Índice de Gráficos | xiii |
| Índice de Tabelas..... | xiv |
| Lista de Acrónimos | xvi |
| 1 Introdução..... | 1 |
| 1.1 Problemática e motivação | 1 |
| 1.2 Objetivos (Proposta)..... | 2 |
| 1.3 Organização do volume..... | 3 |
| 2 Anatomia e biomecânica da mão..... | 6 |
| 2.1 Planos anatómicos e terminologias | 6 |
| 2.2 Anatomia do membro superior..... | 7 |
| 2.2.1 Anatomia da mão..... | 8 |
| 2.3 Musculatura do membro superior..... | 9 |
| 2.4 Biomecânica da mão | 10 |
| 3 Exoesqueletos – Estado de arte | 14 |
| 3.1 <i>Soft robotics</i> | 17 |
| 3.2 Tipologia de atuação | 20 |
| 3.2.1 Atuadores pneumáticos | 20 |
| 3.2.1.1 <i>Soft pneumatic actuators</i> | 21 |
| 3.2.2 Atuadores hidráulicos..... | 23 |
| 3.2.3 Atuadores de tensão de comprimento variável..... | 24 |
| 3.3 Materiais e Construção | 25 |
| 3.4 Transmissão de energia | 26 |
| 3.5 Sensores..... | 28 |
| 3.6 Sistema de controlo | 29 |
| 3.7 Modelação | 31 |
| 3.8 Aplicações | 32 |
| 3.9 Tecnologias emergentes | 34 |
| 3.9.1 Método dos Elementos Finitos | 34 |
| 3.9.2 Impressão 3D..... | 36 |

| | | |
|-------|----------------------------------------------------|-----|
| 4 | Modelação Computacional – Atuador Pneumático | 40 |
| 4.1 | Software utilizados | 41 |
| 4.2 | <i>Design</i> e implementações | 41 |
| 4.2.1 | Dimensões do <i>Soft pneumatic actuator</i> | 41 |
| 4.3 | Modelação FEM | 44 |
| 4.4 | Resultados FEM | 49 |
| 5 | Desenvolvimento dos atuadores pneumáticos | 56 |
| 5.1 | Desenho dos moldes | 56 |
| 5.2 | Fabrico (impressão e molde) | 59 |
| 5.2.1 | Parâmetros de impressão | 60 |
| 5.2.2 | Fabrico do silicone | 63 |
| 5.3 | Plataforma de testes | 67 |
| 5.4 | Resultados - Caracterização dos atuadores | 71 |
| 5.4.1 | Fabrico da luva e montagem dos componentes | 82 |
| 6 | Conclusões e desenvolvimentos futuros | 85 |
| 7 | Referências | 88 |
| | Anexos | 95 |
| | Anexo 1 | 95 |
| | Anexo 2 | 97 |
| | Anexo 3 | 99 |
| | Anexo 4 | 101 |
| | Anexo 5 | 103 |
| | Anexo 6 | 105 |

Índice de Figuras

| | |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Figura 1 – Exemplos de exercícios de fisioterapia tipicamente realizados, a) Mão totalmente fechada, b) Mão fechada com o punho a direito, c) Dedos em posição de ganço, d) Mão fletido com os dedos a direito [3]. | 1 |
| Figura 2 - Planos anatómicos de referência [11]. | 6 |
| Figura 3 - Anatomia da mão e punho [15]. | 8 |
| Figura 4 – (a) Representação da estrutura da mão indicando a amplitude de movimentos de flexão/extensão do pulso, (b) Indica o desvio ulnar/radial e a sua amplitude máxima de movimentos [13]. | 11 |
| Figura 5 - Indicação dos movimentos flexão, extensão, abdução, adução e circundação da mão [13]. | 12 |
| Figura 6 - Tipos de pegas: (a) pega por força, (b) preensão, (c) pega por gancho [16]. | 13 |
| Figura 7 – (a) Exoesqueleto rígido do membro superior. (b)(c) Exoesqueletos macios disponíveis no mercado [23]. | 15 |
| Figura 8 - (a) Representação do centro de rotação remoto, (b) Representação do mecanismo de ligação de quatro barras [13,19,21]. | 15 |
| Figura 9 - Capacidades de um robô rígido e de um soft robot [24]. | 16 |
| Figura 10 - (a) Representação do modelo acionado por tendões, (b) Representação do modelo de luva [13,19,21]. | 16 |
| Figura 11 - Modulo de Young aproximado para determinados materiais biológicos [34]. | 18 |
| Figura 12 - Percentagem de dispositivos de reabilitação e assistência com <i>soft actuators</i> [36]. | 19 |
| Figura 13 – Exemplos de atuadores pneumáticos [23]. | 20 |
| Figura 14 - Exemplo de luva com atuadores pneumáticos [41,42]. | 22 |
| Figura 15 - Abordagens de atuação comum para <i>soft robots</i> . a) Atuadores de memória de forma, b) Músculos artificiais pneumáticos, c) Atuador de elastómero fluídico e d) FEA reforçado com fibra [41]. | 23 |
| Figura 16 – Exemplo de atuadores hidráulico [23]. | 24 |
| Figura 17 - Set modular da plataforma FlowIO [51]. | 31 |
| Figura 18 - Sistemas de luvas soft robots. a) OHAE, b) SNU-Glove, c) The National University of Okayama, d) The National University of Okayama, e) National University of Singapore I, f) MRC-glove, g) Harvard University I [38]. | 32 |
| Figura 19 - Simulação de elementos finitos num atuador pneumático [56]. | 35 |
| Figura 20 - Modelo FEA de comparação entre vários <i>designs</i> [30]. | 36 |
| Figura 21 - Exemplificação do método de extrusão de material fundido [37]. | 38 |
| Figura 22 - SPA desenvolvido. | 43 |
| Figura 23 - Determinação das paredes internas e externas. | 46 |
| Figura 24 - Condições de paredes definidas. | 47 |

| | |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Figura 25 - <i>Mesh</i> do modelo gerada..... | 47 |
| Figura 26 - Aplicação de forças sobre o corpo..... | 48 |
| Figura 27 - Pressão interna aplicada no atuador..... | 49 |
| Figura 29 – Resultado conjugado FEM do atuador desenvolvido, com as respectivas cores de deformação..... | 53 |
| Figura 30 - Medição das tensões elásticas máximas. | 53 |
| Figura 31 - Resultado da colocação da estrutura sólida a diferentes profundidades com as respectivas escalas de cores de deformação. a) profundidade de 2 mm, b) Profundidade de 1 mm, c) Profundidade de 1,5 mm..... | 54 |
| Figura 32 - Dimensões utilizadas no atuador. | 56 |
| Figura 33 - Primeira iteração do molde desenvolvido..... | 57 |
| Figura 34 - Segunda iteração do molde desenvolvido..... | 58 |
| Figura 35 - Terceira iteração do molde desenvolvido. | 59 |
| Figura 36 - Impressora 3D utilizada - bq Witbox®..... | 60 |
| Figura 37 - Representação do modelo antes de ser impresso. | 61 |
| Figura 38 - Modelo impresso da primeira iteração realizada. | 62 |
| Figura 39 - Modelo impresso da segunda iteração realizada..... | 62 |
| Figura 40 - Modelo impresso da terceira iteração realizada..... | 63 |
| Figura 41 - Mistura de silicone Elastosil M4601. | 63 |
| Figura 42 - Processo de fabrico do atuador. | 64 |
| Figura 43 – Segunda iteração do atuador em silicone fabricado. | 65 |
| Figura 44 – Terceira iteração do atuador em silicone fabricado. | 65 |
| Figura 45 - Colocação da folha de papel na base do molde. | 66 |
| Figura 46 - Diferentes atuadores fabricados..... | 67 |
| Figura 47 - Circuito Electropneumático [70]. | 68 |
| Figura 48 - Esquema representativo do circuito electropneumático [70]..... | 68 |
| Figura 49 – Manómetro..... | 69 |
| Figura 50 - Plataforma de testes experimentais..... | 69 |
| Figura 51 - Representação do atuador voltado para cima e o movimento a realizar. | 70 |
| Figura 52 - Representação do atuador voltado para baixo e o movimento a realizar..... | 70 |
| Figura 53 - Imagem obtida do software KINOVEA com medição do deslocamento. | 71 |
| Figura 54 - Imagem obtida do software KINOVEA com medição do ângulo. | 72 |
| Figura 55 - Deslocamento das falanges num individuo saudável com e sem exoesqueleto [21]..... | 77 |
| Figura 56 - Atuador com erro de fabrico visto em teste..... | 82 |
| Figura 57 - Luva completa desenvolvida. | 83 |
| Figura 58 - Luva calçada e em teste com objetos diferentes..... | 83 |

Índice de Gráficos

| | |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| Gráfico 1 - Flexão do atuador 2 consoante a pressão aplicada voltado para cima e para baixo respetivamente..... | 73 |
| Gráfico 2 - Flexão do atuador 3 consoante a pressão aplicada voltado para cima e para baixo respetivamente..... | 74 |
| Gráfico 3 - Flexão do atuador 4 consoante a pressão aplicada voltado para cima e para baixo respetivamente..... | 74 |
| Gráfico 4 - Flexão do atuador 5 consoante a pressão aplicada voltado para cima e para baixo respetivamente..... | 75 |
| Gráfico 5 - Flexão do atuador 6 consoante a pressão aplicada voltado para cima e baixo respetivamente..... | 75 |
| Gráfico 6 – Exemplo de um estudo com um ângulo de flexão esperado para este material [73]..... | 76 |
| Gráfico 7 - Deslocamento nos eixos x e y das pontas do atuador 2 quando voltado para cima. | 77 |
| Gráfico 8 - Deslocamento nos eixos x e y das pontas do atuador 2 quando voltado para baixo..... | 78 |
| Gráfico 9 - Deslocamento nos eixos x e y das pontas do atuador 3 quando voltado para baixo. | 79 |
| Gráfico 10 - Deslocamento nos eixos x e y das pontas do atuador 4 quando voltado para baixo. | 79 |
| Gráfico 11 - Deslocamento nos eixos x e y das pontas do atuador 5 quando voltado para baixo. | 80 |
| Gráfico 12 - Deslocamento nos eixos x e y das pontas do atuador 6 quando voltado para baixo. | 81 |
| Gráfico 13 - Flexão do atuador 1 consoante a pressão aplicada voltado para cima e baixo respetivamente..... | 95 |
| Gráfico 14 - Deslocamento nos eixos x e y das pontas do atuador 1 quando voltado para cima. | 96 |
| Gráfico 15 - Deslocamento nos eixos x e y das pontas do atuador 1 quando voltado para baixo. | 96 |
| Gráfico 16 - Deslocamento nos eixos x e y das pontas do atuador 3 quando voltado para cima. | 98 |
| Gráfico 17 - Deslocamento nos eixos x e y das pontas do atuador 4 quando voltado para cima. | 100 |
| Gráfico 18 - Deslocamento nos eixos x e y das pontas do atuador 5 quando voltado para cima. | 102 |
| Gráfico 19 - Deslocamento nos eixos x e y das pontas do atuador 6 quando voltado para cima. | 104 |
| Gráfico 20 - Flexão do atuador 7 consoante a pressão aplicada voltado para cima e baixo respetivamente..... | 106 |
| Gráfico 21 - Deslocamento nos eixos x e y das pontas do atuador 7 quando voltado para cima. | 106 |
| Gráfico 22 - Deslocamento nos eixos x e y das pontas do atuador 7 quando voltado para baixo..... | 107 |

Índice de Tabelas

| | |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| Tabela 1 - Amplitudes de movimentos das diversas articulações do 2º ao 5º quinto dedo. | 12 |
| Tabela 2 - Vantagens entre os diferentes tipos de atuadores [30] | 25 |
| Tabela 3 - Tabela de sistemas de exoesqueletos macios de mão [38,55] | 33 |
| Tabela 4 - Tabela de descrição das medidas antropométricas da mão do género feminino [65] | 42 |
| Tabela 5 – <i>Datasheet</i> técnica do material Elastosil M4601 [68]..... | 45 |
| Tabela 6 - Propriedades do papel definidas [52]. | 45 |
| Tabela 8 - Resultados das simulações FEM para diferentes pressurizações internas..... | 50 |
| Tabela 8 - Parâmetros de impressão do molde | 60 |
| Tabela 9 - Tabela de pressões e ângulos obtidos no teste do atuador 2 voltado para cima e para baixo. | 73 |
| Tabela 10 -Tabela de pressões e ângulos obtidos no teste do atuador 1 voltado para cima e para baixo. | 95 |
| Tabela 11 - Tabela de pressões e ângulos obtidos no teste do atuador 3 voltado para cima e para baixo. | 97 |
| Tabela 12 - Tabela de pressões e ângulos obtidos no teste do atuador 4 voltado para cima e para baixo | 99 |
| Tabela 13 - Tabela de pressões e ângulos obtidos no teste do atuador 5 voltado para cima e para baixo | 101 |
| Tabela 14 - Tabela de pressões e ângulos obtidos no teste do atuador 6 voltado para cima e para baixo | 103 |
| Tabela 15 -Tabela de pressões e ângulos obtidos no teste do atuador 7 voltado para cima e para baixo | 105 |

Lista de Acrónimos

| | | |
|----------|---|-----------------------------------------------------------------------------|
| 3D | – | Tridimensional |
| ABS | – | Acrilonitrila Butadieno Estireno (<i>Acrylonitrile butadiene styrene</i>) |
| AVC | – | Acidente Vascular Cerebral |
| BJ | – | <i>Binder Jetting</i> |
| CAD | – | <i>Computer Aided Design</i> |
| CPM | – | <i>Continuous Passive Motion</i> |
| DLP | – | <i>Direct Light Processing</i> |
| EBM | – | <i>Electron Beam Melting</i> |
| EEG | – | Eletroencefalograma |
| FEA | – | <i>Fluidic Elastomer Actuator</i> |
| FEM | – | <i>Finite Element Method</i> |
| FDM | – | <i>Fused Deposition Modelling</i> |
| ILC | – | <i>Iterative Learning Control</i> |
| MN | – | Mega newtons |
| PAM | – | <i>Pneumatic Artificial Muscle</i> |
| PID | – | <i>Proportional-Integral-Derivative</i> |
| PLA | – | Polímero de Ácido Polilático (<i>Polylactic Acid</i>) |
| PneuNets | – | <i>Pneumatic Networks</i> |
| ROM | – | <i>Range of Motion</i> |
| Rpm | – | Rotações por minuto |
| SEA | – | <i>Series Elastic Actuators</i> |
| sEMG | – | <i>Surface electromyography</i> |
| SFA | – | <i>Soft Fluidic Actuator</i> |
| SLA | – | Estereolitografia (<i>Sterolithography Apparatus</i>) |
| SLS | – | <i>Selective Laser Sintering</i> |

| | | |
|-----|---|----------------------------------|
| SLM | – | <i>Selective Laser Melting</i> |
| SMA | – | <i>Shape Memory Alloys</i> |
| SPA | – | <i>Soft Pneumatic Actuator</i> |
| STL | – | <i>Stereolithographic Format</i> |

1 Introdução

1.1 Problemática e motivação

As práticas diárias do ser humano requerem a total funcionalidade da mão, nomeadamente a capacidade de mover os dedos. A perda desta capacidade quer seja parcial ou total interfere com o desempenho destas atividades o que conduz a uma redução considerável da qualidade de vida do indivíduo [1,2].

Com base nos padrões de funcionalidade da mão e sua atividade muscular é possível fazer um plano adaptado de reabilitação (Figura 1), no sentido de superar estas adversidades através da fisioterapia que permite de uma forma eficaz recuperar movimentos controlados do membro previamente perdidos por diversas condições incapacitantes. Consequências estas que derivam comumente de doenças neurológicas e músculo-esqueléticas, como casos de paralisia cerebral, artrite, doença de Parkinson ou acidente vascular cerebral (AVC) e envelhecimento [1,2].

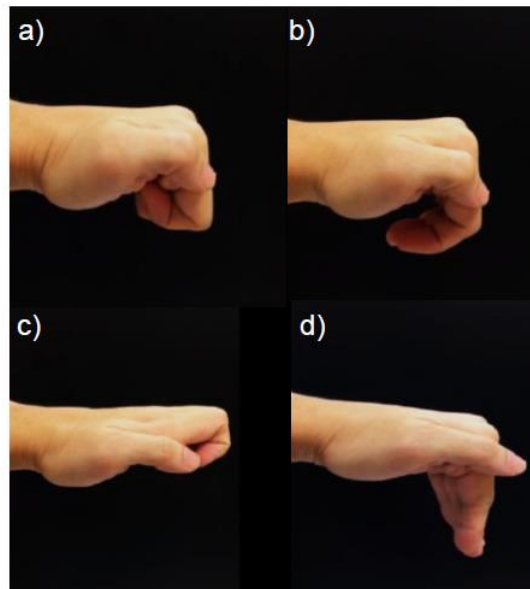


Figura 1 – Exemplos de exercícios de fisioterapia tipicamente realizados, a) Mão totalmente fechada, b) Mão fechada com o punho a direito, c) Dedos em posição de gancho, d) Mão fletido com os dedos a direito [3].

Cerca de dois terços dos indivíduos que sofreram um AVC têm dificuldades em controlar as funções dos membros superiores, o que reduz consideravelmente a sua qualidade de vida. Intervenções em pacientes com deficiências mais ligeiras que são submetidos a uma sequência de múltiplos tipos de intervenção apresentam resultados positivos, enquanto pacientes com deficiências moderadas a graves os resultados ainda não são os desejados. Um dos défices mais comuns a ocorrer na perda de função da mão é a perda de capacidade de extensão dos dedos. Muitos dos pacientes que sofreram AVC apresentam numa fase inicial uma paresia flácida que é substituída por hipertonia, espasticidade e sinergia anormal nos flexores dos dedos, o que que provoca a perda de controlo de movimentos

voluntários e hiperflexão, restringindo a capacidade de abertura da mão. Estudos revelam que cerca de 82% destes indivíduos diminuem a sua força de preensão e 88% diminui a capacidade de extensão dos dedos [4].

Torna-se, portanto, revelante abordar esta temática uma vez que determinadas limitações da mão podem ser decorrentes de patologias como o AVC que segundo o Serviço Nacional de Saúde continua a tratar-se de uma das principais causas de morte em Portugal e de incapacidades motoras. De acordo com a organização mundial da saúde cerca de 15 milhões de pessoas a nível mundial sofrem de AVC cada ano. Dados de 2019 revelam que o número de caso por ano de AVC em Portugal rondava os 3.456 casos. Como resultado desta patologia os indivíduos ficam com incapacidades graves durante um longo período podendo estar associado a uma hemiplegia com falta de força, coordenação muscular, perda de destreza e precisão [4–6].

Nos últimos anos, a introdução de estratégias de reabilitação assistidas por dispositivos robóticos tem vindo a crescer, nomeadamente com o uso de exoesqueletos. Particularmente o uso de *wearable devices* (dispositivos vestíveis) têm sido demonstrados como eficazes em terapias de reabilitação, uma vez que permitem um uso prolongado e intensivo proporcionando uma melhoria mais rápida. Por se tratar de dispositivos personalizáveis podem ainda ser adaptados a cada paciente correspondendo às suas necessidades individuais [4,7,8].

1.2 Objetivos (Proposta)

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 [2,9].

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 [2,9].

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 [2].

O principal objetivo do presente trabalho é o desenvolvimento de uma luva pneumática com recurso a uma tecnologia de *soft robotics* (robótica macia) com especificação de determinados requisitos. Este exoesqueleto macio deverá permitir facilitar a repetição dos exercícios de reabilitação. Auxiliando nos movimentos de flexão e extensão dos dedos de forma que o paciente consiga executar movimentos por si próprio sem recorrer a vários recursos fisioterapêuticos e materiais que possam ser limitados. A fim de melhorar a acessibilidade aos recursos disponibilidades e eficácia terapêutica.

A tecnologia de *soft robotics* apresenta diversas vantagens pois trata-se de uma área de investigação relativamente recente e em evolução rápida. A manipulação de objetos estudada até à data apenas ocorre a baixas forças de execução. Como tal, com recurso a uma análise de Elementos Finitos obtém-se resultados simulados que permitem executar uma análise estrutural e otimizar a geometria do protótipo em estudo.

Para a obtenção do protótipo final foram tidos em conta diversos objetivos intermédios. Inicialmente este processo parte das necessidades do paciente que irá utilizar o dispositivo. Desta forma, para a criação da luva foi realizado um estudo da compreensão anatómica e biomecânica da mão humana, tal como um estudo de soluções atualmente disponíveis em mercado. O estudo da tecnologia *soft robotics* permitiu a compreensão do modelo a utilizar e quais as suas características físicas. Seguido de um processo de modelação e validação dos atuadores criados que permitiu comparar com os resultados esperados na literatura. A conceção dos atuadores decorreu por via de moldes, posteriormente testados experimentalmente. No final procedeu-se à montagem completa da luva e sistema electropneumático associado, acompanhado de testes de preensão com diferentes objetos.

1.3 Organização do volume

O envolvimento multidisciplinar para desenvolvimento do protótipo da luva requer uma abordagem de temas diversificados em determinadas áreas de interesse para o seu devido fundamento teórico.

Esta dissertação é composta por seis capítulos iniciando com a introdução do trabalho com a devida motivação, objetivos e metodologia. O capítulo 2 apresenta os conceitos introdutórios que abrangem a temática da anatomia e biomecânica da mão com descrição do sistema músculo-esquelético.

No capítulo 3 apresenta-se o estado de arte sobre os exoesqueletos e as suas tipologias de atuação e constituição tal com os últimos desenvolvimentos no campo da *soft robotics*.

No capítulo 4 são descritos os pontos necessários para a criação dos atuadores, por via de modulação computacional, referenciando a estrutura principal. Neste capítulo são analisados todos os passos no

processo de desenho e conceção dos atuadores tal como uma análise por elementos finitos para a sua validação.

No capítulo 5 encontra-se descrito o desenvolvimento dos atuadores pneumáticos desde o seu processo de fabrico dos atuadores, plataforma de testes até à caracterização dos mesmos através de testes experimentais. Estabelece-se uma relação entre os resultados obtidos experimentalmente e os resultados obtidos por modelação assim como a montagem completa do protótipo, incluindo os meios de controlo associados.

Por último, no capítulo 6 são apresentadas as reflexões e conclusões do trabalho desenvolvido, assim como perspectivas para futuros trabalhos.

2 Anatomia e biomecânica da mão

2.1 Planos anatômicos e terminologias

O conhecimento de terminologias adequadas permite uma melhor compreensão da localização de determinadas regiões e partes do corpo humano, tal como planos anatômicos pelos quais o corpo pode ser seccionado.

Durante o estudo do corpo humano, a familiarização com os diferentes termos torna-se importante de forma a compreender a região do corpo em causa. Termo descritivo como “em cima” é substituído pelo termo superior, “em baixo” pelo termo inferior, “em frente” por anterior e finalmente “atrás” é substituído por posterior. Quando se aborda o termo proximal, este indica o “mais próximo” e por outro lado, o termo distal significa “mais distante”. A título de exemplo pode-se dizer que cada membro se encontra ligado ao corpo segundo a sua extremidade proximal e pode apresentar como extremidade distal a mão [10–12].

A posição em que o corpo humano se encontra define a descrição de umas das suas partes em relação a outras. Como tal, a posição anatômica consiste na posição em que o indivíduo se encontra de pé e ereto com a face orientada para a frente, denominada de posição standard [10–12].

A identificação e descrição de certas localizações de regiões ou partes do corpo, decorre da utilização de superfícies planas imaginárias que permitem seccionar o corpo, tornando-o passível de ser observável no seu interior e na sua estrutura. Os planos que definem o corpo humano podem ser observados na Figura 2. Estes são constituídos pelo plano sagital, que atravessa o corpo de forma vertical, obtendo a separação entre esquerda e direita. O plano transversal ou horizontal, que separa a região superior e inferior do corpo, estando este paralelamente ao chão. O plano frontal ou coronal separa o corpo verticalmente em duas porções, da direita para a esquerda, obtendo as porções anterior e posterior [10–12].

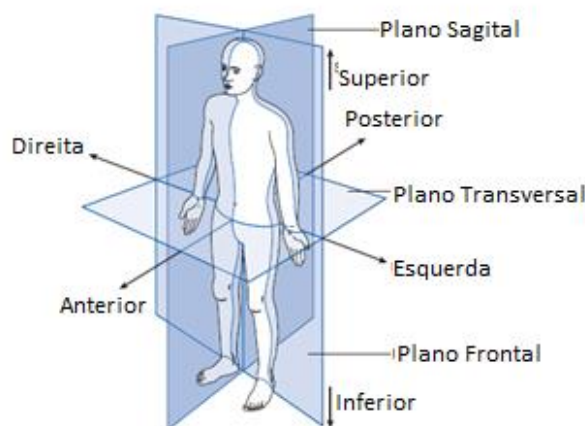


Figura 2 - Planos anatômicos de referência [11].

Termos a ter em consideração são os termos proximal e distal, que permitem descrever estruturas lineares. Nomeadamente o uso do termo proximal refere-se a um ponto que se encontre mais próximo ao tronco e o termo distal refere-se a um ponto mais afastado [10–12].

Torna-se ainda importante realçar outros termos, no âmbito da presente dissertação, como os termos de movimentos. O movimento provocado pela ação muscular geralmente consiste num conjunto de movimentos que funcionam como um par. Neste caso fala-se de movimentos como a flexão (dobrar) e extensão (esticar), que são movimentos contrários e descritos aos pares. Outro conjunto de movimentos a abordar são os movimentos de abdução e adução. A abdução consiste no afastamento ao eixo de referência e a adução consiste na aproximação ao eixo de referência [10–12].

Termos de movimentos como a pronação e a supinação podem também surgir, o primeiro referindo-se a uma rotação medial e o segundo a uma rotação lateral [10–12].

2.2 Anatomia do membro superior

O conhecimento da osteologia do membro superior permite a compreensão dos movimentos capazes de executar uma amplitude de movimentos, como levantar, agarrar, tocar ou segurar um objeto. O membro superior e a cintura escapular articulam-se com o corpo através de músculos que permitem uma liberdade de movimentos consideráveis. Esta liberdade de movimentos possibilita a colocação da mão numa grande variedade de posições com o intuito de realizar as suas funções [10,11].

O membro superior encontra-se dividido em quatro segmentos: a cintura escapular, o braço, o antebraço e a mão [10,11].

O braço é composto pelo úmero, encontrado entre o ombro e o cotovelo. A cabeça do úmero, que se encontra na sua extremidade proximal, articula-se com a cavidade glenóidea da omoplata. Na região distal, a nível externo da superfície articular (côndilo umeral) este osso articula-se com o rádio, enquanto a nível interno da superfície articular (tróclea umeral) ocorre a articulação com o cúbito [10,11].

O antebraço é constituído por dois longos ossos dispostos paralelamente, no lado interno (medial) encontra-se o cúbito ou ulna e do lado externo (lateral) encontra-se o rádio [10,11]. Na sua extremidade proximal a superfície articular do cúbito denomina-se de cavidade sigmóidea e esta articula-se com o úmero, enquanto na sua extremidade distal articula-se através de uma pequena cavidade sigmóidea com o rádio e o osso piramidal [10,11]. O rádio, na sua extremidade proximal, articula-se com o úmero através da sua cabeça. E que, por sua vez, se articula com o cúbito e ossos do

carpo na extremidade distal. Esta extremidade é mais alargada e apresenta uma apófise estilóideia localizada externamente, onde permite a inserção dos ligamentos do punho [10,11].

2.2.1 Anatomia da mão

A região anatómica da mão contém diversas estruturas especializadas, que de forma sincronizada fornecem uma precisão biomecânica e capacidade motora fina. Uma vez que a mão pode ser afetada por uma grande variedade de condições, quer sejam estas congénitas ou adquiridas, ou até por pequenas lesões traumáticas, pode resultar numa significativa redução ou perda de funções. Assim, e para uma melhor gestão destas condições, é essencial requerer um conhecimento sólido da anatomia desta região [10,11,13].

A mão representa uma região anatómica constituída por cerca de 27 ossos, divididos em três grupos, o carpo, o metacarpo e dedos, como evidenciado pela Figura 3. A região do carpo constitui uma zona curta entre o antebraço e a mão, sendo composto por oito ossos que constituem o carpo. Estes encontram-se dispostos em duas filas de quatro ossos cada. Na sua totalidade estes ossos são convexos atrás e côncavos à frente. Na região anterior do punho surge um túnel denominado de canal cárpico, ou túnel do carpo, que aloja a passagem de tendões, nervos e vasos sanguíneos que irrigam a mão. O carpo por si pode ser considerado como uma articulação funcional, no sentido em que realiza extensão/flexão e desvio ulnar/radial. A articulação que permite ligar os ossos distais do carpo à base dos ossos dos metacarpos consiste na articulação carpometacarpal [10,11,13,14].

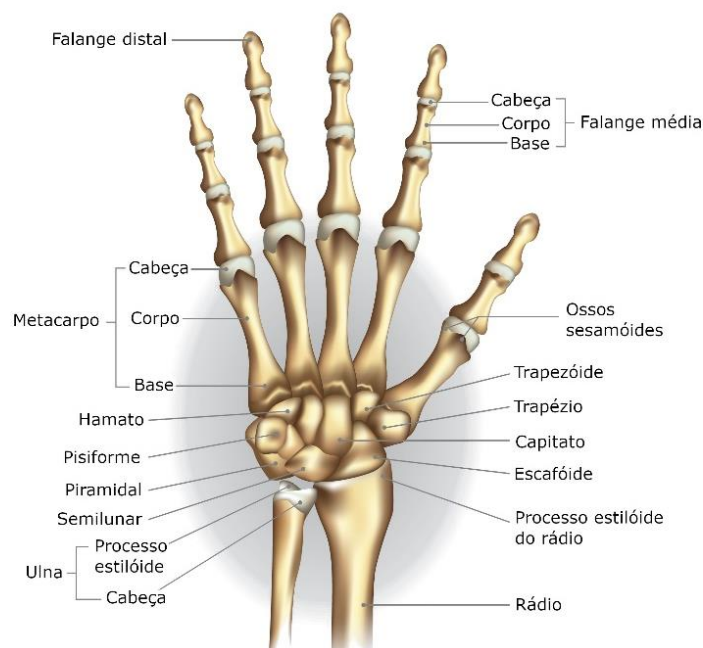


Figura 3 - Anatomia da mão e punho [15].

Na mão, os cinco metacarpos articulam-se com os ossos do carpo formando desta forma os ossos da mão, estes são ossos longos e dispostos verticalmente, formando o grupo dos dedos. Estes ossos apresentam uma ala palmar curva côncava que ligam às falanges dos dedos. A sua estrutura permite que, quando a mão se encontra em posição de repouso, a palma da mão apresente uma forma côncava. Os metacarpos apresentam como principal função a realização de preensão e servem como ponte para a passagem dos nervos dos dedos [10,11,13].

Em relação à sua estrutura física as cabeças do 2º e 3º metacarpos encontram-se pronadas em relação à base, enquanto as cabeças dos 4º e 5º metacarpos encontram-se supinadas em direção à base. O terceiro metacarpo tem o seu eixo longitudinal orientado em direção ao osso escafoide e os 4º e 5º metacarpos em relação ao osso lunar [13].

Os dedos designados por polegar, indicador, dedo médio, anelar e dedo mínimo, compreendem ossos denominados de falanges. Os vários dedos são formados por três falanges (proximal, média e distal), no entanto o polegar é diferente sendo formado por apenas duas falanges (proximal e distal). Estes são ainda denominados de 1 a 5, partindo do polegar [13].

2.3 Musculatura do membro superior

A musculatura do braço permite os movimentos de flexão e extensão, supinação e pronação do antebraço. Os músculos que se localizam no braço trata-se do bicípite braquial, braquial anterior e tricípite braquial. O grupo de músculos que se inserem no antebraço compreendem o ancóneo, longo supinador, quadrado pronador e curto supinador [10,11,14].

Os músculos constituintes do antebraço são divididos em dois grupos: grupo anterior e posterior, atribuindo funções a cada parte muscular. Os músculos da região anterior são responsáveis pelos movimentos de flexão do punho e dedos da mão. Enquanto os músculos da região posterior permitem realizar a extensão do punho e dedos [10,11,14].

O controlo muscular da mão é realizado por músculos extrínsecos e intrínsecos a esta. A nível da região intrínseca, os músculos encontram-se inteiramente na mão, são constituídos pelos interósseos, lumbricais, tenar e hipotenar. Os músculos interósseos encontram-se divididos em três músculos palmares e quatro músculos dorsais. Estes permitem a realização dos movimentos de adução e abdução dos respetivos dígitos. Os músculos lumbricais são responsáveis pela flexão na articulação metacarpofalângica, realizando ao mesmo tempo a extensão da articulação interfalângica no lado radial [10,11,13,14].

Os músculos extrínsecos têm a sua origem no antebraço, mas os tendões inserem-se na mão. Neste conjunto encaixam dois músculos anteriores, sendo estes o grande palmar e o cubital anterior, que realizam a flexão do punho. Outros três músculos posteriores, o longo radial, o curto radial e o cubital posterior, executam a extensão do punho. O músculo flexor comum superficial dos dedos e o flexor comum profundo dos dedos realizam a flexão dos quatro dedos internos, por outro lado a extensão destes é feita pelo músculo extensor comum dos dedos. Os movimentos do polegar são executados, em parte, pelo longo abductor do polegar, longo extensor do polegar e curto extensor do polegar[10,11,13,14].

2.4 Biomecânica da mão

A eficácia organizada da anatomia da mão promove a realização de uma variedade de tarefas complexas, que requerem uma combinação de movimentos complexos e a produção de uma força controlada. A lesão de qualquer uma destas partes pode conduzir a alteração da função geral da mão e complicar a gestão terapêutica. Logo, a reabilitação da mão torna-se diferente da reabilitação de outras partes do corpo, dado a sua complexidade e cirurgias delicadas associadas à reparação de tecidos, consequentemente levando também à complexidade da reabilitação [16–18].

A amplitude de movimento (*Range of motion* - ROM) consiste numa componente essencial para a avaliação da função da mão, a limitação dos movimentos irá posteriormente prejudicar esta função. Assim, é relevante realizar uma avaliação minuciosa da amplitude de movimentos de cada articulação. Esta amplitude pode ser analisada com recurso à utilização da goniometria como método de avaliação[16–18].

No movimento de supinação, o paciente roda o antebraço para uma posição máxima, em que a mão se encontra com a face palmar voltada para cima. O goniómetro é colocado ao longo do eixo umeral e com o braço móvel a nível do estiloide ulnar. A gama de movimentos normal de supinação varia entre 0° e 80°/90°. Por outro lado, o movimento contrário, a pronação ocorre quando paciente roda o antebraço para a posição máxima, em que a mão se encontra com a palma voltada para baixo. Neste movimento o goniómetro é colocado da mesma forma que na supinação, sendo a única diferença a posição da mão. A gama de movimentos da pronação da mão varia entre 0° e 80°/90° [16,18].

A amplitude de movimentos articulares da mão é medida a partir da articulação do meio do carpo sob uma posição neutra. Para a medição da flexão, o cotovelo deve encontrar-se numa posição flexionada, enquanto o antebraço e braço devem estar colocados numa posição neutra. O carpo pode realizar uma flexão de cerca de 80°. A medição da extensão do pulso ocorre da mesma forma que a medição da flexão do mesmo. Após o posicionamento adequado, o pulso exerce uma extensão máxima, podendo

de certa forma deixar os dedos serem flexionados passivamente. O goniómetro é colocado ao longo do eixo do antebraço e ao longo do terceiro metacarpo. Podendo realizar uma extensão de 80°. O desvio ulnar e radial do pulso deriva da adição do pulso em posição neutra, com o antebraço em pronação. Colocando o goniómetro na posição média dorsal, e inclinando o punho em direção ao polegar e ao quinto dedo, é avaliado assim o respetivo desvio radial e ulnar. O desvio radial varia assim entre 15° a 25° e o desvio ulnar varia em cerca de 40° a 50°. Estes movimentos descritos podem assim ser observados na Figura 4 [13,16–18].

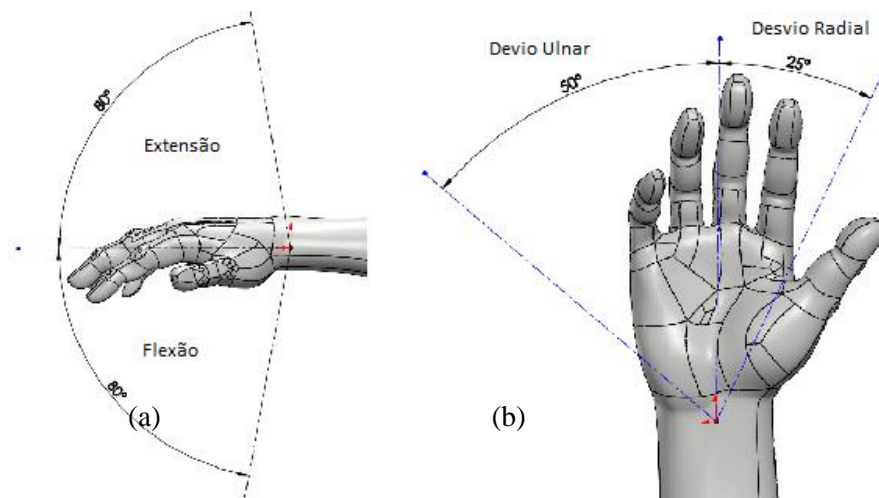


Figura 4 – (a) Representação da estrutura da mão indicando a amplitude de movimentos de flexão/extensão do pulso, (b) Indica o desvio ulnar/radial e a sua amplitude máxima de movimentos [13].

A amplitude de movimentos dos dedos é avaliada com o pulso numa posição neutra, de forma a permitir a passagem dos tendões dos longos flexores e extensores dos dedos. A nível da região dos metacarpos, a amplitude de movimentos no 2° e 3° metacarpo encontra-se mais limitada que os restantes metacarpos. Estes dois constituem as regiões mais estáveis da palma da mão, enquanto o 4° e 5° metacarpo são de certa forma mais flexíveis [13,16–18].

Segundo a Figura 5, a articulação metacarpofalângica realiza movimentos apenas com dois graus de liberdade, que envolvem a abdução/adução e flexão/extensão. A articulação interfalângica proximal de forma conjunta com a metacarpofalângica realizam os movimentos funcionais mais importantes, ou seja, permitem realizar a preensão, segurar objetos e fechar o punho. Ao contrário da primeira articulação, a articulação interfalângica proximal e distal apresentam apenas um grau de liberdade, sendo este para a realização de flexão/extensão [13,17,18].

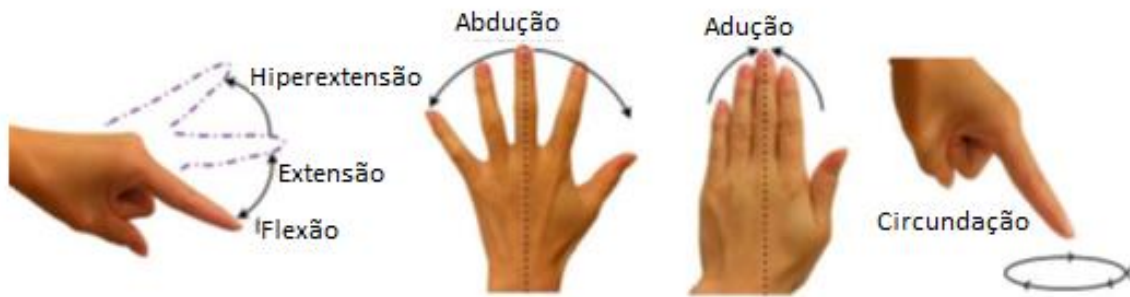


Figura 5 - Indicação dos movimentos flexão, extensão, abdução, adução e circundação da mão [13].

A amplitude de movimentos do segundo ao quinto dedo pode ser observada na tabela seguinte (Tabela 1) [13,17,18]:

Tabela 1 - Amplitudes de movimentos das diversas articulações do 2º ao 5º quinto dedo.

| <i>Articulação</i> | <i>Graus de liberdade</i> |
|--------------------------------|---------------------------|
| <i>Metacarpofalângica</i> | [-90°, 30°] |
| <i>Interfalângica proximal</i> | [-120°, 0°] |
| <i>Interfalângica distal</i> | [-80°, 0°] |

O polegar é o dedo com maior mobilidade e força devido à sua amplitude de movimentos, permitindo realizar a oponência e contribuindo de forma significativa para as funções de segurar objetos. A sua articulação carpometacarpal permite que, numa posição neutra, o eixo articular forme um ângulo de 30° com o segundo metacarpo [13,17,18].

Assim, devido à sua articulação, o polegar apresenta dois graus de liberdade, um de abdução/adução em torno do eixo de base no primeiro metacarpo, realizando um ângulo de 45° em relação ao plano com a mão estendida. E como segundo grau de liberdade a flexão/extensão. Desta forma, permite a execução de um ângulo de 35° de abdução e 25° de adução, 25° de flexão e 45 de extensão e uma rotação aproximadamente de 10° [13,17,18].

Dependendo da tarefa que esteja a ser executada, diferentes tipos de pegas são possíveis, como tal existem três possíveis categorias de classificação: força, prensão e pega por gancho (Figura 6). A primeira categoria refere-se a um objeto que se encontra entre os dedos parcialmente flexionados e a palma da mão, com o polegar a aplicar uma contrapressão. Um exemplo deste tipo de pega é segurar um copo. A pega por prensão ocorre quando um objeto é apertado entre a parte distal de um dedo e o polegar. Exemplo deste tipo de pega pode ser o segurar uma caneta [13,17,18].

A pega por gancho ocorre quase sempre sem a utilização do polegar. Neste tipo de pega os dedos encontram-se totalmente flexionados formando um “gancho” na palma da mão. Esta pode ser útil quando a preensão é utilizada e quando tem de ser exercida força durante longos períodos de tempo, como o exemplo em segurar um saco [13,17].

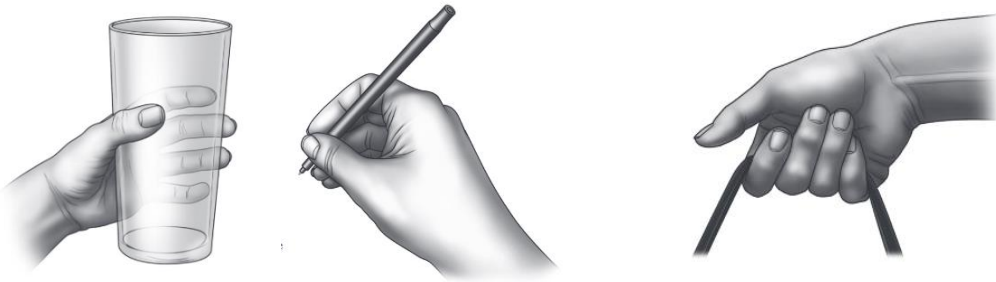


Figura 6 - Tipos de pegas: (a) pega por força, (b) preensão, (c) pega por gancho [16].

3 Exoesqueletos – Estado de arte

A ideia de devolver um dispositivo capaz de ser acoplado ao corpo humano surge pela primeira vez nos anos 60 quando foi desenvolvido o primeiro exoesqueleto de corpo inteiro, para amplificar a força humana. Nos anos 80 foram desenvolvidos os primeiros exoesqueletos para o membro superior e mão. Inicialmente esta tecnologia foi desenvolvida para fins militares tendo desencadeado o interesse para a área médica e de reabilitação. O termo “exoesqueleto” refere-se assim a uma “carapaça” exterior rígida nos animais que tem como propósito proteger e apoiar o seu corpo [13,19,20].

Assim, os exoesqueletos da mão consistem em *wearables devices* (dispositivos robóticos vestíveis) capazes de auxiliar os dedos da mão humana, de forma a que esta complete a sua total amplitude de movimentos, amplifique a sua potência e permita a reabilitação de mãos deficientes, podendo ainda fornecer um *feedback* (realimentação) tátil para aplicações virtuais [8,13,19–21].

Normalmente, a reabilitação após um AVC é iniciada imediatamente após a recuperação do paciente, esta é iniciada no hospital com um conjunto de exercícios de fisioterapia. Esta reabilitação é considerada de prioridade inferior em relação à recuperação da parte superior do braço, que por sua vez é secundária à reabilitação do tronco e membros inferiores. Assim, a reabilitação da mão começa após a fase aguda, ou seja, decorre cerca de 6 meses a seguir ao início do AVC. O uso de estruturas robóticas para auxílio a esta reabilitação pode ter o potencial de melhoramento do processo de tratamento, orientando os exercícios, armazenado e fornecendo acesso aos dados para análise dos profissionais [8,13,19,21].

Um exoesqueleto para a mão apresenta como principal função a recuperação ou restauração da capacidade motora do paciente com deficiência. Vários estudos têm vindo a comprovar os benefícios no processo de reabilitação com o uso de exoesqueletos, que assim minimizam a tensão muscular e atividade muscular localizada. Os principais aspetos a ter em conta aquando da confeção de um exoesqueleto são: qual o seu tipo, o seu propósito, qual o seu *design* (atuação, sensores, controlo) e quais os requerimentos para o *design*. A maioria dos exoesqueletos para a mão não consideram o movimento do pulso, como tal os seus *designs* ou mantêm o pulso numa posição estática ou permitem apenas que este realize flexão/extensão [13,19–22].

Os exoesqueletos para a mão, desenvolvidos ao longo dos anos, podem ser divididos sob duas categorias, como rígidos ou flexíveis, ou como uma combinação de ambos (Figura 7 (a)(b)(c)). Os primeiros, abrangem mecanismos onde as forças são transmitidas para as juntas necessárias, através de uma estrutura mecânica que se encontra idealmente alinhada com cada articulação anatómica. Este tipo de mecanismo, apesar de ser bastante intuitivo, restringe o tamanho do dispositivo devido ao espaço limitado entre os dedos e usualmente requerem ajustes personalizados [13,19,21].



Figura 7 – (a) Exoesqueleto rígido do membro superior. (b)(c) Exoesqueletos macios disponíveis no mercado [23].

No sentido de ultrapassar este problema, muitos exoesqueletos foram desenhados para terem um tamanho reduzido e adicionar graus de liberdade à mão, desenvolvendo assim um *design* com um centro de rotação remoto (Figura 8 (a)). Este desenho é colocado sob o lado dorsal dos dedos, transmitindo a sua força articular através das falanges. Outros possíveis desenhos englobam a utilização de ligações de quatro barras (Figura 8 (b)), em que ocorre ligação às falanges após a junta necessária, estes normalmente são maiores que o centro remoto dos mecanismos de rotação[13,19,21].

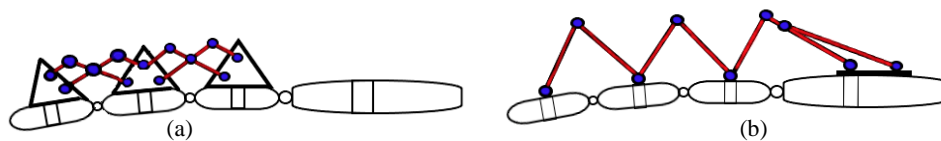


Figura 8 - (a) Representação do centro de rotação remoto, (b) Representação do mecanismo de ligação de quatro barras [13,19,21].

Assim, estes robôs rígidos requerem o uso de atuadores para que cada ligação rígida possa alcançar os movimentos desejados [13,19,21].

Por outro lado, os exoesqueletos denominados de macios (*soft exoskeleton*) são concebidos sob a forma de uma luva por meio de materiais flexíveis ou estruturas elásticas, que permitem transmitir as forças para as articulações dos dedos. Por via da integração de atuadores distribuídos por toda a sua estrutura e devido á natureza passiva dos materiais utilizados, os graus necessários ao acionamento dos atuadores são inferiores aos graus de liberdade de movimento (Figura 9) [13,19,21].

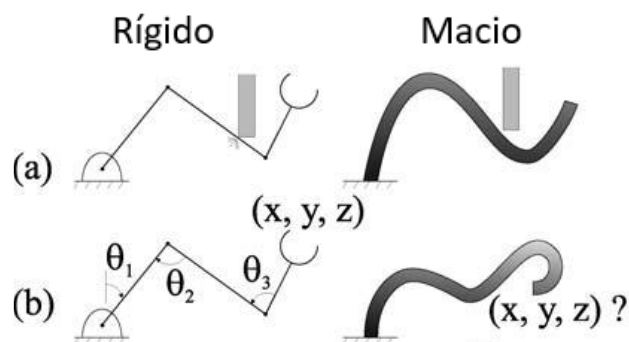


Figura 9 - Capacidades de um robô rígido e de um soft robot [24].

Diferentes modelos têm vindo a ser concebidos, modelos tais como músculos artificiais, dispositivos acionados por tendões (Figura 10 (a)) ou através de estruturas mecânicas pneumáticas (Figura 10 (b)). Estes têm como vantagens a sua leveza e o fato de serem compactos, por outro lado, requerem cabos ou tubos de ar situados remotamente à unidade acionadora. Assim, o seu desenvolvimento deve ter sempre em conta quais os fins terapêuticos e de reabilitação da luva, uma vez que não existe uma estrutura rígida para conduzir os dedos e transmitir os binários necessárias às articulações. A estrutura flexível irá depender da estrutura óssea rígida do esqueleto para conduzir os dedos nos movimentos de flexão/extensão, abdução/adução, logo a introdução de forças desalinhadas poderá conduzir a possíveis lesões secundárias ou causar desconforto aos utentes [13,19,21].



Figura 10 - (a) Representação do modelo acionado por tendões, (b) Representação do modelo de luva [13,19,21].

A segurança do paciente é um dos requisitos mais importantes no desenvolvimento de qualquer dispositivo que interaja com o utente. Como tal, sendo os exoesqueletos dispositivos que se encontram em contacto direto com o utente, as suas conceções mecânicas devem ter em consideração este aspeto. Este dispositivo deverá respeitar os seus limites da amplitude de movimentos, sem os exceder, uma vez que poderá causar danos no utilizador. Assim, torna-se importante reconhecer o seu mecanismo de atuação. O sistema de atuação e controlo mecânico deve assegurar o natural funcionamento dos dedos, não induzindo lesões secundárias [13,19,21,25].

Outro aspeto relevante a ter em consideração no desenvolvimento de um exoesqueleto consiste na coincidência do centro de rotação anatómico com o mecânico, ou seja, o eixo de rotação do exoesqueleto deve coincidir com o eixo de rotação articular do corpo humano. No entanto, este aspeto

requer espaço adicional de forma a localizar corretamente o dispositivo, o que torna difícil a construção individualizada para os vários dedos. Por outro lado, ao utilizar uma estrutura flexível existe um menor impacto na decisão da coincidência com o eixo de rotação [19,25].

Estes dispositivos devem ser confortáveis ao utilizador, uma vez que são utilizados por longos períodos. Nomeadamente os exoesqueletos macios podem ser classificados como mais confortáveis que os rígidos, no entanto podem introduzir desconforto durante a sua utilização caso as forças não sejam corretamente transmitidas. Usualmente são utilizadas almofadas e tiras de velcros ou silicone para fixar os dedos. A espuma atua como um amortecedor aumentando o conforto para o utilizador. As estruturas rígidas destes dispositivos são formadas com um polímero de ácido polilático (*Polylactic Acid* - PLA) que é biodegradável e geralmente é utilizado na impressão tridimensional (3D). Os exoesqueletos macios são fabricados em materiais macios como o silicone, que permite reduzir o seu peso e aumentar o conforto [13,19].

Em termos económicos os exoesqueletos de mão podem apresentar-se com altos valores no mercado, devido à sua tecnologia de fabrico e materiais disponíveis, mas o avanço nos desenvolvimentos tecnológicos tem tornado estes dispositivos cada vez mais acessíveis. A prototipagem rápida, como o caso da impressão 3D, e a modelação por software permitem desenvolver dispositivos eficientes de uma forma rápida e rentável [13,19].

3.1 *Soft robotics*

Surgiu assim um novo campo na robótica, o campo de *soft robotics* ou robótica macia que tem vindo a crescer como resultado de pesquisas inovadoras baseadas em mecanismos biológicos e sistemas de locomoção de sistemas multifuncionais. O ponto de partida da *soft robotics* surgiu nos anos 80 e 90, explorando a possibilidade de abordagens robóticas que vão para além das fornecidas pelos robôs rígidos existentes. A ideia é inspirada nos sistemas de locomoção animal, como as estrelas-do-mar, polvos ou lulas, que não são fáceis de replicar com robôs rígidos [26–32].

Nesta área, um dos primeiros exemplos exploratórios foi o caso do polvo. Este animal por ser composto por oito braços com músculos hidrostáticos encontra-se apto para grandes deformações e o seu sistema de locomoção permite uma ancoragem ao ambiente ao seu redor [28,31,33].

Os *soft robots* apresentam características únicas em comparação com os sistemas robóticos convencionais em que são utilizados materiais de alta rigidez como aço, alumínio, titânio ou aço inoxidável. Os *soft robots* utilizam materiais hiperelásticos no seu corpo principal e partes moveis. Têm como materiais adotados os polímeros, borrachas, silicones ou outros materiais flexíveis, que podem ser fabricados a partir de moldes com tecnologia usual da indústria, ou diretamente por

fabricação aditiva usando uma impressora 3D. O processo de fabrico usado neste trabalho está a meio caminho dessas duas abordagens, usaremos moldes impressos em 3D para fabricar um *soft robot*. A rigidez do material deste tipo de robôs *soft* varia entre 10^4 e 10^9 Pa o que permite uma correspondência parcial com o tecido biológico ou muscular, como se pode observar pela Figura 11 [26–30,32,34].

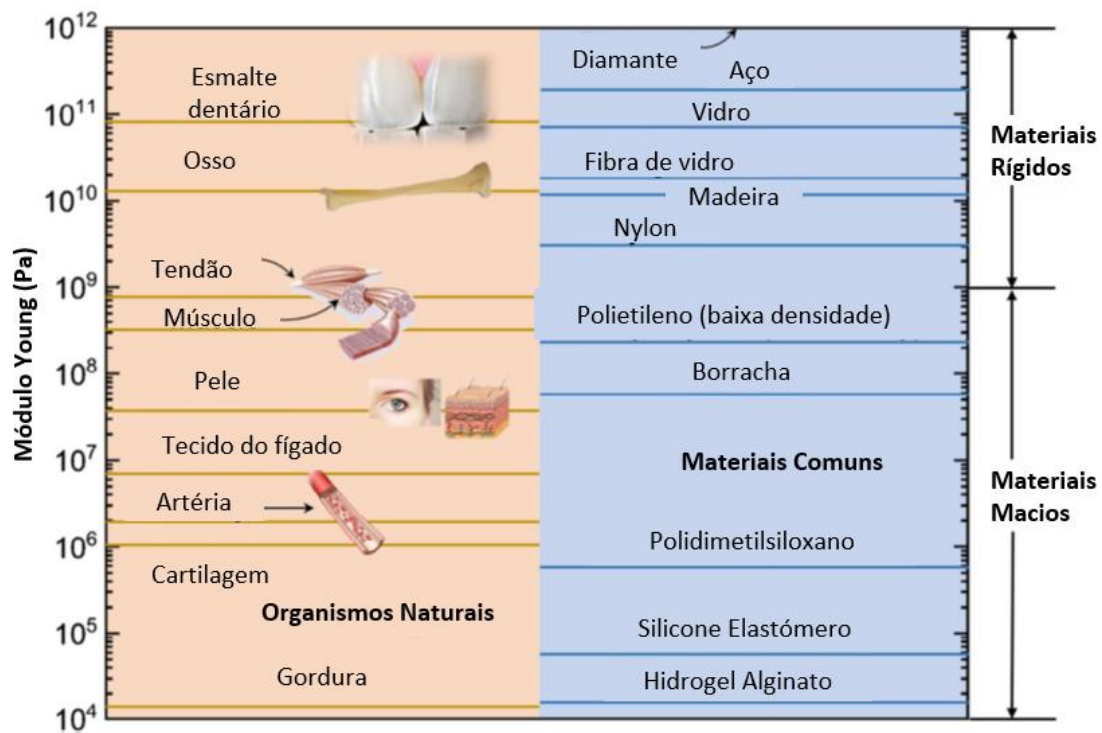


Figura 11 - Módulo de Young aproximado para determinados materiais biológicos [34]

Apesar da totalidade das funções musculares não serem capazes de ser replicadas pela tecnologia existente, muitos atuadores já conseguem executar funções semelhantes aos músculos naturais, como por exemplo situações de carga prolongada, e podem mesmo reagir de forma rápida a movimentos humanos. Do ponto de vista teórico estes sistemas são estudados utilizando ferramentas computacionais com técnicas de elementos finitos [28,31,35].

Comparativamente aos sistemas robóticos convencionais esta tecnologia de *soft robotics* requer diferentes estratégias de proteção e estabilidade devido às diferenças de material e de método de fabrico. Sendo que os robôs tradicionais utilizam um sistema de proteção mais complexo e ao qual os *soft robots* não necessitam devido às suas propriedades físicas do material, que permitem uma maior absorção de choque [24–30].

Os mecanismos de acionamento nos robôs convencionais são variados: motores elétricos, bombas hidráulicas ou compressores pneumáticos capazes de produzir forças entre os millinewtons (mN) e

meganewtons (MN). *Soft robots* são incapazes de produzir grande forças devido à sua estrutura elástica e utilização de compressores pneumáticos, ligas de memória de forma (*Shape Memory Alloys - SMA*) ou polímeros eletroativos, etc. Apesar desta sua desvantagem, os *soft robots* podem interagir com o ser humano e o meio ambiente de forma mais segura que os convencionais, permitindo que a sua aplicação seja estendida a diversas áreas tais como os *wearable devices* para uso médico. Algumas das percentagens do uso da *soft robotics* pode ser vista na Figura 12 [31,36].

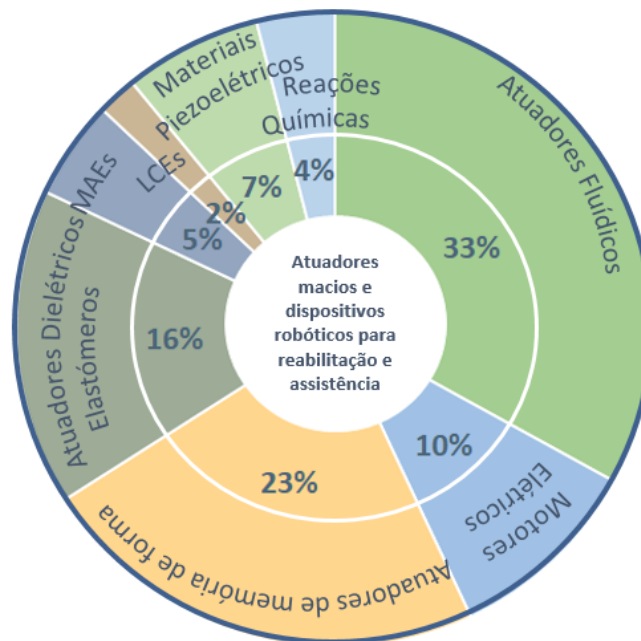


Figura 12 - Percentagem de dispositivos de reabilitação e assistência com *soft actuators* [36]

Para o acionamento dos robôs convencionais são utilizadas partes motoras rígidas e diversos mecanismos de atuação rotacional e linear que limitam os graus de movimento destes. Por outro lado, os *soft robots* por serem formados por um corpo flexível, conseguem deformar-se sob diversas formas o que resulta em maiores graus de liberdade de movimentos. Dentro deste tipo de deformações podem ser encontrados ações como dobrar, torcer, esticar, comprimir, entre outros [32,36].

Maioritariamente os *soft robots* são acionados por três diferentes sistemas: tendões de comprimento variável, atuação fluídica ou por polímeros eletroativos. Os primeiros são apresentados na forma de cabos de tensão ou atuadores SMA passíveis de serem incorporados em determinados segmentos fornecendo força controlada para deformar um segmento da forma desejada [32,36].

Devido à sua morfologia e *design*, os *soft robots* impedem o uso de diversos sensores convencionais, o que conduz a uma procura e pesquisa de sensores eletrônicos elásticos e de curvatura. De forma complementar a estes sensores podem ainda ser utilizados sensores químicos e biológicos para detetar sinais ambientes [32,36].

O seu processo de fabrico tem vindo a tornar-se numa área de rápido crescimento com novas ferramentas de *design* e fabrico digital, permitindo a criação de uma grande variedade de *soft robots* [32,36].

3.2 Tipologia de atuação

Consoante os métodos de atuação, os exoesqueletos podem apresentar um sistema passivo ou ativo de atuação. Nos casos de sistemas passivos estes métodos incluem molas restauradoras. Nos sistemas ativos são utilizados motores elétricos, pneumáticos, atuadores elásticos em série (*Series Elastic Actuators* - SEA), SMAs e atuadores hidráulicos [13,19,25,31,37,38].

O sistema passivo possui peças que permitem armazenar energia potencial podendo funcionar sem necessidade de eletricidade. O seu principal objetivo passa pela ajuda ao paciente nas últimas fases de treino para reforço das suas capacidades motoras e musculares. Este tipo de sistema permite que seja utilizado em casa fora de um ambiente clínico [7,13,25,38].

Dentro dos sistemas ativos podem ser encontrados diversos métodos de utilização, nomeadamente a tipologia mais utilizada para exoesqueletos em geral é com recurso a motores elétricos. Estes motores podem variar entre motores DC, motores *Brushless* DC (BLDC), atuadores lineares e servomotores [13,22,25,38].

3.2.1 Atuadores pneumáticos

Outra metodologia de sistemas ativos passa pela utilização de atuadores pneumáticos (Figura 13), que são muito frequentemente utilizados para o acionamento dos dedos da mão por insuflação pneumática com ar comprimido. É um método de atuação útil e simples de implementar [13,25,32,38].

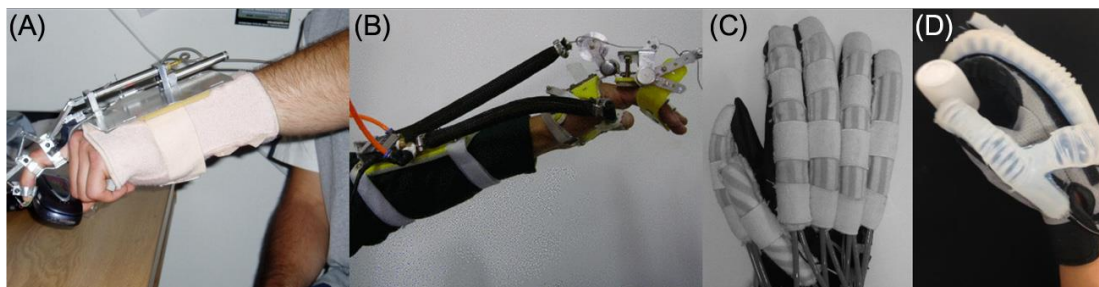


Figura 13 – Exemplos de atuadores pneumáticos [23]

O acionamento ocorre recorrendo à utilização de ar comprimido que pressuriza os atuadores e desse modo conseguem executar a ação mecânica necessária. A aquisição do ROM dos dedos pode ser realizada através de diferentes metodologias como com o uso de materiais flexíveis insufláveis, cilindros pneumáticos, sistemas *bellow-shaped*, ou através de músculos artificiais. Quando utilizado cilindros pneumáticos estes encontram-se diretamente ligados às falanges necessárias, o que requer que estes se situem ou na palma da mão ou na região dorsal da mão (região maioritariamente utilizada) [26].

O design mecânico dos atuadores conjugado com a pressurização de ar permite que ocorra flexão dos dedos. Concentrando este movimento na mobiliação da articulação dos dedos para fechar a mão. A natureza elástica do material, permite que os dedos voltem a sua forma original quando num estado livre. O dedo regressa assim ao estado estendido e abre a mão do paciente. Estes movimentos são utilizados durante a terapia de reabilitação de forma a encorajar a neura plasticidade para reabilitar os movimentos anteriormente perdidos após um AVC ou outras patologias [13,25,32,38].

Assim, os atuadores pneumáticos têm como vantagens o facto de serem suportados na própria mão, por serem leves e pela sua elevada relação potência/peso. Por outro lado, também apresentam alguns inconvenientes por requerem o uso de compressores, tanques de armazenamento, válvulas e tubos de transporte de ar, possivelmente tornando o sistema pesado e volumoso. Neste sentido, estudos revelam que utilizando um cinto à cintura contendo todo o equipamento e que pese menos de 3 kg é aceitável para os utilizadores [13,25,32,38].

3.2.1.1 *Soft pneumatic actuators*

Os *soft pneumatic actuators (SPA)* são amplamente utilizados no campo da *soft robotics*. Estes atuadores são constituídos por um material hiperelástico, como borracha de silicone (Figura 14). A sua fonte de energia é obtida a partir de um compressor, pequenas bombas de ar ou geradores de pressão química. Embora na sua maioria estes atuadores tenham características semelhantes entre si apresentam também diferenças de estrutura, de forma e função determinada pela adaptação a diferentes tipos de tarefas [39–41].

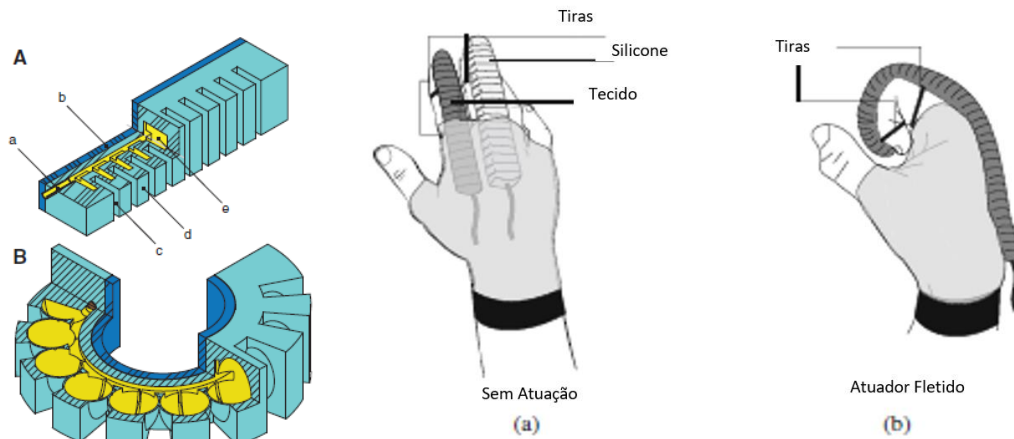


Figura 14 - Exemplo de luva com atuadores pneumáticos [41,42]

Os modelos SPA existentes diferem entre si não só pelo método de fabrico, mas também em função e forma, temos dispositivos com múltiplos segmentos de atuadores capazes de ser dobrarem bidireccionalmente, outros com atuadores de flexão unidireccional com uma configuração da canal plissada, ou ainda um atuador nervurado com múltiplas câmaras e sem espaço entre estas [35,39,40,43].

A modelação de *soft robots*, através do estudo de modelo utilização o método de elementos finitos (*Finite Element Method* - FEM) , provou ser um desafio devido à sua grande deformidade e infinitos graus de liberdade, neste sentido, muitas tentativas têm sido feitas para estabelecer uma metodologia geral de modelação destes dispositivos [35,39,40,44].

As redes pneumáticas (*pneumatic networks* - Pneu Nets) consistem numa outra classe de atuadores pneumáticos baseados numa série de canais e câmaras de ar dentro de um elastómero. Estes atuadores combinados com outros elementos, como tecidos limitadores de deformação, têm sido bastante utilizados para estudos recentes. Atuadores flexíveis incluem assim os Pneu Nets, músculos pneumáticos artificiais (*Pneumatic artificial muscle* - PAM), atuadores de elastómero fluídico (*Fluidic elastomer actuator* - FEA), atuadores reforçados com fibra (*Fiber reinforced actuator* - FEA), entre outros (Figura 15) [35,39,40,44].

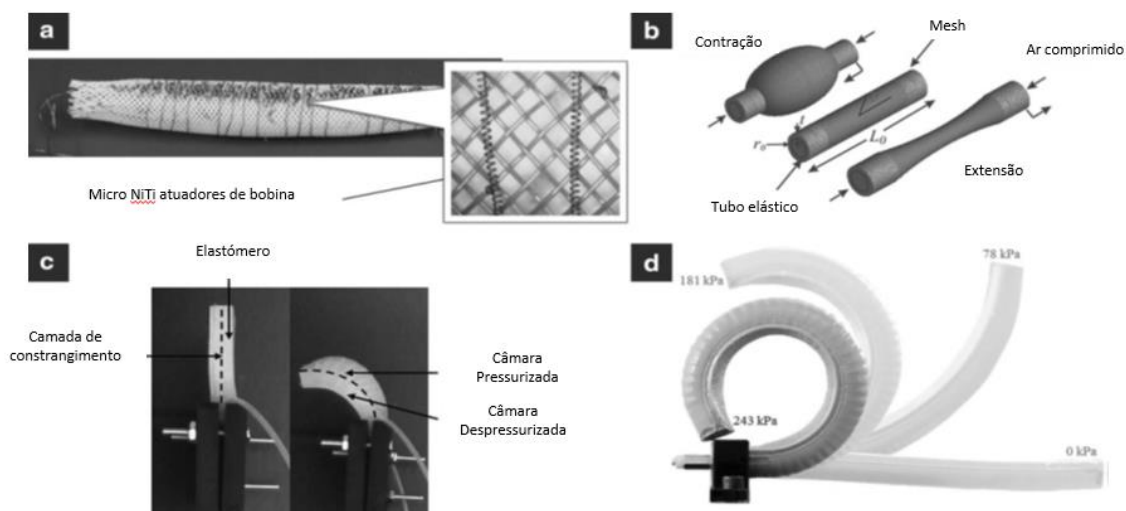


Figura 15 - Abordagens de atuação comum para *soft robots*. a) Atuadores de memória de forma, b) Músculos artificiais pneumáticos, c) Atuador de elastômero fluídico e d) FEA reforçado com fibra [41]

Os SPA podem ser utilizados para desenvolver dispositivos capazes de alcançar movimentos complexos e de locomoção. As redes pneumáticas consistem numa longa estrutura em forma de tronco com uma série de câmaras internas ligadas, que permitem ao material macio contrair ou expandir quando lhe é aplicada uma pressão pneumática na sua estrutura interna, tal que quando insufladas apresentam uma configuração em forma de curva. Diferentes valores de pressão, quer sejam positivos ou negativos, fazem com que o atuador atinja diferentes posições no espaço tridimensional [35,40,45].

Os SPA são ainda considerados leves, apresentam um baixo custo de fabrico e oferecem vantagens de contacto flexível com melhor capacidade de adaptabilidade. Estes são fáceis de fabricar através de técnicas de fabrico aditivo e moldagem, e este é o motivo da recente atração por este tipo de atuadores e de serem os que têm apresentado maior interesse para *soft robots* [26,40,41].

Na sua conceção devem ser tidos em conta diferentes parâmetros, tais como: a geometria das câmaras de ar e o seu número, a orientação e ângulo de inclinação das câmaras, comprimento do atuador e a sua espessura. Estes fatores contribuem para a sua complexidade de modelação a par da natureza não linear do material [26,40,41].

3.2.2 Atuadores hidráulicos

Os atuadores hidráulicos (Figura 16) apresentam um sistema semelhante aos atuadores pneumáticos, mas utilizando um líquido incompressível em vez de ar. São usados quando é necessário gerar maior

potência e podem utilizar cilindros hidráulicos, materiais flexíveis insufláveis, tal como músculos artificiais [13,25,32,38].

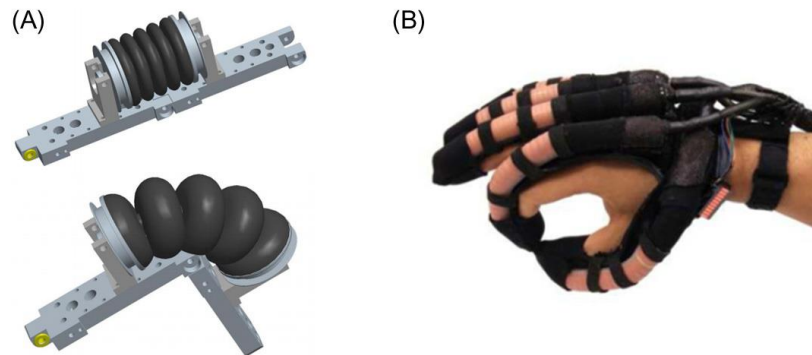


Figura 16 – Exemplo de atuadores hidráulico [23]

3.2.3 Atuadores de tensão de comprimento variável

Os SEA surgem como um sistema acionado por um motor elétrico, mas que utiliza uma componente em mola em série com carga, permitindo criar as suas características únicas. Tradicionalmente, as juntas articulares são rígidas e no caso dos SEA, o seu objetivo passa por reduzir esta rigidez articular, criando novas possibilidades. Estes atuadores oferecem diversas vantagens, tais como, a maior absorção a choques, menor efeito de inércia refletido, controlo preciso e estável de força e aumento da segurança devido a sua menor rigidez. De acordo com as suas vantagens, os SEA parecem ser a solução ideal para exoesqueletos da mão, no entanto a sua reduzida rigidez articular ou a redução da carga no atuador significa que forças menores podem ser transferidas para o exosqueleto, aumento a complexidade mecânica do dispositivo [13,25,38].

Outro tipo de atuação explorado são os SMA que são um tipo invulgar de atuador, que funciona com base no princípio de deformação do material. Isto significa que o material expande e contrai com o aquecimento e arrefecimento a determinadas temperaturas. Geralmente é utilizado um material feito em arame que é aquecido segundo a aplicação de uma corrente. Este tipo de atuação é considerado não linear e saturado, gerando demasiado calor, o que pode colocar em causa a segurança do utilizador [13,25,37,38].

As vantagens entre os diferentes tipos de atuadores anteriormente descritos encontram-se na Tabela 2.

Tabela 2 - Vantagens entre os diferentes tipos de atuadores [30]

| <i>Tipo de Atuador</i> | | <i>Vantagens</i> |
|---------------------------------------|-----------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| <i>Tendão de comprimento variável</i> | Cabo de tensão | Uso de um motor convencional sob uma plataforma externa para atuação |
| | Liga de forma-memória | Fácil fabrico e programação Deformação capaz de 300% |
| <i>Atuação por fluido</i> | Pneumático | Não prejudica o ambiente Leve Menor tempo de atraso |
| | Hidráulico | Maior força em relação aos anteriores Capacidade de ser implementado em <i>soft robots</i> dentro de água |
| <i>Polímero eletroativo</i> | Eletrónico | Alta densidade energética Maior força comparativamente aos iónicos Tempo de resposta rápido (milissegundos) Longo tempo de operação |
| | Iónico | Baixa tensão de atuação Grande deslocamento de flexão Possibilidade de acionamento bidirecional |

As categorias anteriormente apresentadas são exemplos de *soft robots*, no entanto, existe uma grande diversidade destes devido às características físicas dos materiais utilizados para a sua criação e dos sistemas de acionamento. Os materiais utilizados na construção do robô podem variar desde partículas de polímeros (eletroativos ou memórias de forma), papeis, fluídos, ligas de memória de forma, metais líquidos, hidrogéis, materiais 2D ou uma combinação destes. Os sistemas de acionamento destes podem resultar de estímulos externos, campos térmicos, magnéticos e/ou elétricos. Todas estas características referidas iram variar consoante o uso específico do dispositivo [46].

No sentido de avaliar o desempenho destes atuadores são analisados: O módulo de *Young* ou a rigidez medida, a potência, o trabalho, a energia e a densidade de força [46].

3.3 Materiais e Construção

As primeiras gerações de *soft robots* utilizavam silicões como o seu principal método de construção, sendo este material amplamente estudado e explorado nesta área. O crescente avanço tecnológico, novos tecidos, materiais e métodos de construção têm revelado benefícios na construção de *soft*

robots. Novos materiais, como materiais granulares de massa única e polidimetilsiloxano em fase líquida, têm vindo a ser utilizados e desenvolvidos [13,46–48].

A consciência ambiental também surge com maior foco, sendo desenvolvidos materiais que permitem substituir o silicone tradicional. Um outro material que tem vindo a ganhar atenção consiste num compósito de óxido de grafeno reduzido, que permite desenvolver construções de dispositivos flexíveis autorregenerativos [13,46–48].

Independentemente do material utilizado, o material deve emular os grupos do corpo como um músculo ou tendão humano. Estes materiais têm ainda a vantagem de apresentar movimentos mais fluidos e contínuos, em relação ao uso de silicões convencionais [13,46–48].

Outros materiais que utilizam polímeros eletroativos fornecem também uma grande variedade de graus de liberdade em conformidade com o ambiente em que se encontram expostos. Novos materiais como espumas elastómeras de células abertas permite absorver impactos pelo material. Na sua maioria a diversidade de materiais oferece uma ampla gama de tempo de resposta de controlo dos dispositivos, com diferente resistência à tração e durabilidade no seu campo de uso [13,46–48].

Atualmente, o material mais utilizado na construção de *soft robots* é o silicone, uma vez que é um material facilmente produzido e bastante versátil. No entanto apresenta desvantagens relativamente a outros materiais, nomeadamente a sua longevidade, que se encontra comprometida, devido às suas propriedades físicas não apresentarem a mesma resistência ao meio ambiente como outros materiais. Materiais impressos em 3D também são materiais usualmente utilizados por serem facilmente produzidos e são económicos, no entanto apresentam como desvantagem a sua resistência à tração podendo quebrar facilmente [13,46–48].

3.4 Transmissão de energia

A transmissão de potência desde a unidade de atuação até às articulações necessárias pode ser realizada sob diversas metodologias. Uma destes métodos de transmissão são as estruturas mecânicas rígidas. Estes foram os primeiros a ser utilizados e os mais simples para transferir os movimentos dos atuadores para as articulações necessárias. A transmissão direta ocorre com o motor diretamente ligado à estrutura, a ideia subjacente a este sistema consiste em que o atuador esteja o mais próximo possível da estrutura, o que se traduz na colocação dos motores acoplados à região dorsal da mão. Como tal, estas características permitem que o dispositivo seja portátil e menos complexo, tal como permite a minimização de perdas de potência ou de transmissão, no entanto o peso do dispositivo aumenta. Como consequência do aumento do peso e tamanho do motor, muitas vezes são utilizados menos atuadores para acionar os dedos, uma vez que é impossível em cada atuador encaixar cada grau

de liberdade mantendo o sistema portátil. O uso de ligações mecânicas permite acionar vários graus de liberdade ao mesmo tempo de forma controlada utilizando um atuador. Em geral, os dispositivos mais comuns neste âmbito são os de centro remoto de rotação e os mecanismos de ligação de quatro barras [13,49].

Os mecanismos de transmissão por cabos podem ser separados em dispositivos acionados por *Bowden cable driven* e dispositivos acionados por tendões (*tendon driven*). *Bowden cable driven* consiste num método de transmissão que oferece um meio alternativo para acionar o sistema através de cabos encaminhados por um tubo (fabricado num material de baixa fricção, como teflon ou politetrafluoretileno) para uma unidade acionadora. Este tipo de mecanismo permite que a unidade acionadora se encontre remotamente ao próprio exoesqueleto, por outro lado, sofre muita fricção diminuindo a transmissão de energia e os recortes dos cabos exercem força sobre o exoesqueleto quando o movimento é aplicado, mas a inércia na mão é reduzida [13,47,48].

O termo *Compliant structures* é utilizado quando se refere à categoria de *soft exoskeletons*, que pode ser dividida em dispositivos movidos por tendões, músculos artificiais e estruturas flexíveis sem articulação. Quando a energia é transmitida por via de cabos, a diferença entre *Bowden cable driven* e cabos tendinoso reside no fato de o acionamento por tendões imitarem a estrutura anatómica da mão ao flexionarem e estenderem através de um cabo colocado dentro da luva, enquanto os primeiros tipos de cabos utilizam uma estrutura rígida para transmitir as forças dos cabos aos dedos. Os cabos tendinosos encontram-se ligados à parte distal dos dedos, flexionando e estendendo os dedos através da aplicação de uma tensão no cabo. Este tipo de tensão é unidirecional, o que indica que apenas um cabo pode executar uma única tarefa, esta de extensão ou flexão. Como tal, é necessário um segundo cabo para um acionamento bidirecional, o que implicaria a adição de um outro acionador, no entanto estes tipos de exoesqueletos utilizam normalmente sistemas subatuadores, onde apenas um atuador permite realizar as ações de flexão e extensão através de um único cabo em redor dos dedos. Devido a sua trajetória, pode ocorrer quebra dos cabos e perdas de energia devido ao atrito [13,48].

Outro exemplo compatível para produzir os movimentos desejados são os músculos artificiais. Estes funcionam a par de um mecanismo pneumático ou hidráulico que injeta o ar/líquido num material flexível rodeado por uma bainha entrançada que se contrai ao ser insuflada e vice-versa. Há semelhança do anterior, surgem as estruturas flexíveis sem articulação, mas estas não requerem uma bainha entrançada para criar o efeito de contração ou alongamento. São assim constituídas por uma borracha de silicone moldada segundo uma forma específica para se dobrar em determinadas secções quando insuflada. Diferentes abordagens podem ser tomadas neste âmbito, uma vez que primeiramente estas são concebidas por medida para um utilizador e diferentes designs podem ser adaptados [13,48].

Todos os métodos de transmissão anteriormente referidos, referentes a *Compliant structures*, encontram-se situados principalmente na região dorsal da mão e com a unidade de atuação à distância [13].

3.5 Sensores

A utilização de sensores nos diferentes exoesqueletos permite fornecer *feedback* ao sistema de controlo, tal como ao utilizador e ao profissional que se encontra a acompanhar a reabilitação do paciente. Estes sensores são essenciais em sistemas ativos no sentido de detetar avarias ou para limitar as rotações dos dedos por motivos de segurança [13].

Dependendo das características e funções do dispositivo diferentes sensores podem ser utilizados para a determinação da posição. Sensores com codificadores óticos ou magnéticos são utilizados nos próprios motores elétricos para seguir as rotações por minuto (rpm) ou a posição de *output* do dispositivo. Outro método comumente utilizado são os potenciómetros para detetar determinadas posições nas articulações. Os dispositivos que recorrem a uma atuação linear apresentam uma posição fixa dos dedos num determinado ponto do eixo linear, montando assim potenciómetros que determinam o ângulo de *output*. Sensores flexíveis podem também ser usados, mas a sua precisão pode variar quando este sensor se desloca de posição [13].

A força é um dos aspetos também importantes a medir, no sentido em que as mãos permitem agarrar e segurar diferentes objetivos com várias forças de prensão. Esta geralmente é medida na ponta do dedo a nível distal, onde se encontram os sensores de força acoplados, devido ao fato de a ponta do dedo ser a região que está em constante contacto com o objeto quando este está a ser manipulado. O recurso a este tipo de sensores permite analisar o progresso do processo de reabilitação, determinando a força necessária, força mínima esta que deve variar entre 10 N e -13 N [13].

A atividade muscular elétrica ou as funções motoras no cérebro podem ser detetadas através de sinais biológicos. Existem neste sentido dois principais tipos de biosinais que permitem detetar caso a mão esteja ativa e para observar a recuperação das funções musculares e motoras. O primeiro tipo de biosinal pode ser dado por uma eletromiografia de superfície (*surface electromyography* - sEMG), que utilizada como sensor para o controlo do exoesqueleto permite obter *feedback* do progresso evolutivo de treino, uma vez que a mede da atividade elétrica muscular no corpo. Na musculatura da mão os músculos responsáveis pelos movimentos de flexão/extensão dos dedos encontram-se inseridos no antebraço, como tal, o sEMG os elétrodos utilizados devem ser colocados nesta zona. A sua desvantagem passa por possíveis leituras distorcidas quando aplicados na superfície da pele [13,18,27,29,50].

O segundo tipo de biosinal é o eletroencefalograma (EEG) que permite determinar o processo de reabilitação. Na mão, quando são ativados determinados músculos é enviada atividade elétrica ao cérebro, assim o EEG permite medir estes sinais elétricos e determinar se a função motora está a ser recuperada. Este tipo de sensor pode ser invasivo como não invasivo, sendo na sua maioria não invasivo utilizado sob a forma de touca na cabeça coberta de elétrodos. No entanto os sinais EEG por terem uma baixa relação sinal/ruído necessitam de uma instrumentação mais complexa, devendo ser amplificados e filtrados para que se possa trabalhar o sinal. [13,27,50].

No âmbito da pesquisa dos sensores aplicados a *soft robots* tem se observado uma evolução explorando categorias de curvatura, tato e sensores óticos, que permite a criação de sensores confiáveis, capaz de fornece um alto nível de precisão. As pesquisas passam pela procura de sensores baratos de fabrico fácil para que possam ser integrados sem afetar o desempenho funcional do *soft robot*. Estes sensores podem ser apresentados pela seguinte lista: sensores flexíveis embutidos em metal líquido, sensores magnéticos embutidos, sensores de polímetros semicondutores, sensores de curvatura de fibra ótica e sensores piezoelétricos são as principais vias de investigação [13,27,50].

3.6 Sistema de controlo

O controlo do exoesqueleto consiste num microcontrolador que processa a informação adquirida do sensor para atribuir os comandos às unidades atuadoras. Os dados recolhidos dos sensores são processados numa unidade de processamento que permite dar *feedback* aos terapeutas sobre o progresso evolutivo do paciente ou para o processamento do sinal. Assim existem diversos tipos de sistemas de controlo, aos quais podem ser divididos em sinais de controlo, tipo de controlo e esquema de controlo para o processamento e execução das tarefas [13].

Consoante o seu sinal de controlo, os sistemas podem pertencem a três categorias principais: gatilho, força ou controlo por biosinal. Na primeira categoria inserem-se botões que permitem, ao utilizar, executar uma determinada tarefa, como fechar a mão para agarrar um objeto. Na segunda categoria, o sistema de controlo por força é um método mais interativo para o utilizador, em que a mão é acionada quando aplicada uma força pelo usuário. Normalmente nestes estão inseridos sensores de força na ponta dos dedos. Este tipo de sistema é principalmente utilizado em exoesqueletos de assistência para fortalecimento da ajuda ao utilizador para manipular os objetos, melhorando as forças de preensão. Quando o controlo ocorre por biosinal, todos os sinais podem ser obtidos através de EEG, EMG e eletrooculografia (EOG), por via de processos não invasivos que permitem ao utilizador interagir de forma constante com o dispositivo. O seu principal objetivo passa pela leitura intencional do utilizador e aplicação da ação específica ao exoesqueleto [13].

O tipo de sistema de controlo varia consoante o dispositivo a utilizar para determinada área de tratamento/ reabilitação. O método de movimento passivo contínuo (*Continuous Passive Motion - CPM*) atua o exoesqueleto segundo uma trajetória pré-definida, não existindo *feedback* para o utilizador sobre o seu progresso. Este tipo de controlo é normalmente utilizado para pacientes logo após uma cirurgia à mão ou em fases iniciais da lesão, prevenindo o desenvolvimento de rigidez. O método *Master/Slave* requer a utilização de uma luva de controlo e a luva do exoesqueleto. A primeira é composta por sensores utilizados como sinais de entrada ou de controlo para o exoesqueleto, isto é, a luva de controlo controla os movimentos do dispositivo. Esta técnica é utilizada para fins de reabilitação, para pacientes hemiplégicos, para manter o paciente num circuito de controlo, sendo sempre necessário para este efeito uma mão saudável e a mão em reabilitação. O treino *Task-Specific* permite ao paciente estar ativo no processo de reabilitação, executando determinadas tarefas dirigidas com o exoesqueleto. Por fim, o controlo por resistência ativa consiste numa outra técnica de reabilitação que permite ao exoesqueleto resistir ao movimento do paciente segundo um parâmetro de resistência definido em função reabilitadora procurada [13].

Apesar dos testes aplicados as várias abordagens de controlo em *soft robots* ainda se encontram por definir comparativamente aos robôs convencionais. Sendo assim necessário uma maior pesquisa nesta área de *soft robotics* para que estes dispositivos possam atuar com um comportamento mais autónomo. O desenvolvimento de algoritmos de controlo de aprendizagem (*Iterative Learning Control – ILC*) que permitem esta autonomia, através do reconhecimento um objeto num ambiente e ainda a capacidade de parar o seu movimento aquando do contacto com o objeto [32].

O uso de uma placa Arduíno para controlo é a metodologia tradicionalmente utilizada para acionar o sistema de controlo devido apresentar pequenas dimensões e ser fácil de programar, no entanto outros microcontroladores também podem ser utilizados. Um exemplo do uso desta tecnologia consiste na plataforma FlowIO (Figura 17), que surgiu como uma plataforma em miniatura, modular e integrada totalmente com 5 entradas para canais pneumáticos para facilitar o acionamento de dispositivos acionados por atuadores pneumáticos e todo o processo eletrónico associado a estes dispositivos. Este dispositivo permite uma grande variedade de aplicações pneumáticas com pressões que variam entre os -26 psi e +30 psi com um fluxo variável até 3,2 L/min [32,51].

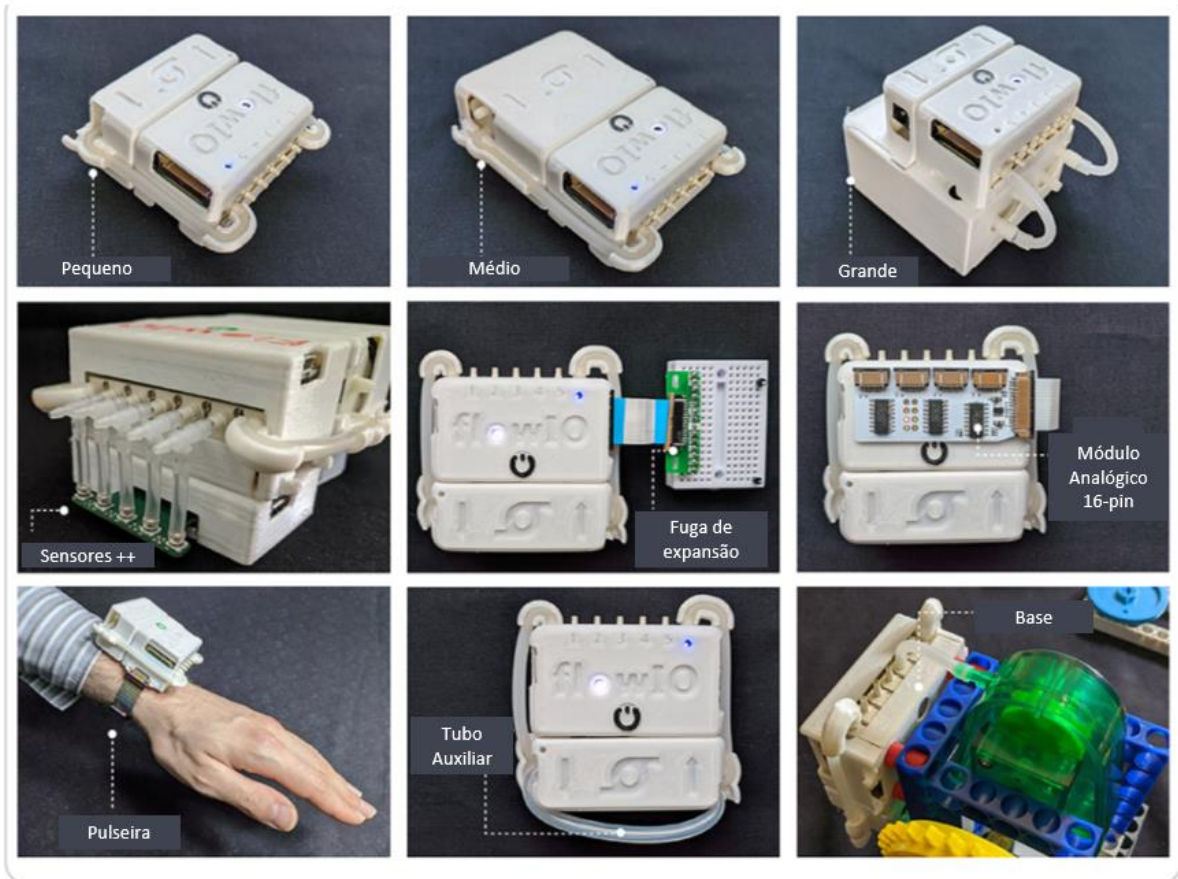


Figura 17 - Set modular da plataforma FlowIO [51]

3.7 Modelação

Para que os valores experimentais conseguidos dos testes realizados a *soft robots* sejam considerados viáveis é necessário adquirir modelos computacionais que confirmem os valores. Este processo tem sido dificultado devido à natureza deformável do robô macio, sendo formulado dinamicamente utilizando um sistema de dimensões finitas. Um conjunto de equações diferenciais ordinárias são formuladas para criar um modelo matemático preciso que permite descrever o movimento dinâmico associado a um *soft robot* [18,52–54].

Atualmente, o método mais utilizado é o modelo de Análise de Elementos Finitos, modelo que será descrito de seguida no tópico abrangente das tecnologias emergentes. A utilização deste método permite prever novos *designs* mais complexos e economicamente viáveis no futuro. Outras áreas de modelação têm vindo a ser exploradas como o uso de Redes Neurais Artificiais. Com a criação de metodologias exclusivas e eficazes são produzidos atuadores macios capazes de prever com maior precisão as forças que estes produzem [18,52–54].

3.8 Aplicações

Esta tecnologia abrange uma grande variedade de aplicações desde o uso industrial até usos médicos, de acordo com as suas potencialidades em cada área de aplicação, interface e interação homem-máquina, aplicações medicas e cirúrgicas, reabilitação ou do seu uso como um *wearable robots* [38,55].

O *design* de um exoesqueleto de mão recorrendo a esta tecnologia tem se revelado numa tarefa de grande complexidade devido aos vários requisitos e questões que existem até então, como tal, alguns exemplos de luvas já foram desenvolvidos, variando nestas características. Estas luvas podem ser encontradas na Figura 18 e a descrição da sua composição encontra-se na Tabela 3 [38,55].

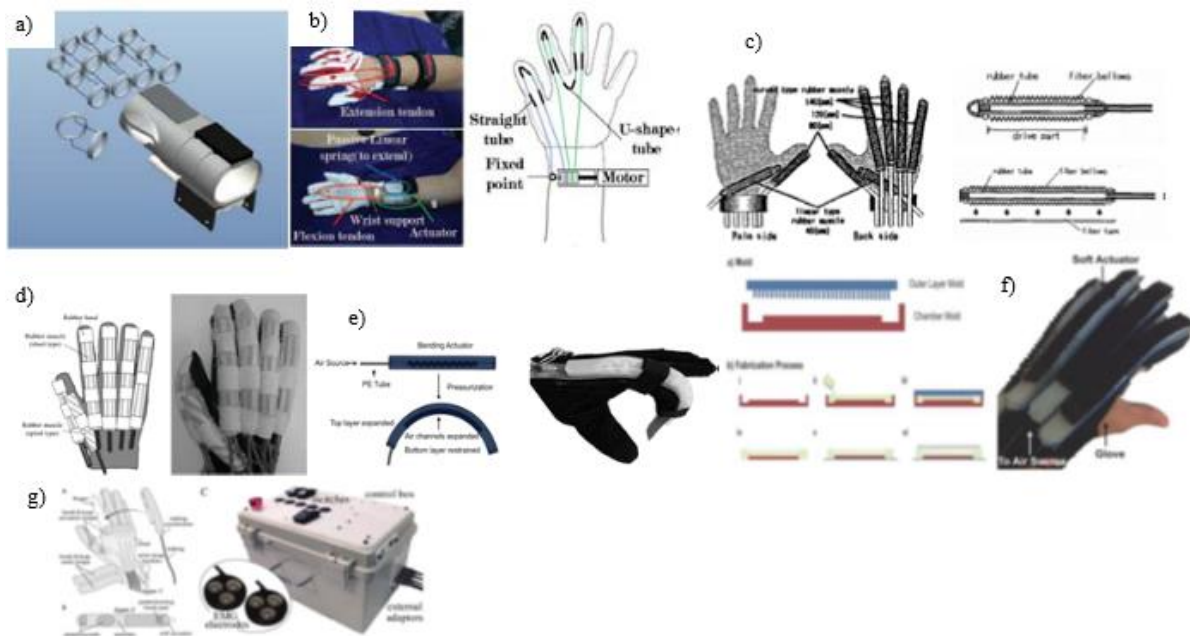


Figura 18 - Sistemas de luvas soft robots. a) OHAE, b) SNU-Glove, c) The National University of Okayama, d) The National University of Okayama, e) National University of Singapore I, f) MRC-glove, g) Harvard University I [38]

Tabela 3 - Tabela de sistemas de exoesqueletos macios de mão [38,55]

| <i>Nome</i> | <i>Motor</i> | <i>Graus de movimento</i> | <i>Unidade de deformação flexível</i> | <i>Função</i> |
|----------------------------------------------|------------------|---------------------------|----------------------------------------|-----------------------------------|
| <i>OHAE</i> | Motor | 3 | Cabo flexível e acionamento por cordas | Reabilitação e assistência diária |
| <i>SNU Exo-Glove</i> | Motor | 1 | Cabo flexível e acionamento por cordas | Reabilitação e assistência diária |
| <i>SEM Glove</i> | Motor | 3 | Elastômero e acionamento por cordas | Reabilitação e assistência diária |
| <i>Worcester Polytechnic Institute</i> | Motor | 5 | Elastômero e acionamento por cordas | Treino de reabilitação |
| <i>Universidade de Stratchlyde</i> | Motor | 3 | Elastômero e acionamento por cordas | Treino de reabilitação |
| <i>The National University of Okayama II</i> | Bomba de ar | 6 | Elastômero e acionamento pneumático | Reabilitação e assistência diária |
| <i>The National University of Okayama II</i> | Bomba de ar | 6 | Elastômero e acionamento pneumático | Reabilitação e assistência diária |
| <i>Japan's Toshiba Corp</i> | Bomba de ar | 4 | Elastômero e acionamento pneumático | Reabilitação e assistência diária |
| <i>National University of Singapore I</i> | Bomba de ar | 1 | Elastômero e acionamento pneumático | Reabilitação e assistência diária |
| <i>MRC-Glove</i> | Bomba de ar | 4 | Elastômero e acionamento pneumático | Treino de reabilitação |
| <i>National University of Singapore II</i> | Bomba de ar | 3 | Elastômero e acionamento pneumático | Treino de reabilitação |
| <i>Harvard University I</i> | Bomba hidráulica | 5 | Elastômero e acionamento hidráulico | Treino de reabilitação |
| <i>Harvard University II</i> | Bomba hidráulica | 5 | Elastômero e acionamento hidráulico | Reabilitação e assistência diária |

3.9 Tecnologias emergentes

O aprimoramento das tecnologias de fabrico de materiais flexíveis, como o fabrico aditivo, microestrutura composta inteligente e tecnologias de impressão 3D têm vindo a estabelecer uma estreita relação com o crescimento das atividades de pesquisa desta área. Dentro do conceito de tecnologias emergentes, as tecnologias que mais se destacam são a engenharia inversa, a utilização massiva de recursos computacionais utilizando Elementos Finitos e a prototipagem rápida [18,52,53].

As técnicas de prototipagem rápida têm vindo a ser cada vez mais úteis no campo médico, particularmente através da utilização da tecnologia de impressão 3D que se encontra difundida entre os campos dos dispositivos de reabilitação. Assim, com recurso a este processo de fabrico é possível obter um alto nível de personalização gerado a partir de um modelo geométrico do exoesqueleto da mão [18,52,53].

As principais etapas para o fabrico mecânico de um exoesqueleto por tecnologias de impressão 3D podem ser delineadas como: a modelação da geométrica 3D do dispositivo desejado com recurso a um software de desenho assistido por computador (*Computer-Aided Design - CAD*); processamento dos dados adquiridos num software dedicado; fabrico do dispositivo utilizando a impressão 3D [18,52,53].

Num seguimento da realização de análises de qualidade de produtos, surgem softwares que utilizam FEA, possibilitando a resolução de inúmeros problemas nas áreas de engenharia e modelação matemática que possam surgir. Este método pode ser utilizado na resolução e diagnóstico de problemas por via de uma análise estrutural, obtendo deslocamentos, deformações e tensões que repliquem diferentes cenários com critérios de resistência, rigidez e fadiga [18,52,53].

3.9.1 Método dos Elementos Finitos

O Método dos Elementos Finitos (*Finite Element Method - FEM*) mais utilizado para o estudo do comportamento destes atuadores é a análise de elementos finitos, que simula as deformações do material hiperelástico sob diferentes valores operacionais [40,56,57].

A análise de Elementos Finitos consiste numa simulação de qualquer dado fenómeno físico utilizando o FEM. Recorre-se à utilização do software de análise de Elementos Finitos no sentido de reduzir o número de protótipos físicos e experimentais, otimizando a fase de conceção para desenvolvimento de produtos melhorados de forma rápida. Comparativamente a métodos tradicionais esta metodologia revela-se mais eficiente e útil no estudo de estruturas complexas [32,56,57].

O FEM apresenta como principal objetivo a determinação do estado de tensão e deformação de um objeto com geometria arbitrária que se encontra sujeito a ações do meio externo (Figura 19). No

sentido de analisar os comportamentos de uma determinada estrutura que se pretende projetar, são aplicadas modificações nas suas características até à obtenção de uma solução satisfatória [32,56,57].

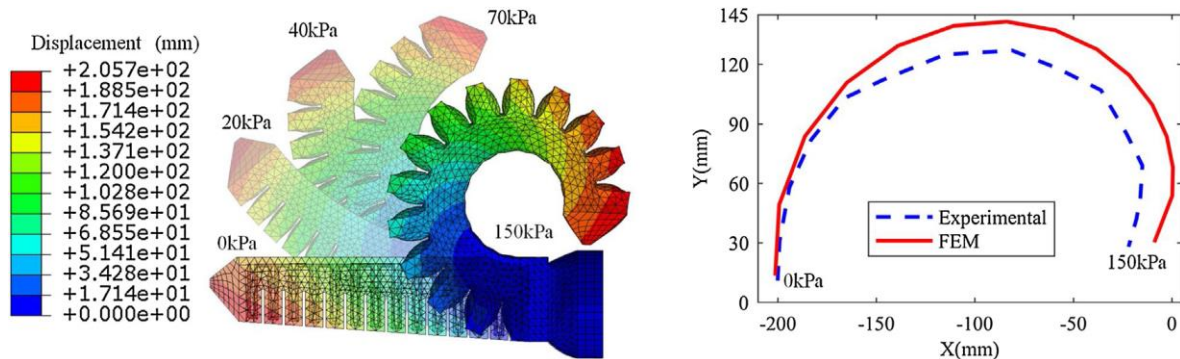


Figura 19 - Simulação de elementos finitos num atuador pneumático [56].

Em qualquer caso, a utilização deste método apenas fornece o movimento criado num objeto deformável sob cargas ou deslocamentos externos conhecidos. Na sua essência este método consiste na divisão de um domínio contínuo nos seus elementos finitos, o que se traduz na divisão de uma estrutura geometricamente complexa em elementos mais simples representados por nós. Consoante o tamanho destes nós maior ou menor será a complexidade do elemento gerado [32,56,57].

Os elementos caracterizados por nós são gerados por meio de uma malha (*mesh*), com um determinado tamanho e número o que permite assegurar que a solução do problema converge ao ser refinado (Figura 20). Uma vez realizada a malha, são aplicados a cada elemento funções de aproximação e são desenvolvidas equações algébricas que determinam as quantidades físicas em cada elemento que posteriormente são agregadas [32,56,57].

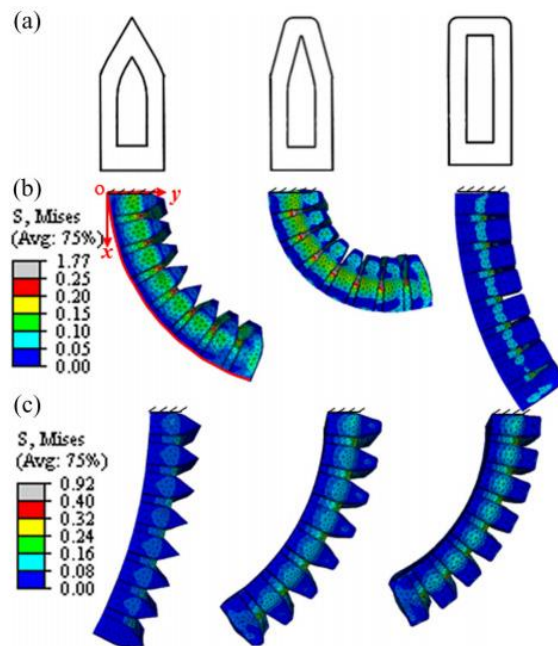


Figura 20 - Modelo FEA de comparação entre vários *designs* [30].

3.9.2 Impressão 3D

A impressão 3D é um método prático de fabrico que permite construir objetos concebidos em ambiente digital para o meio físico, utilizando métodos de fabrico em camadas. Neste âmbito surgem os termos prototipagem rápida e fabrico aditivo. Nesta tecnologia as peças geométricas complexas são produzidas utilizando pouco material em comparação com as técnicas de fabrico convencional. Uma vez que não é necessária moldagem estas técnicas permitem uma rápida adaptação de peças com geometrias diferentes [37,59].

No setor médico a impressão 3D tem vindo a ser amplamente utilizada, especialmente na produção de dispositivos biomédicos específicos para o paciente, variando desde implantes ortopédicos, próteses, ortóteses, produtos dentários, modelos anatómicos, comprimidos, instrumentos cirúrgicos, entre outros [37,59].

O método de impressão 3D apresenta desvantagens como o facto de não ser economicamente viável a sua produção em massa, o tamanho das peças a serem fabricadas encontra-se limitado às dimensões da impressora em uso, a velocidade de produção é relativamente baixa e a variedade de materiais utilizados na impressão encontra-se limitada. No entanto este último tem vindo a sofrer alterações com os avanços tecnológicos [37,59].

O processo da impressão 3D inicia-se com o modelo 3D do objeto dividido em camadas num software específico, considerando a precisão superficial desejada. Estes dados são transmitidos digitalmente para a impressora que cria a primeira camada do objeto de acordo com as informações dadas. As

camadas vão sendo construídas sob as anteriores, obtendo no final o objeto completo. Assim o processo no seu geral engloba: a obtenção do modelo 3D em ambiente digital, conversão do ficheiro do modelo do objeto desejado num formato de ficheiro compatível com a impressora, recortes do modelo em camadas por via de software de recorte de impressão 3D e produção de códigos G, transmissão do código à impressora e finalmente a, impressão do objeto [37,59].

Existem, no entanto, diversas técnicas de impressão 3D que passamos a descrever. Uma delas é a estereolitografia (*Sterolithography Apparatus* - SLA) que funciona como uma impressora a laser de precisão que endurece determinada resina que é sensível à luz. A técnica de processamento direta por luz (*Direct light processing* - DLP) é similar à técnica anterior, mas utiliza uma fonte de luz que não laser no sentido de enrijecer o material. Outra técnica passa por *binder jetting* (BJ), que utiliza matéria-prima em pó e gotículas de materiais aglutinantes para o fabrico dos objetos tridimensionais [37,59].

A técnica de *polyjet* utiliza fotopolímeros líquidos que endurecem com a exposição a um raio laser ultravioleta, processo semelhante à estereolitografia, no entanto é mesmo complexo por não utilizar recetáculos durante a impressão do objeto [37,59].

O método mais comum consiste na extrusão de material fundido (*Fused Deposition Modeling* - FDM), que funciona a partir de extrusão em camadas de um material plástico aquecido ou derretido (Figura 21). Este método permite a impressão de *soft materials* sob a forma de um filamento contínuo com uma única camada depositada vez a vez, proporcionando uma vasta gama de geometrias passíveis de ser impressas e uma grande variedade de tamanhos e desenhos [37,59].

Os filamentos de termoplástico são aquecidos pela cabeça de extrusão seguidos de uma solidificação através do arrefecimento abaixo da temperatura de transição vítrea. Neste conjunto de termoplásticos são usualmente utilizados policarbonato, polímero de ácido polilático (*Polylactic Acid* - PLA) e acrilonitrila butadieno estireno (*Acrylonitrile butadiene styrene* - ABS). Este método observado pela Figura 21, tornou-se no método mais utilizado devido à sua facilidade de utilização e compatibilidade com materiais comuns [35].

Extrusão de Material Fundido

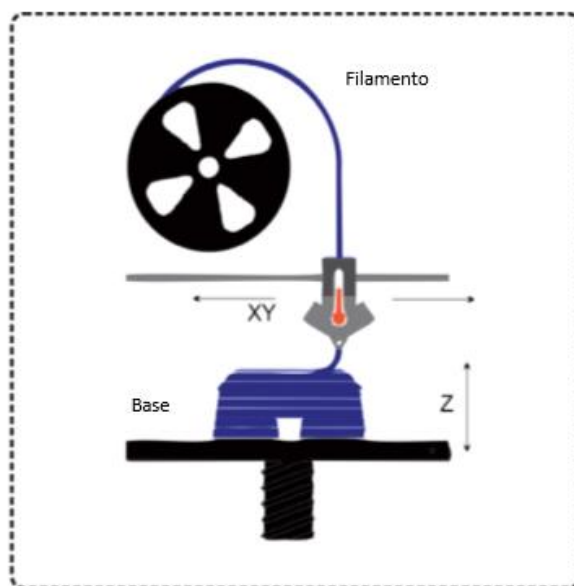


Figura 21 - Exemplificação do método de extrusão de material fundido [37]

A sintetização seletiva a laser (*Selective Laser Sintering* - SLS) utiliza lasers bastante potentes de forma a criar formas em material de vidro, cerâmicas, nylon e metais de alto consumo de energia. A técnica de derretimento seletivo a laser (*Selective Laser Melting* - SLM), utiliza um laser como energia de sintetização, podendo sintetizar diversos tipos de ligas metálicas. Outra técnica ainda consiste no derretimento de feixe de elétrons (*Electron Beam Melting* - EBM), que utiliza um feixe de elétrons em substituição a um laser. Por fim a última técnica passa pela bioimpressão, que permite a impressão de tecidos de células vivas, utilizada para transplantes de tecidos e órgãos e outras aplicações de medicina regenerativa [37,59].

Para a impressão 3D em *soft robotics* são utilizados materiais inteligentes que podem sofrer alterações observáveis num determinado domínio em resposta a estímulos externos, como estímulos térmicos, químicos, mecânicos, óticos, humidade, pH, pneumáticos e de campo elétrico ou magnético. O termo *soft robotics* é um termo amplo que inclui atuadores, músculos artificiais, sensores extensíveis, coletores energéticos, redes pneumáticas, polímeros eletroativos e *soft electronics*. Esta área é um campo de imitação de um organismo natural utilizando matérias inteligentes. Assim como a evolução na impressão 3D o progresso em *soft robotics* tem sido crescente, envolvendo contribuições de forma direta com a impressão destes materiais ou através da impressão de moldes 3D [59].

4 Modelação Computacional – Atuador Pneumático

A luva surge como uma metodologia de trabalho concebida para a reabilitação do membro superior. O objetivo do presente trabalho passa pelo desenvolvimento de uma luva leve, confortável e eficiente, através de um acionamento pneumático.

O desenvolvimento da luva iniciou-se com a modelação e confeção dos atuadores pneumáticos, recorrendo para tal a metodologias de impressão 3D, de forma a aproximar-se o máximo possível da morfologia anatómica da mão, seguido da montagem do dispositivo completo.

A técnica de fabrico da luva teve por base a biblioteca de recursos partilhados: “*The Soft Robotics Toolkit*”, que fornece informação sobre o *design*, fabrico, modelação, caracterização e controlo de dispositivos de *soft robotics* [60].

Numa primeira fase procedeu-se ao desenvolvimento de um atuador pneumático, tendo por base três estudos [35,60,61]. De seguida, realizaram-se simulações computacionais utilizando Elementos Finitos e com base nos resultados obtidos destas simulações foram fabricados os atuadores por via de um molde impresso em 3D. Uma vez impressos os moldes e fabricados os atuadores foram realizados testes experimentais de modo a validar os valores obtidos nas simulações anteriores. Por último foram montados todos os componentes obtendo a conformação da luva final ligada a um sistema de processamento com recurso a Arduíno.

A base de construção de um *soft robot* são os atuadores macios, no qual no presente trabalho foram fabricados os modelos de atuadores mais usuais de utilizar. Sendo estes atuadores fluídicos macios (*Soft fluidic actuator* - SFA) em que a atuação ocorre por via pneumática.

Os atuadores pneumáticos macios são fabricados com borrachas de silicone após serem criados moldes num processo de impressão 3D. A borracha de silicone consiste num elastómetro altamente flexível/extensível com resistência a altas temperaturas, flexibilidade a baixas temperaturas e apresenta boa biocompatibilidade [54].

Os elastómeros podem suportar deformações acima de 500% sem que ocorra deformação permanente ou fratura. Para pequenas deformações podem ser estabelecidas relações de tensão deformação lineares, utilizando as propriedades elásticas de compressibilidade em massa, módulo de rigidez, módulo de tração (módulo de elasticidade de *Young*) e coeficiente de *Poisson* [54].

4.1 Software utilizados

Para o desenvolvimento da luva foram desenhados, o atuador em si e o molde externo destes, no *software* CAD Solidworks® 2021 Student edition, desenvolvido pela Dassault Systèmes SolidWorks Corporation [62]. Este *software* permite criar, simular e desenvolver modelos baseados em computação paramétrica, que criam formas tridimensionais derivadas de operações geométricas elementares. Esta ferramenta é reconhecida pela comunidade científica e pela indústria por ser fiável e intuitiva, o que permite um *design* eficiente dos produtos desenvolvidos.

Após o desenvolvimento do desenho tridimensional do atuador no SolidWorks®, procedeu-se a uma análise FEM realizada no *software* Ansys® Student 2022 R1, da empresa Ansys Inc. Neste foi realizado um estudo não linear do comportamento do elastómero utilizado, neste caso o elastómero Elastosil M4601.

O Ansys® consiste num *software* de simulação de engenharia que abrange toda a gama da física, fornecendo acessos a diversos campos de simulação requeridos para um processo de conceção de produto. Um dos ambientes de trabalho dentro deste *software* consiste no Ansys *Workbench*, que permite compreender a engenharia estrutural do objeto em estudo, no sentido de evitar possíveis problemas estruturais e ajudar na tomada a decisão mais adequada para o fabrico de um produto. Através de um sistema de análise por Elementos Finitos [63].

Uma vez desenvolvido o desenho do molde a sua impressão foi realizado com recurso ao *software* CURA 3D Ultimaker®. Este *software* é muito utilizado para a impressão 3D, funcionando como um *software* que permite “fatiar” o modelo e preparar a peça para ser impressa, através da criação de camadas que quando sobrepostas formam o objeto a ser impresso. O processo inicia-se exportando o modelo desenhado para o CUR A3D Ultimaker®, em formato STL. Após definidas as configurações de impressão é gerado um código G que é lido pela impressora para imprimir a peça [64].

4.2 Design e implementações

4.2.1 Dimensões do *Soft pneumatic actuator*

Uma vez que a região de flexão dos dedos são as articulações, as falanges permanecem retas e os atuadores confeccionados foram concebidos em conformidade com este princípio. O exoesqueleto cobre as articulações dos dedos, as quais incluem a metacarpicofalângica, interfalângica distal e interfalângica proximal.

Para o fabrico dos SPA foi desenhado um molde em SolidWorks®, que posteriormente foi impresso em 3D. Os atuadores criados devem satisfazer determinadas restrições de forma a corresponder a

determinadas expectativas funcionais e estéticas. Como tal, devem ser capazes de conseguir fletir totalmente, sem que ocorra danificação da sua estrutura e consumindo o mínimo de energia necessária. Esteticamente, estes atuadores apenas deveriam acrescentar um ligeiro volume dentro da luva. Na sua base os atuadores teriam uma camada mais estruturada e rígida para que este não perca a sua forma e para melhorar o seu manuseamento.

Focando nos movimentos realizados por cada dedo da mão, a principal ação funcional que ocorre é a flexão destes sendo crucial o correto funcionamento dos atuadores. A função de oposição, função extra do polegar, não foi tomada em conta devido à rotação da articulação metacarpofalângica. Sendo neste caso necessários dois *designs* diferenciados, um para o polegar e outro para os restantes dedos. Por este motivo, optou-se por apenas iniciar o projeto com um *design* de atuadores simples observando o impacto que um atuador destes poderá ter no polegar.

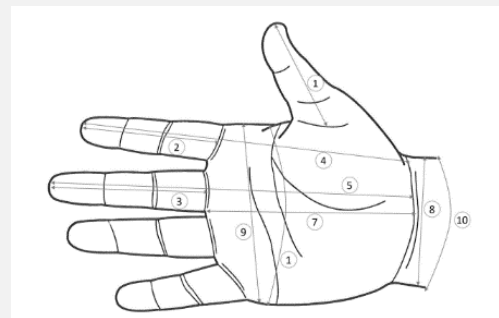
Foi desenvolvido um SPA clássico de acordo com conceitos referenciados na literatura [35,60,61]. Para tal, este atuador teve por base 3 iterações, com progressivas melhorias.

Através da literatura foram definidos alguns parâmetros para o molde dos atuadores: Implementar paredes finas, uma vez que estas aumentam a força de *output* e requerem menos pressão para que o atuador atinja a flexão máxima. Aumentar a altura das câmaras de ar, uma vez que aumenta também a força de *output*, no entanto não afeta a trajetória da ponta do atuador.

Para o desenho do molde foram tidos em consideração os parâmetros antropométricos da mão para o género feminino, dos quais são retiradas as seguintes medidas observadas na Tabela 4:

Tabela 4 - Tabela de descrição das medidas antropométricas da mão do género feminino [65]

| | <i>Medida</i> | <i>Valores</i> <i>[mm]</i> |
|----|-------------------------------------|-------------------------------|
| 1 | Comprimento do polegar | 63.3 |
| 2 | Comprimento do dedo indicador | 69.5 |
| 3 | Comprimento do dedo médio | 77.1 |
| 4 | Comprimento do dedo anelar ao pulso | 164.9 |
| 5 | Comprimento do dedo médio ao pulso | 177.5 |
| 6 | Largura da mão | 83.1 |
| 7 | Comprimento da palma da mão | 100.7 |
| 8 | Largura do pulso | 56.9 |
| 9 | Circunferência da mão | 186.3 |
| 10 | Circunferência do pulso | 151.1 |



Na Figura 22 encontra-se representado o atuador desenvolvido aquando da sua modelação e produção. Para que este realize flexão com uma velocidade angular correta a estrutura do atuador depende: da taxa de variação da pressurização, da geometria interna dos canais de ar, das paredes exteriores e das propriedades da estrutura.

Relativamente às medidas adaptadas, obteve-se um comprimento de 102 mm e 17 mm de altura, acrescentado a esta altura ainda a camada flexível de fecho e a camada mais rígida para fornecer um reforço à estrutura do atuador quando o ar é injetado. Cada uma destas camadas tem 2 mm de espessura o que conduz a uma altura total de 21 mm.

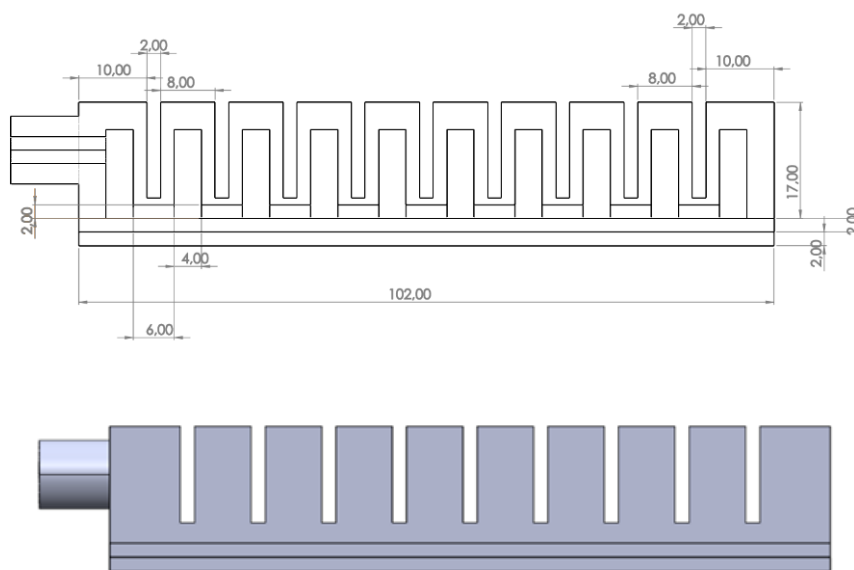


Figura 22 - SPA desenvolvido.

No total foram criadas 10 câmaras internas todas com as mesmas dimensões, no entanto as dimensões das paredes externas são diferentes para a primeira e última câmara de ar, sendo que estas apresentam uma parede mais espessa face às paredes externas no meio do atuador. Este aspeto confere mais resistência quando é injetado ar dentro do atuador.

Uma vez terminado o desenho do atuador pneumático clássico procedeu-se à análise do seu comportamento perante a pressurização. Para a realização desta análise, o ficheiro foi exportado para o software ANSYS® em formato (.stp), dado ser o formato compatível e necessário para o seu tratamento.

O atuador foi analisado neste software para se obter a sua modelação comportamental sob diversas condições de pressurização, assim como para se verificar as tensões e extensões máximas de serviço.

4.3 Modelação FEM

A análise FEM foi conduzida utilizando no ambiente *Workbench* do software ANSYS®, que fornece um método de ajuste de curva para definir materiais hiperelásticos. Este método é simples e permite estimar as propriedades do material comparando os dados obtidos com dados experimentais em que foi realizada uma análise de estudo estática estrutural [63].

Nestes estudos a análise estática permite determinar deslocamentos, tensões, etc. sob uma condição de carga estática. Dentro destes estudos existem dois tipos de análises: a linear e a não linear, tendo-se recorrido a uma análise não linear devido à natureza do material utilizado. Para estes casos incluem plasticidade, tensão, rigidez, hiperelasticidade, superfície de contato e fissuração [66–68].

Duma forma geral, o processo de uma análise de elementos finitos em ANSYS® passa inicialmente pela criação de um estudo estrutural estático, em que são inseridas as propriedades do material em *engineering data*. De seguida, em *Design Modeler* ou em *SpaceClaim* é desenhada ou importada a geometria que se pretende trabalhar, que pode ser importada utilizando um software CAD *standard*. Concluída a geometria são atribuídos os materiais para as diferentes partes da peça a estudar [54].

Antes de iniciar o estudo, e depois de ter a geometria desejada, são seleccionadas as secções do atuador que irão sofrer deformação e posteriormente realizar a malha do corpo. Algumas configurações foram tidas em conta como sendo um estudo de mecânica não linear, são utilizados elementos quadráticos e limitados os erros mecânicos. Uma vez definida a configuração para a análise é determinada o tempo automático para que o teste corra, incluindo as condições de contorno fronteira e carga. Por fim, são seleccionadas as deformações e tensões que se pretendem estudar [54]. De seguida encontra-se este processo descrito.

O primeiro passo neste estudo passou pela definição do material a ser utilizado nos atuadores SPA, tendo sido escolhido o material o Elastosil M4601, com as características definidas na Tabela 5.

Tabela 5 – *Datasheet* técnica do material Elastosil M4601 [68].

| <i>Propriedades</i> | <i>Valor</i> | | <i>Unidade</i> |
|----------------------------------|--------------|------|-------------------|
| | A | B | |
| <i>Componente</i> | A | B | |
| <i>Densidade a 23°C</i> | 1,14 | 1,01 | gcm^{-3} |
| <i>Viscosidade a 23°C</i> | 10,000 | | mPa s |
| <i>Rácio de mistura</i> | 9 | 1 | pbw |
| <i>Hardness Shore A</i> | 28 | | |
| <i>Resistência à tração</i> | 6.5 | | Nmm^{-2} |
| | 700 | | % |
| <i>Constante de material C10</i> | 0,11 | | MPa |
| <i>Constante de material C20</i> | 0,02 | | MPa |

Devido às suas propriedades hiperelásticas utilizou-se o modelo Yeoh como função de energia de tensão hiperelástica.

$$W = C_{10}(I_1 - 3) + C_{20}(I_1 - 3)^2 + C_{30}(I_1 - 3)^3 \quad [67]$$

Para a criação de uma estrutura que forneça suporte no *design* no atuador utilizaram-se as algumas propriedades físicas que definissem esta região como sendo papel. Da qual estas se encontram descritas na Tabela 6 [52]:

Tabela 6 - Propriedades do papel definidas [52].

| <i>Propriedades</i> | <i>Valor</i> | <i>Unidade</i> |
|----------------------|--------------|-------------------|
| <i>Densidade</i> | 750 | kgm^{-3} |
| <i>Modulo Young</i> | 6,5 | GPa |
| <i>Rácio Poisson</i> | 0,02 | |

Após definidos os materiais foi introduzida a geometria do atuador em *DesignModeler* tendo sido exportando do Solidworks® segundo o formato anteriormente descrito (Figura 23). Neste ponto foram definidas as estruturas correspondentes às paredes internas e externas para que possam ser aplicadas as condições de pressão interna.

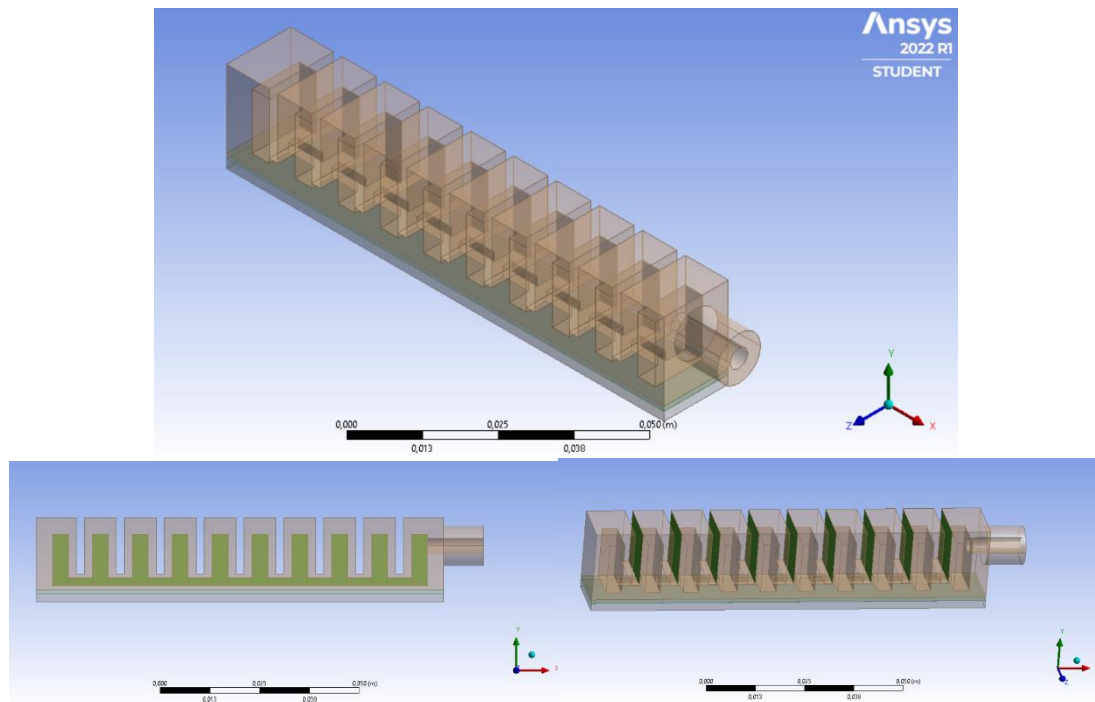


Figura 23 - Determinação das paredes internas e externas.

Uma das ferramentas disponíveis no ambiente de trabalho neste software é a ferramenta de *Model* que permite definir nas paredes do atuador as condições necessárias para as simulações. Nesta fase é atribuído a cada geometria que compõe o atuador o seu tipo de material, ou seja, atribuir a etiqueta de elastómero com as propriedades anteriores descritas a todo o atuador, com exceção de uma camada de papel criada entre as duas camadas inferiores de elastómero. Atribuídas as etiquetas, procede-se à definição das regiões de contacto.

Para que não ocorra fricção nas paredes externas, quando estas contactarem umas com as outras, é criada uma condição “*Frictionless – OuterWalls to OuterWalls*”, como se pode observar pela Figura 24.

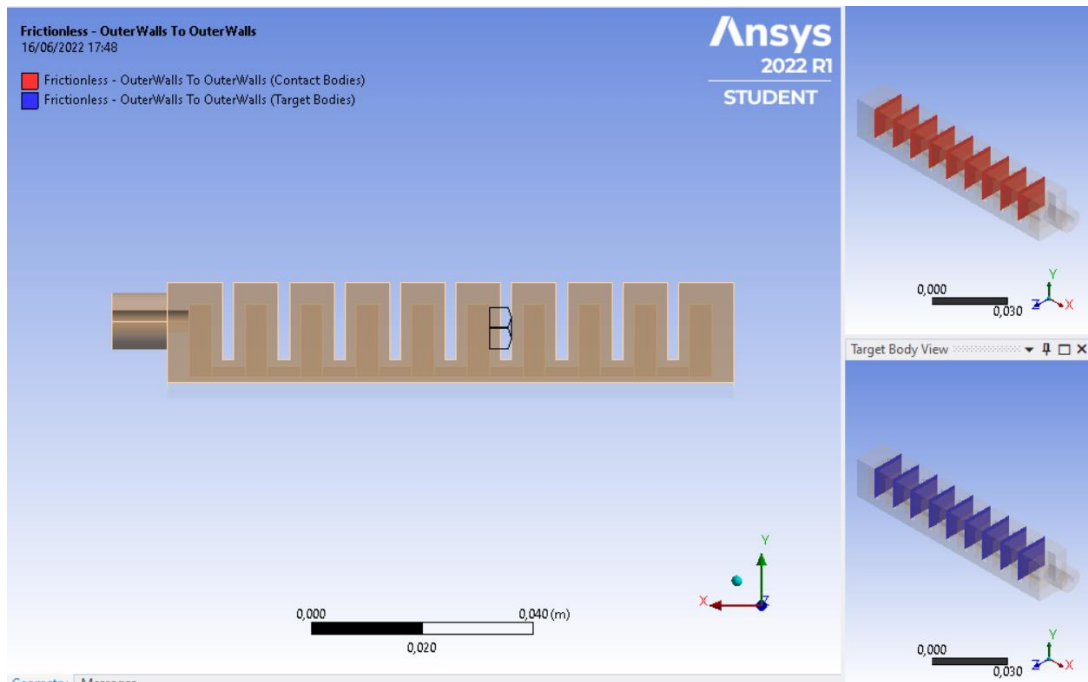


Figura 24 - Condições de paredes definidas.

Uma vez definidas as condições de pressão e determinadas as regiões é possível avançar para a realização de uma malha (*mesh*,) em que a ordem dos elementos é definida como quadrática e com um tamanho de elemento de 0,3 m (Figura 25). Uma vez que se está a utilizar a versão de estudante o número de elementos é limitado a uma análise estrutural de 32.000 nós/elementos, pelo que com o tamanho definido de 0,3 m é possível obter 18,109 nós e 8270 elementos.

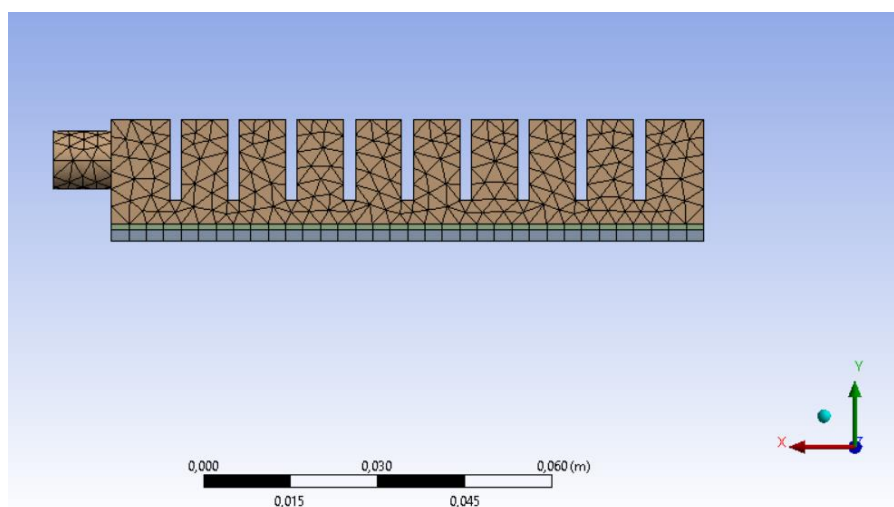


Figura 25 - *Mesh* do modelo gerada.

Como último passo para a análise estática estrutural foi necessário definir parâmetros de análise, definição da força gravítica, definição de uma parede de suporte fixo e a definição da pressão aplicada.

Para este estudo o software utiliza passos temporais de forma gradual aplicando as condições determinadas sobre o corpo, calculando o seu efeito. Os *steps*, ou incrementos, consistem em dados num determinado intervalo de tempo, definido entre zero e um, que variam de tamanho segundo o sucesso ou falha ao convergir os resultados de forma automática. O seu tamanho é definido antes da simulação, podendo variar entre valores mínimos e máximos de 0,1 e 1×10^{-8} s. Assim foram definidos os seguintes controlos de passos:

- *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

Aplicada a força gravítica sobre o corpo, criou-se um ponto de suporte fixo como se verifica na Figura 26.

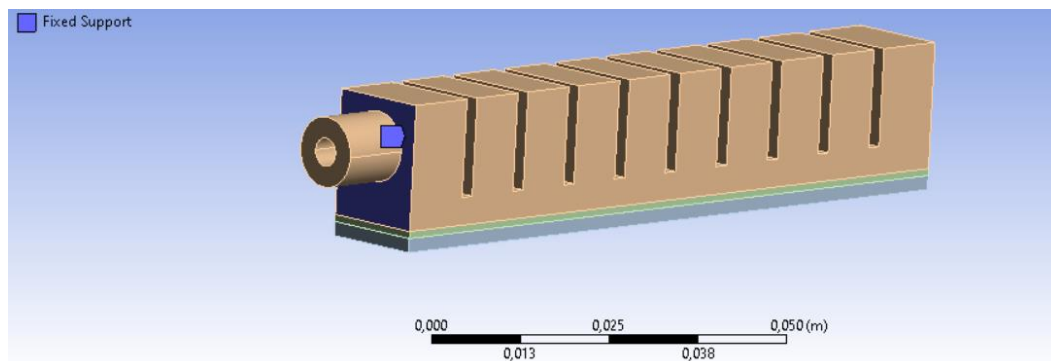


Figura 26 - Aplicação de forças sobre o corpo.

Por último aplicou-se uma pressão interna desejada sob as paredes internas do atuador (Figura 27). Para o estudo de diferentes pressurizações este último ponto foi o único ponto que sofreu alterações, tendo sido alterado de cada vez a pressão aplicada e estudado o comportamento do corpo.

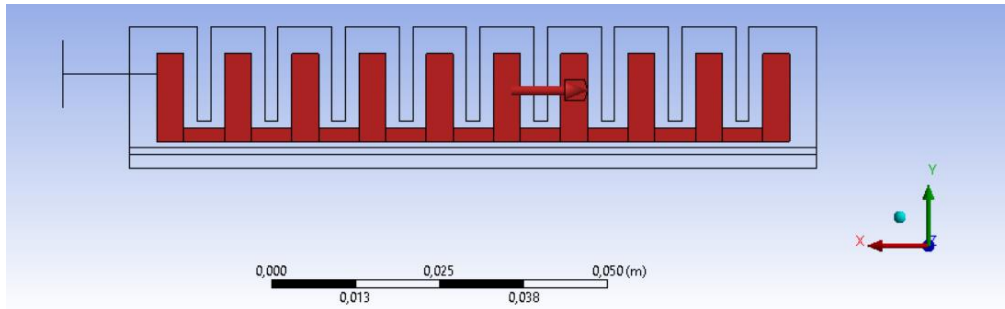


Figura 27 - Pressão interna aplicada no atuador.

4.4 Resultados FEM


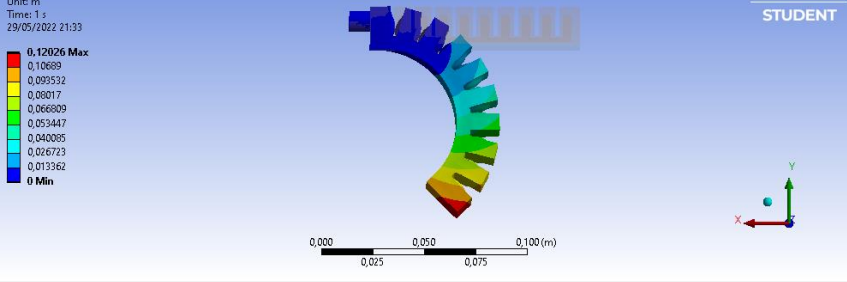

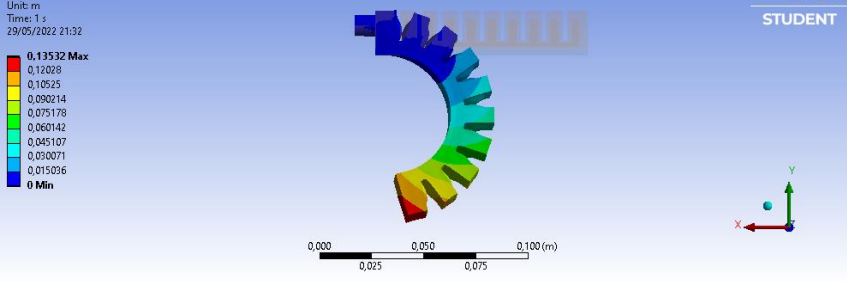

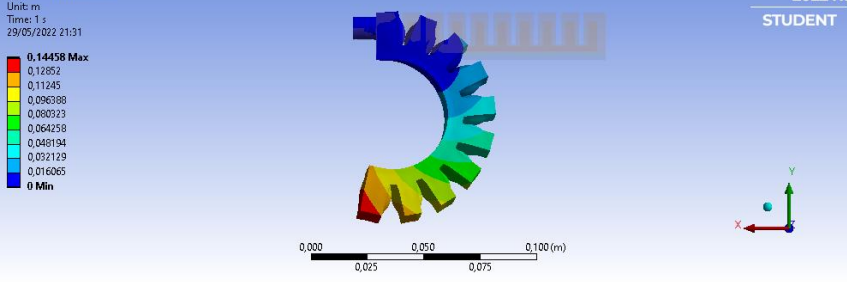

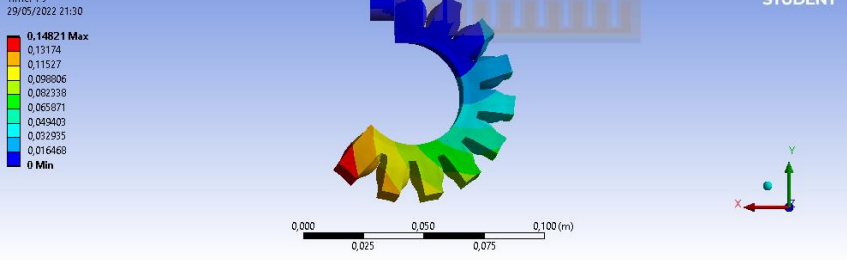

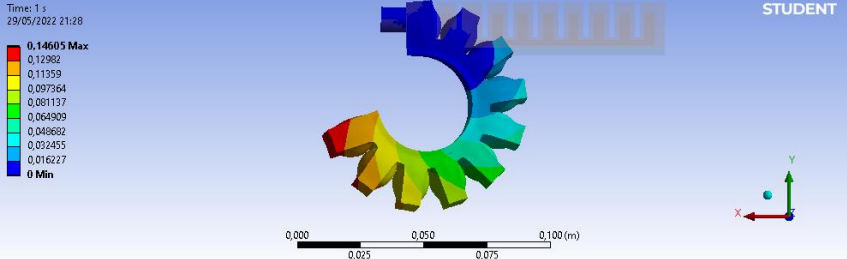
A demonstração de resultados de um modelo hiperelástico passa por uma curva de tensão-deformação típica, que revela o comportamento altamente extensível e elásticos dos materiais hiperelásticos, em que grandes deformações recuperáveis são produzidas a baixos níveis de tensão [54].

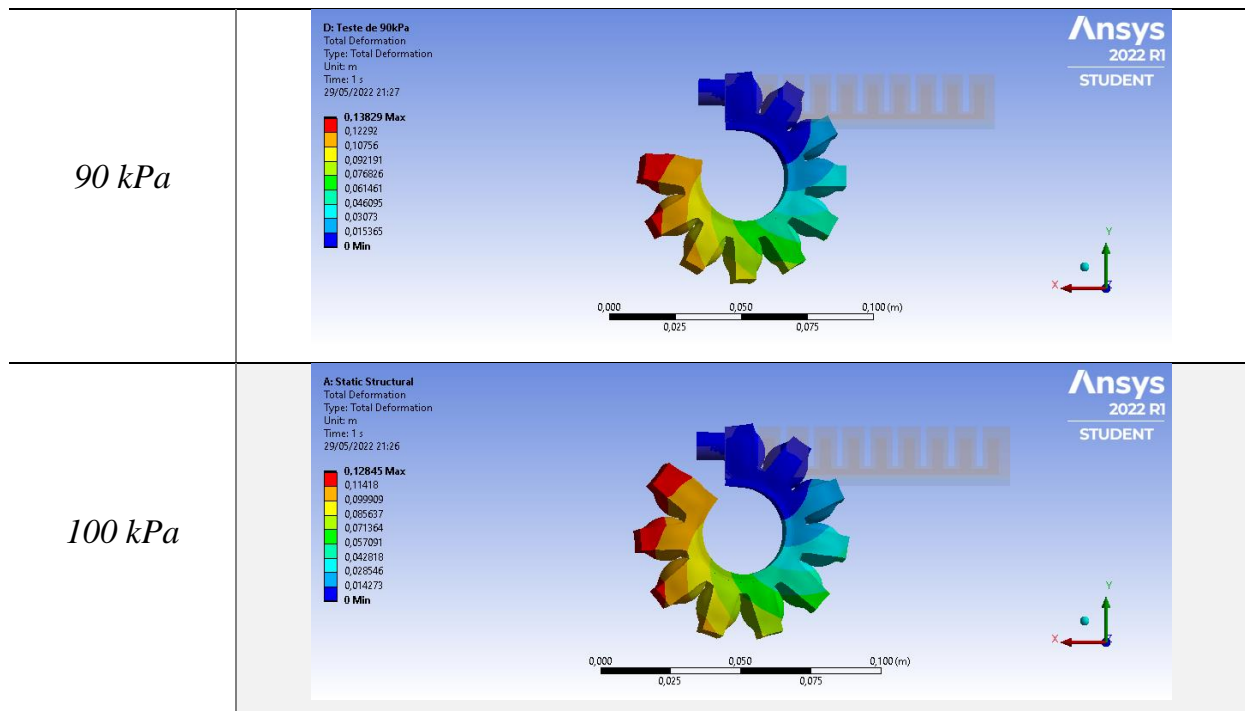
Com a realização de uma simulação FEA, o raio da curvatura do atuador será afetado por diversos fatores, como descritos no ponto anterior, como a largura do dedo, a espessura da parede e a distância entre as duas paredes externas. Assim o raio da curvatura é calculado, juntando os resultados da simulação e a equação de regressão do raio da curvatura.

Foram assim realizados diversos testes para pressões diferentes desde 5 kPa até 100 kPa o que equivale a 1 bar. A Tabela 7 representa os resultados das modelações obtidos para as diferentes pressurizações internas aplicadas.

Tabela 7 - Resultados das simulações FEM para diferentes pressurizações internas

| Pressurização Interna (kPa) | Resultado da Simulação FEM |
|-----------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| 5 kPa | <p> H: Teste de 50kPa Total Deformation Type: Total Deformation Unit: m Time: 1 s 29/05/2022 22:23 </p> <p> 0.020615 Max 0.018334 0.016034 0.013743 0.011453 0.0091621 0.0068716 0.004581 0.0022905 0 Min </p> <p> 0,000 0,015 0,030 0,045 0,060 (m) </p> <p> Ansys 2022 R1 STUDENT </p> |
| 10 kPa | <p> H: Teste de 50kPa Total Deformation Type: Total Deformation Unit: m Time: 1 s 29/05/2022 21:42 </p> <p> 0.039841 Max 0.035414 0.030988 0.026561 0.022134 0.017707 0.01328 0.0088336 0.0044268 0 Min </p> <p> 0,000 0,018 0,035 0,053 0,070 (m) </p> <p> Ansys 2022 R1 STUDENT </p> |
| 20 kPa | <p> H: Teste de 50kPa Total Deformation Type: Total Deformation Unit: m Time: 1 s 29/05/2022 21:49 </p> <p> 0.075189 Max 0.066834 0.05949 0.050126 0.041772 0.033417 0.025063 0.016709 0.0083543 0 Min </p> <p> 0,000 0,025 0,050 0,075 0,100 (m) </p> <p> Ansys 2022 R1 STUDENT </p> |
| 30 kPa | <p> H: Teste de 50kPa Total Deformation Type: Total Deformation Unit: m Time: 1 (Unconverged) s 29/05/2022 22:16 </p> <p> 0.09677 Max 0.086018 0.075266 0.064514 0.053761 0.043009 0.032257 0.021505 0.010752 0 Min </p> <p> 0,000 0,025 0,050 0,075 0,100 (m) </p> <p> Ansys 2022 R1 STUDENT </p> |

| | |
|--------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| 40 kPa | <p>I: Teste de 40kPa Total Deformation Type: Total Deformation Unit: m Time: 1 s 29/05/2022 21:33</p>   <p>0.12026 Max 0.10689 0.099532 0.08017 0.066809 0.053447 0.040085 0.026723 0.013362 0 Min</p> |
| 50 kPa | <p>H: Teste de 50kPa Total Deformation Type: Total Deformation Unit: m Time: 1 s 29/05/2022 21:32</p>   <p>0.13532 Max 0.12028 0.10525 0.090214 0.075178 0.060142 0.045107 0.030071 0.015036 0 Min</p> |
| 60 kPa | <p>G: Teste de 60kPa Total Deformation Type: Total Deformation Unit: m Time: 1 s 29/05/2022 21:31</p>   <p>0.14458 Max 0.12852 0.11245 0.096388 0.080323 0.064258 0.048194 0.032129 0.016065 0 Min</p> |
| 70 kPa | <p>F: Teste de 70kPa Total Deformation Type: Total Deformation Unit: m Time: 1 s 29/05/2022 21:30</p>   <p>0.14821 Max 0.13174 0.11527 0.098806 0.082338 0.065871 0.049403 0.032935 0.016468 0 Min</p> |
| 80 kPa | <p>E: Teste de 80kPa Total Deformation Type: Total Deformation Unit: m Time: 1 s 29/05/2022 21:28</p>   <p>0.14605 Max 0.12982 0.11359 0.097364 0.081137 0.064909 0.048682 0.032455 0.016227 0 Min</p> |



De acordo com os resultados da simulação anteriormente realizados, pode-se verificar a existência de um ângulo das câmaras internas fornece uma ajuda para que o atuador flexione. Com um maior incremento da pressão interna observa-se ainda que o espaço entre duas câmaras adjacentes aumenta proporcionalmente.

Através da junção dos diferentes momentos analisados retira-se a seguinte Figura 28 correspondente ao total de deformações ocorridas para diversas pressões aplicadas:

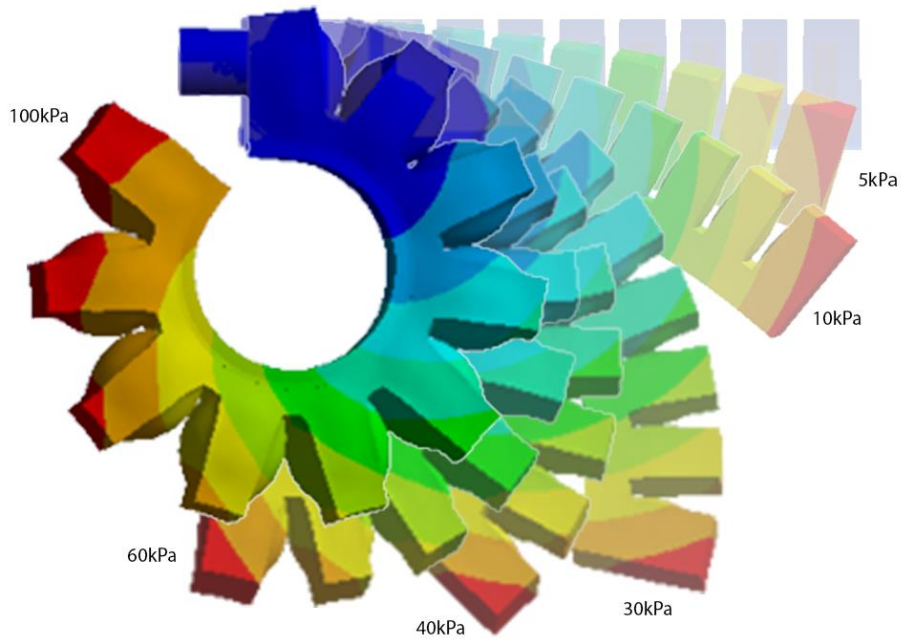


Figura 28 – Resultado conjugado FEM do atuador desenvolvido, com as respectivas cores de deformação

Estes resultados permitem afirmar que um atuador com uma maior largura resultaria numa maior força gerada sob a mesma pressão interna.

O *stress* elástico foi ainda avaliado nesta simulação (Figura 29), verificando-se nas paredes externas do atuador um maior *stress* elástico realizado uma vez serem as regiões mais afetadas pela pressurização de ar, provocando o movimento desejado do atuador.

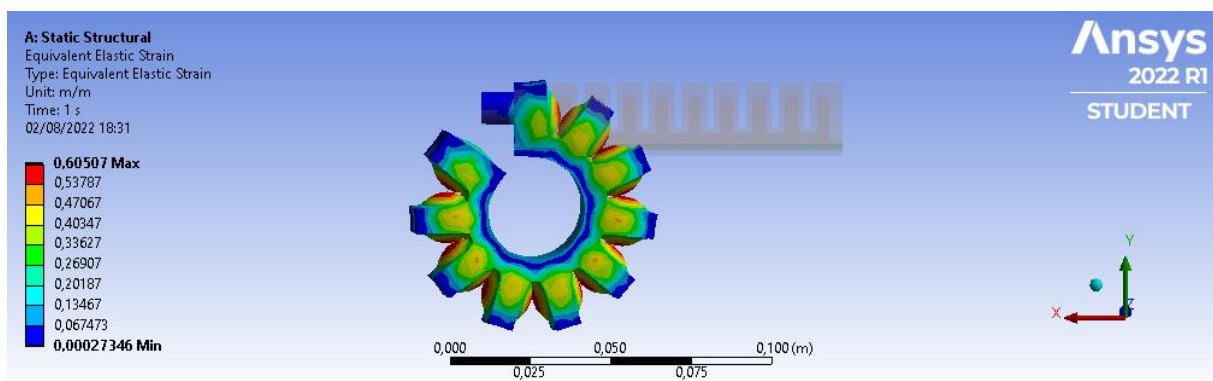


Figura 29 - Medição das tensões elásticas máximas.

No decorrer do projeto deparámo-nos com uma questão relativa há profundidade a que seria colocada a estrutura sólida (papel) na base do atuador e de que forma o seu posicionamento iria influenciar a dinâmica de enrolamento do atuador. Para tal, procedeu-se à realização de três testes aos quais a pressão aplicada seria a mesma, neste caso foi aplicada uma pressão máxima de 105 kPa para registar o grau de flexão do atuador. As diferenças residiram no facto de um teste ser executado com a estrutura sólida como um pedaço de papel/cartolina a uma profundidade de 2 mm da base, no segundo teste esta profundidade variou para 1 mm e num terceiro teste aplicou-se a estrutura sólida a uma profundidade de 1,5 mm da base (Figura 30).

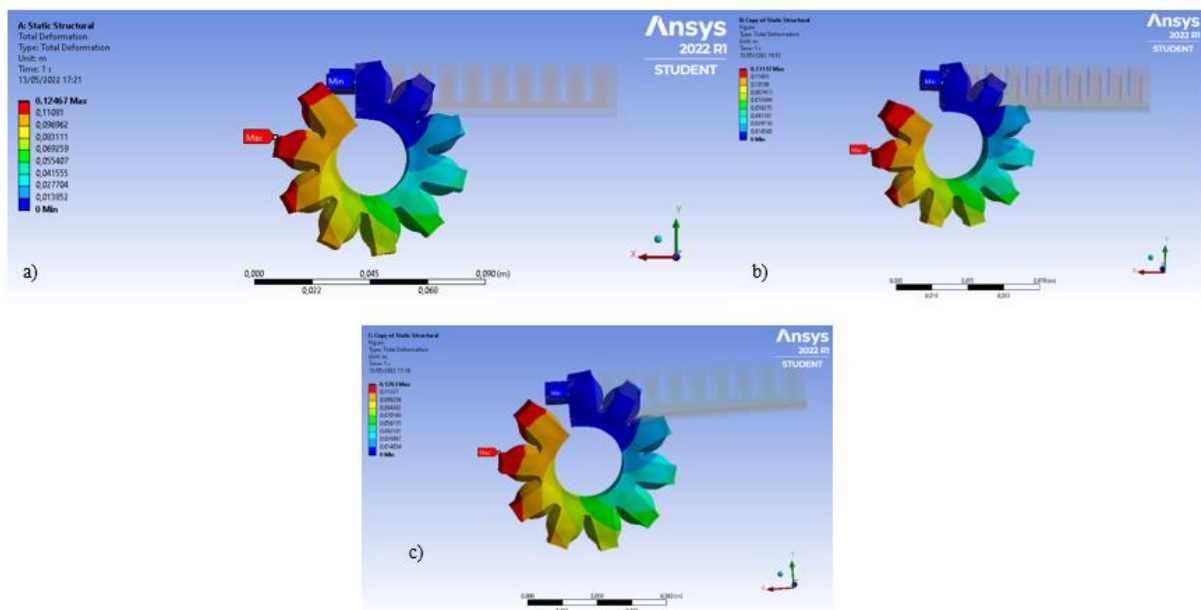


Figura 30 - Resultado da colocação da estrutura sólida a diferentes profundidades com as respetivas escalas de cores de deformação. a) profundidade de 2 mm, b) Profundidade de 1 mm, c) Profundidade de 1,5 mm.

Perante os resultados anteriores, verificou-se que consoante a estrutura se encontre numa posição mais profunda dentro da base do atuador (lendo-se profundidade com a distância na vertical medida de baixo para cima) maior terá de ser a pressurização aplicada ao mesmo. Uma vez que, como se observa na Figura 30 o atuador com a componente sólida a 1 mm de profundidade não flete totalmente como o atuador com esta estrutura a 2 mm de profundidade da base. Seria necessário realizar novos estudos, nomeadamente com o papel ou outra estrutura sólida colocada a outras profundidades de forma a comprovar de forma mais concreta os resultados anteriores. Permitindo instituir um novo critério para a conceção de atuadores pneumáticos elásticos, uma vez que não existem *guidelines* que permitam tornar o processo uniforme e consistente [54].

5 Desenvolvimento dos atuadores pneumáticos

5.1 Desenho dos moldes

Numa fase inicial o modelo do molde dos atuadores foi criado tendo por base três artigos [35,60,61]. O objetivo seria obter o atuador com as dimensões apresentadas pela Figura 31. A primeira iteração desenvolvida era formada por 14 câmaras de ar, com uma altura de 17 mm, comprimento de 15 mm e 4,5 mm de largura. As paredes apresentam uma espessura de 1 mm e o espaço entre as câmaras de ar corresponde a 1,5 mm. Foi ainda deixado um espaço de 2 mm para passagem de ar.

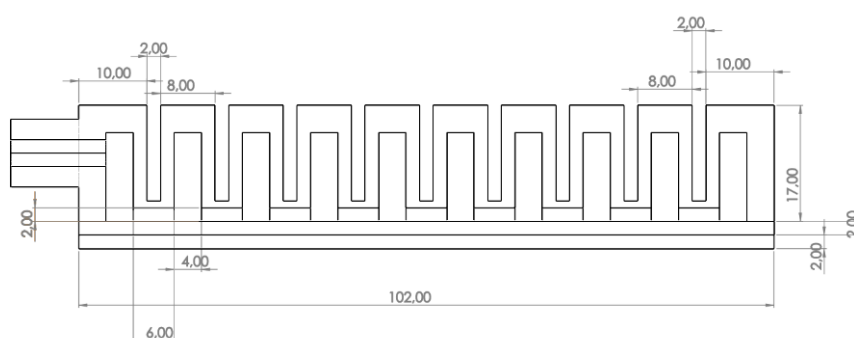


Figura 31 - Dimensões utilizadas no atuador.

O molde é composto por duas peças diferentes uma que engloba uma peça inferior e uma peça superior, como se verifica na Figura 32 e uma outra componente, formando uma base retangular simples do comprimento e largura do atuador a desenvolver. A peça da base foi desenvolvida para se acrescentar posteriormente ao atuador em silicone para criar uma zona não expansível. Assim a peça superior foi a primeira a ser desenhada, atribuindo as dimensões desejadas para cada câmara de ar.

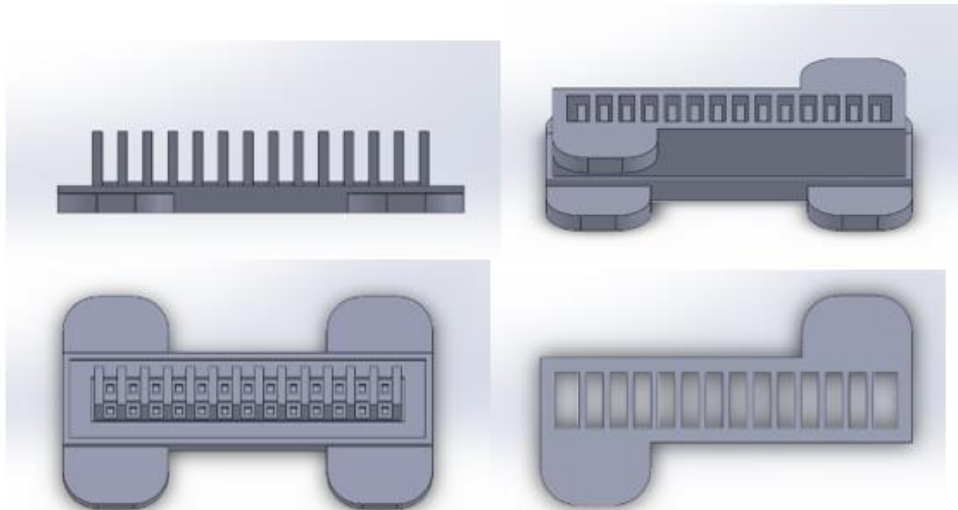


Figura 32 - Primeira iteração do molde desenvolvido.

Este modelo revelou algumas dificuldades, nomeadamente pelas espessuras das paredes, por apenas apresentarem 1mm de espessura, foi difícil que o silicone utilizado preenchesse todos os espaços do molde e quando na retirada do silicone do molde este fraturou.

Assim foi realizada uma segunda iteração em que o modelo apresentava apenas 10 câmaras de ar, com uma altura de 17 mm, 15 mm de comprimento e 8 mm de largura, as paredes desenvolvidas têm uma espessura de 2 mm e o espaço entre câmaras de ar de 2 mm, no sentido de reduzir as dificuldades apresentadas pelo modelo anterior. Como o modelo anterior foi também deixado um espaço de 3mm para passagem de ar com cerca de 2 mm. Neste novo modelo foi ainda acrescentado um espaço cilíndrico de 10 mm de diâmetro para colocação do tubo de transmissão de ar (com cerca de 4mm de diâmetro), para que posteriormente fosse apertado com uma braçadeira de plástico (Figura 33).

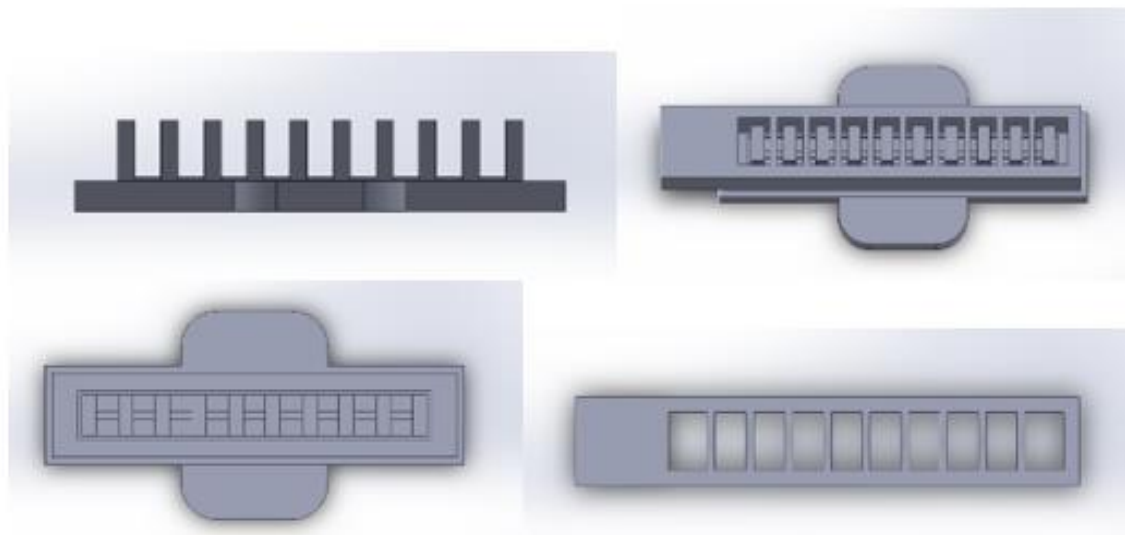


Figura 33 - Segunda iteração do molde desenvolvido.

No entanto este modelo apresentou também dificuldades aquando da retirada do silicone do molde, o aumento da espessura das paredes relevou-se vantajoso pois já não estavam presentes falhas, como fugas de ar. No entanto a colocação do silicone não permitiu que as peças ficassem centradas e bem colocadas, como tal, procedeu-se a uma terceira iteração.

Com base nos resultados dos modelos anteriores uma terceira iteração foi realizada corrigindo os erros dos modelos anteriores, como se mostra na Figura 34. Este modelo apresenta as mesmas dimensões que a iteração anterior tendo sido acrescentados espaços exteriores para colocação de parafusos que impeçam a movimentação das peças entre si, mantendo-as centradas.

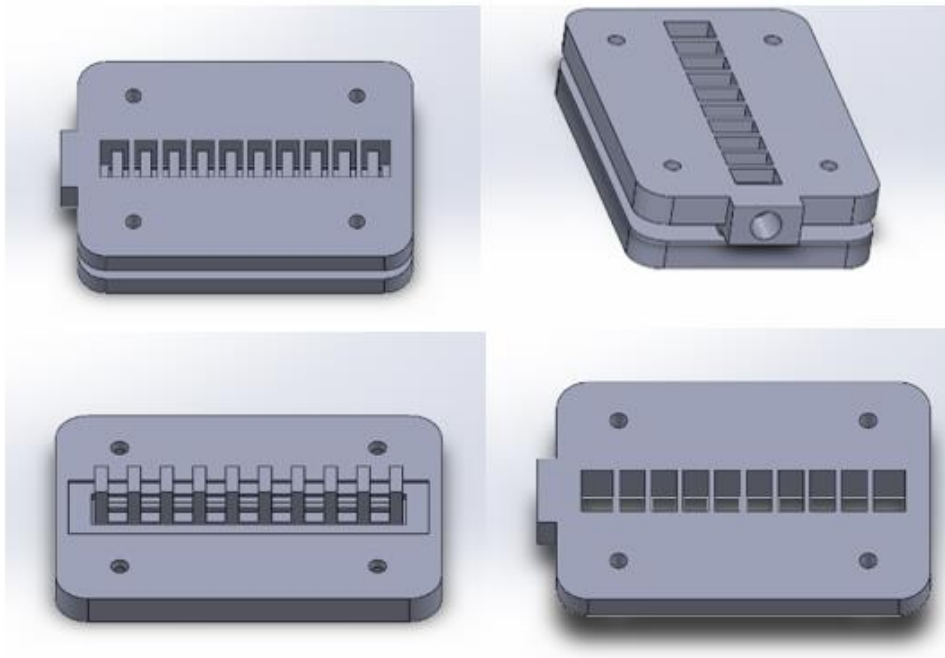


Figura 34 - Terceira iteração do molde desenvolvido.

A peça da base não tendo sofrido alterações, permaneceu a mesma com o desenrolar das restantes peças que compõem o molde.

Com a peça da base concluída deu-se assim por terminado o dimensionamento do atuador, podendo desta forma proceder-se à fase de fabrico.

5.2 Fabrico (impressão e molde)

Uma vez tendo o molde desenhado procedeu-se à impressão e ao fabrico dos atuadores em silicone propriamente ditos. Para o desenvolvimento dos atuadores, como anteriormente referido, foram utilizados dois materiais diferentes. O PLA foi o material utilizado para a produção dos moldes impressos em 3D e Elastosil M4601®, que quando trabalhado permite obter o corpo dos atuadores desejados.

Para a impressão dos moldes recorreu-se a uma impressora 3D da marca e modelo bq Witbox® (Figura 35). Esta impressora foi disponibilizada pelo Laboratório da Oficina Digital (ODI) do Instituto Superior de Engenharia de Lisboa (ISEL) e encontra-se configurada para imprimir materiais como o PLA, não sendo necessário qualquer alteração de características.

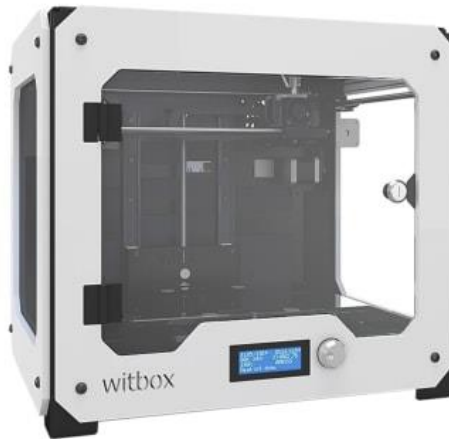


Figura 35 - Impressora 3D utilizada - bq Witbox®.

5.2.1 Parâmetros de impressão

Os moldes desenhados foram todos impressos segundo os mesmos parâmetros de impressão definidos aquando do seu fabrico, recorrendo ao software CURA para a definição das características, mostradas na Tabela 8 [64].

Tabela 8 - Parâmetros de impressão do molde

| <i>Profile</i> | <i>Fine -0.2 mm</i> |
|----------------------------------|---------------------|
| <i>Layer Height</i> | 0.2 mm |
| <i>Wall Thickness</i> | mm |
| <i>Wall Line Count</i> | 3 |
| <i>Top/Bottom Thickness</i> | mm |
| <i>Top Thickness</i> | mm |
| <i>Top Layers</i> | 5 |
| <i>Bottom Thickness</i> | mm |
| <i>Bottom Layers</i> | 5 |
| <i>Infill Density</i> | 50.0 % |
| <i>Printing Temperature</i> | 200.0 °C |
| <i>Print Speed</i> | 40.0 mm/s |
| <i>Fan Speed</i> | 100.0 % |
| <i>Support Placement</i> | Everywhere |
| <i>Support Overhang Angle</i> | 50.0 ° |
| <i>Built Plate Adhesion Type</i> | Brim |
| <i>Brim Width</i> | 8.0 mm |
| <i>Brim Line Count</i> | 20 |

Os moldes impressos para o fabrico dos atuadores como referido anteriormente foram produzidos utilizando PLA, com uma espessura de filamento para impressão de 1.75 mm com *nozzle* de 0.4 mm.

Na Figura 36 encontra-se uma representação do modelo antes de ser impresso em que é definida a sua posição na placa de impressão tal como todas as características anteriormente definidas.

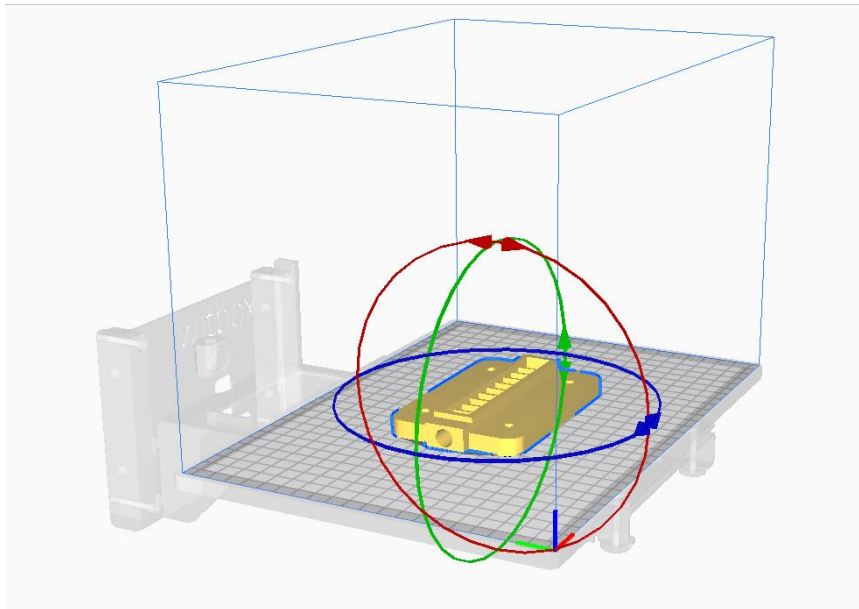


Figura 36 - Representação do modelo antes de ser impresso.

Como tal, uma vez impresso foi possível obter as três iterações anteriormente apresentadas em desenho CAD agora impressas em PLA para posterior aplicação do silicone flexível.

O modelo obtido para a primeira iteração pode ser observado na Figura 37, este modelo encontra-se com as maiores semelhanças a um modelo anteriormente desenvolvido. As condições de desenho e de fabrico deste molde partiram da informação distribuída pelo site *The Soft Robotics Toolkit* [60].



Figura 37 - Modelo impresso da primeira iteração realizada.

Na segunda iteração desenvolvida, o molde já com as novas configurações definidas foi ainda separado a meio na peça superior com o intuito de facilitar a remoção do silicone depois de curado. Foi ainda impresso uma peça extra como vista na Figura 38 que permitia criar o espaço para a passagem de ar para dentro do atuador.

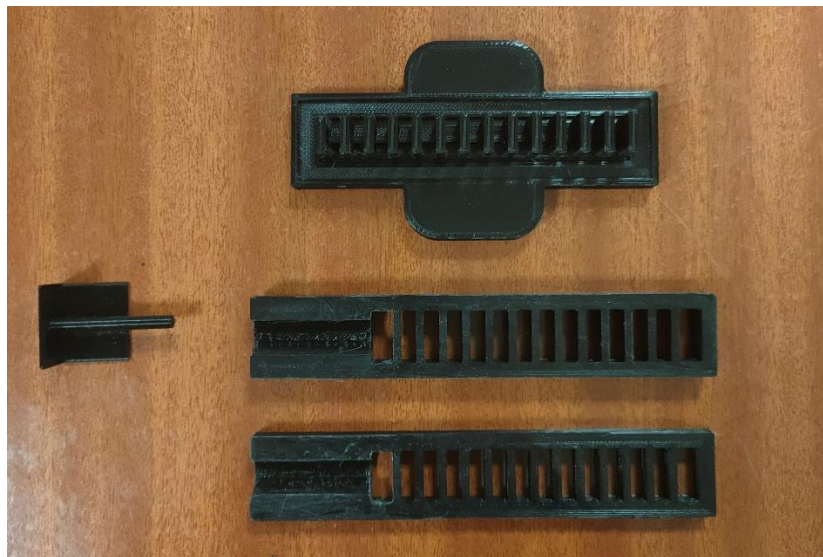


Figura 38 - Modelo impresso da segunda iteração realizada.

A terceira e última iteração impressa observa-se na Figura 39, no qual para este novo modelo foram utilizados quatro parafusos para que a posição correta do silicone durante a cura fosse garantida e as câmaras de ar seriam todas iguais, mantendo a estabilidade por todo o corpo do atuador.

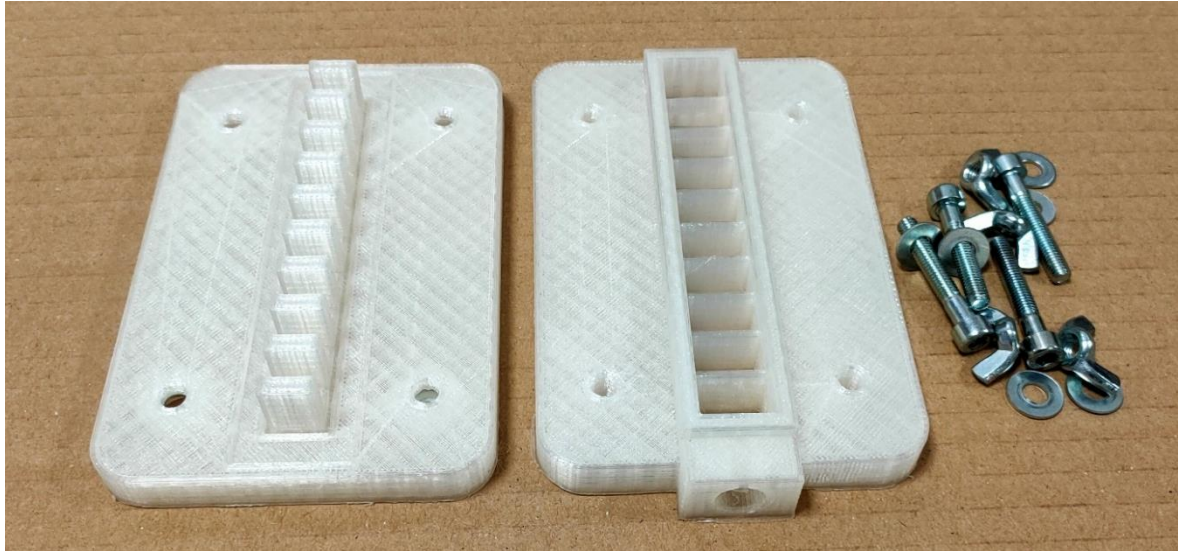


Figura 39 - Modelo impresso da terceira iteração realizada.

5.2.2 Fabrico do silicone

O silicone Elastosil M4601[®] A/B foi o material utilizado (Figura 40), este é caracterizado pelo modelo hiperelástico de Yeoh de segunda ordem com coeficientes $c_{10} = 0.11$ MPa e $c_{20} = 0.02$ MPa. Apresenta ainda uma massa de densidade 1130 Kg/m^3 e uma tensão de cedência de $6,9$ MPa.



Figura 40 - Mistura de silicone Elastosil M4601.

O elastómero é preparado numa proporção de 1:9 por peso entre as partes A e B (Figura 41), sendo que para uma primeira abordagem foi utilizado cerca de 33 g de produto. Na segunda abordagem foram utilizados apenas 28 g para evitar desperdícios de material e uma vez que o volume da peça diminui em relação ao primeiro modelo. E para a terceira abordagem foi possível diminuir a massa para 25,34 g de mistura. Para a base do molde foram utilizados apenas 6 g de silicone.

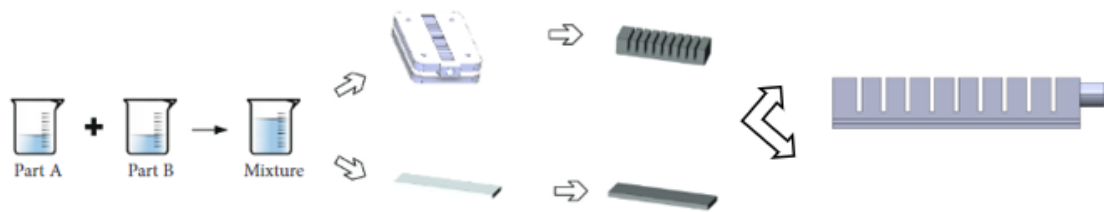


Figura 41 - Processo de fabrico do atuador.

O processo iniciou-se com a realização da mistura de silicones A e B como acima referido, seguindo os parâmetros indicados pela marca para a utilização do produto. Esta mistura deve ficar com uma cor uniforme e devem ser realizados movimentos em forma de oito para uniformizar. Uma vez completa a mistura esta é colocado sobre o molde deixando assentar aos poucos enquanto vai formando pequenas bolhas de ar que deverão ser cobertas antes de deixar secar o silicone. Após 24 horas de cura do silicone o atuador foi retirado da base obtendo o modelo representado pelas figuras seguintes apresentadas neste capítulo.

Na primeira abordagem, o molde impresso não apresentou erros, no entanto ainda antes de colocar o silicone deparámo-nos com a questão da entrada de ar, que no modelo utilizado não iria permitir facilitar este processo. Tendo surgido esta questão foi colocada a mistura de silicone no molde da segunda interação, o que permitiu obter o molde da Figura 42.



Figura 42 – Segunda iteração do atuador em silicone fabricado.

Neste foram encontrados erros na abordagem com um mau acabamentos e fugas de ar, entre as paredes devido à sua espessura. Para ultrapassar este problema recorreu-se a um novo desenho que conduziu à terceira iteração (Figura 43), em que um novo modelo de atuador com paredes mais espessas foi possível de produzir e replicar utilizando o mesmo molde, para a criação da luva final.

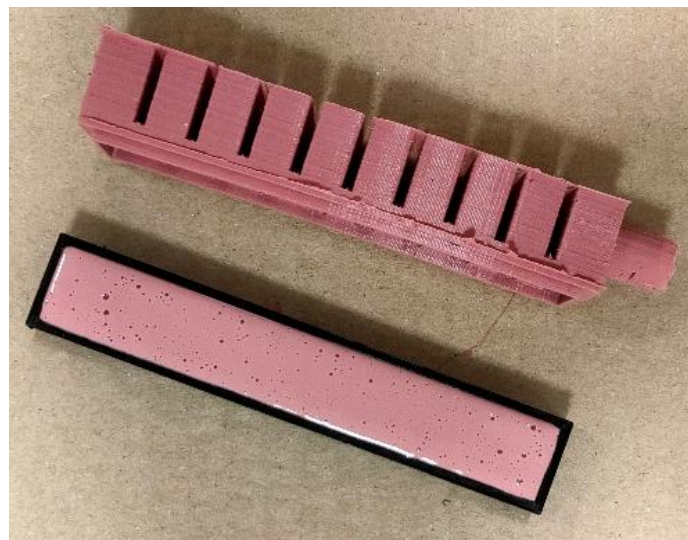


Figura 43 – Terceira iteração do atuador em silicone fabricado.

Neste novo modelo, os erros anteriores não voltaram a surgir o que permitiu avançar com a construção do atuador, colocando este sob uma base confeccionada com o mesmo silicone e uma camada de papel para que fosse evitada a expansão desta região quando pressurizado. A base pode ser observada na figura anterior juntamente com o atuador.

A base para todos os atuadores desenvolvidos, continha uma componente rígida, neste caso, uma folha de papel ou cartolina foi utilizada para tornar esta camada inextensível quando injetado ar (Figura 44). Assim para formar a base foi colocada uma camada de silicone seguida de um pedaço de papel, coberto novamente por outra camada de silicone após a cura da primeira camada.

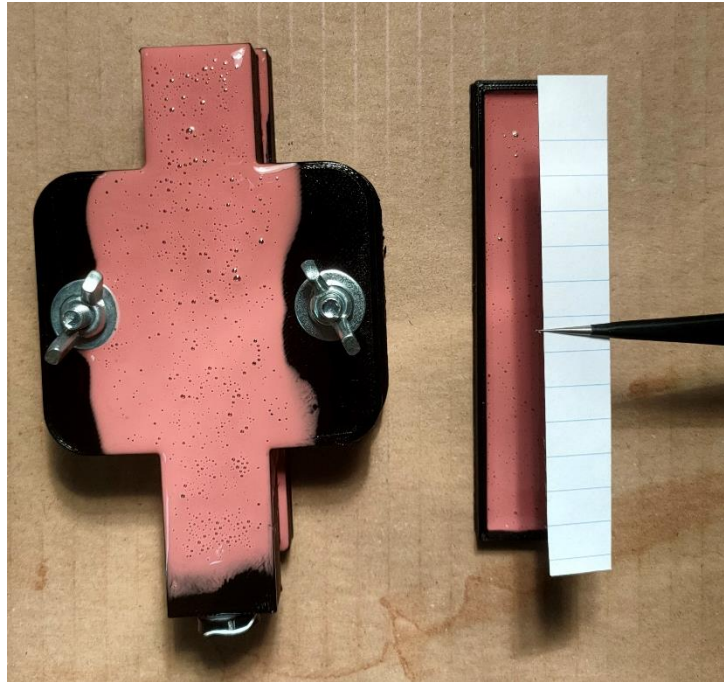


Figura 44 - Colocação da folha de papel na base do molde.

A junção da base ao corpo do atuador ocorreu, quando retirado o atuador em silicone do molde e quando colocada a última camada de silicone na base estas duas peças era junta. Como o silicone ainda se encontrava no seu estado líquido permitia servir de elo de ligação das duas peças sem necessitar de algum tipo de cola.

No entanto, vários problemas foram surgindo neste processo fabrico nomeadamente o facto de o produto necessitar de ser agitado antes da sua utilização, o que se traduziu em atuadores de diferentes cores e com diferentes características uma vez que as propriedades gerais do produto não estavam a atuar de maneira ideal. De seguida, na Figura 45, é possível observar que os atuadores fabricados não são uniformes entre si em termos de cores e de alguma rigidez ao toque. As diferenças posteriormente seriam verificadas quando realizados os testes experimentais individuais.

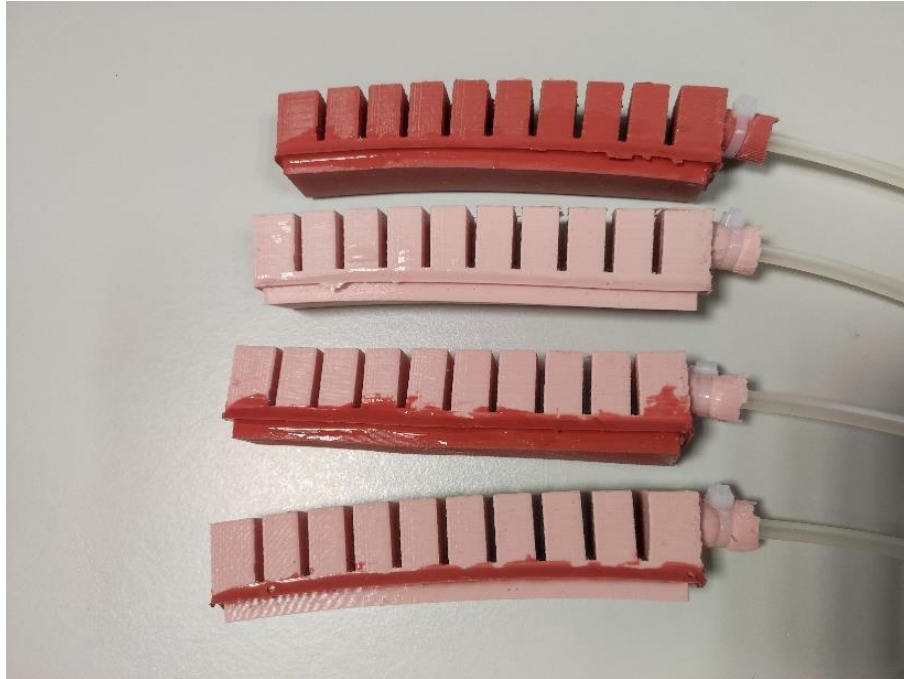


Figura 45 - Diferentes atuadores fabricados.

Como abordado anteriormente, o estudo e análise experimental do comportamento dos atuadores permite realizar uma validação do seu comportamento consoante a literatura, e fazer uma comparação entre os modelos projetados.

5.3 Plataforma de testes

Para a realização dos testes experimentais foi utilizada uma plataforma de controlo desenvolvida anteriormente por outro colega (Hugo Almeida) do mestrado em Engenharia Biomédica do ISEL [70]. Este sistema de controlo é composto por uma componente electropneumática que permite a injeção de ar comprimido nos atuadores realizados, obrigando a que estes flexionem permitindo o controlo da amplitude de movimentos dos dedos anatómicos [71].

A conversão de energia elétrica em mecânica sob a forma de ar comprimido, ocorre utilizando um compressor pneumático. Tendo sido esta plataforma projetada para a realização de testes e ensaios experimentais simples. De seguida encontra-se a representação do sistema electropneumático utilizado (Figura 46 e Figura 47).

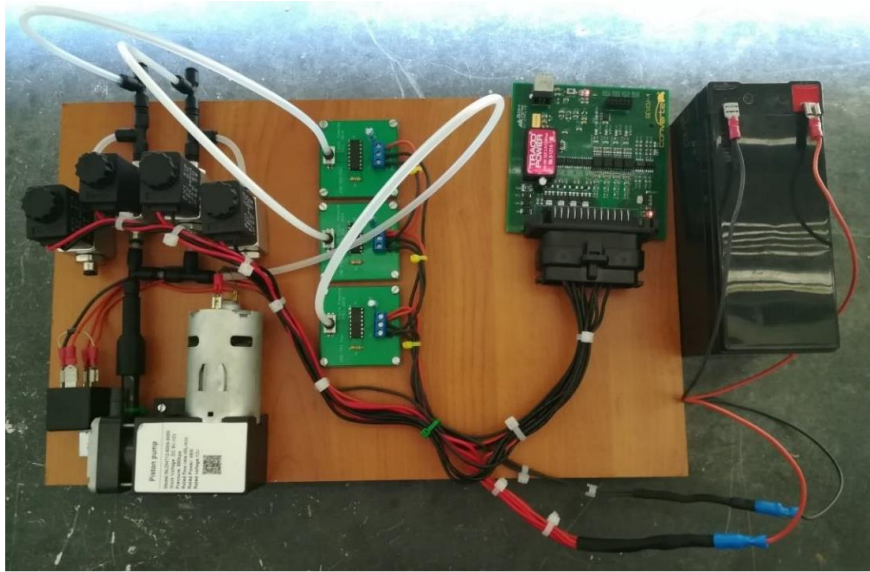


Figura 46 - Circuito Electropneumático [70].

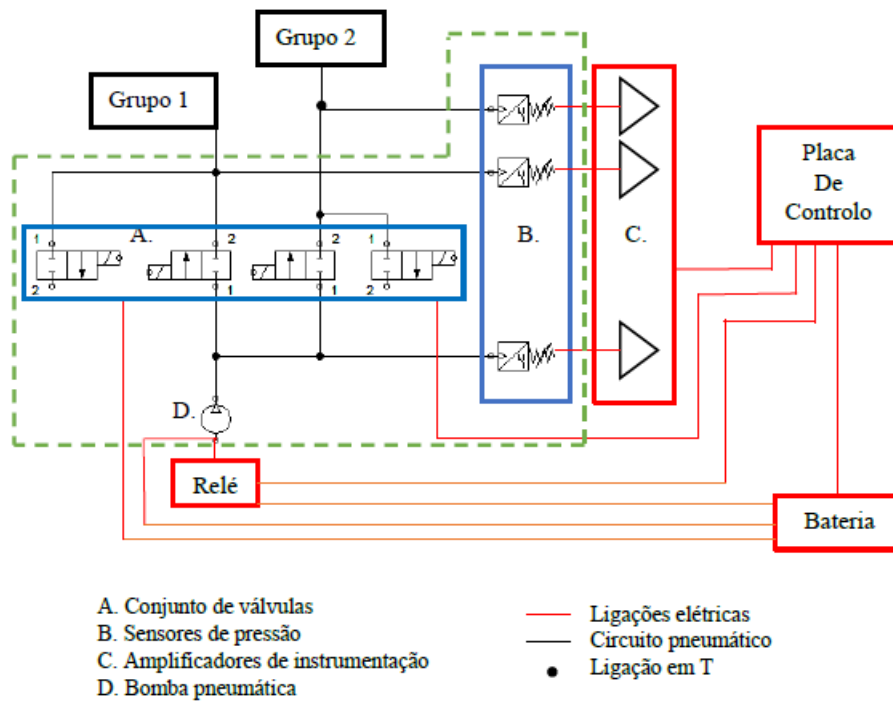


Figura 47 - Esquema representativo do circuito electropneumático [70].

Para a utilização do sistema anteriormente mencionado iniciou-se a programação do controlador usando o microcontrolador Arduíno. Utilizou-se um código anteriormente desenvolvido que permitia converter o sinal digital em unidade de pressão (bar) a partir do ganho do sinal do sensor [70].

Para análise da pressão usou-se um manómetro (Figura 48) que permite fazer o controlo e monitorização da pressão do ar comprimido injetado no atuador, limitando a pressão do ar proveniente da rede de ar comprimido do Departamento de Engenharia Mecânica (DEM) do ISEL (que funciona a 7 bar). Como a escala deste equipamento apresenta um valor de resolução analógica de 25 kPa, o que dificulta o seu ajuste manual para valores de ordem de grandeza inferiores, e por isso neste intervalo recomeremos aos valores obtidos na placa de aquisição de dados.



Figura 48 – Manómetro.

Da análise FEM realizada anteriormente o valor máximo de pressão que se procurou testar variou entre 1 bar e 1,5 bar consoante o atuador. A plataforma de testes encontra-se na Figura 49 tendo sido composta pela placa de controlo, uma estrutura de suspensão para colocar o atuador, uma câmara fotográfica, um computador para registo na pressão barométrica aplicada e registo do vídeo.

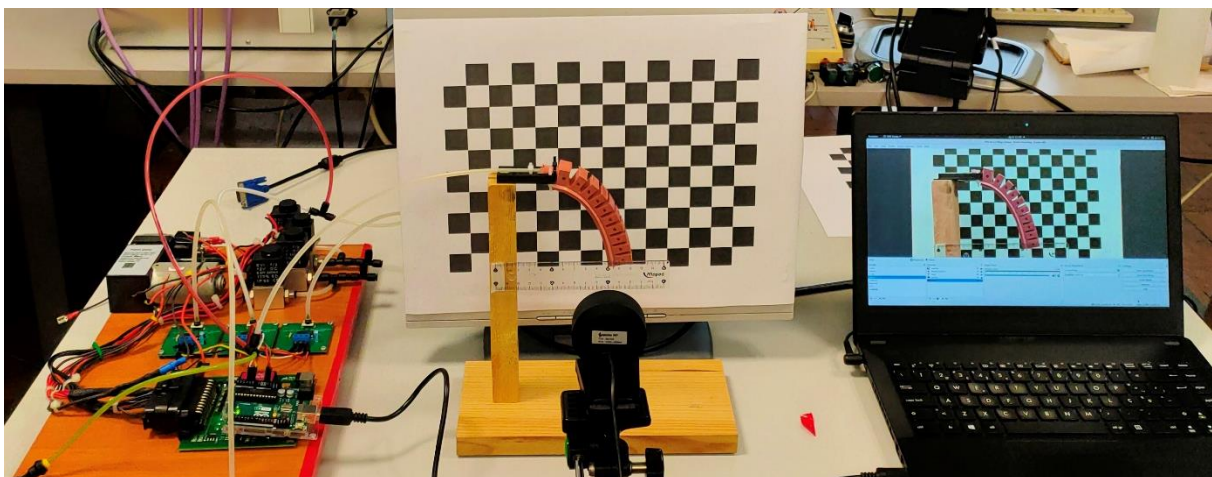


Figura 49 - Plataforma de testes experimentais.

O atuador foi colocado na horizontal apoiado na sua extremidade inferior sob uma estrutura de madeira que permite ao atuador realizar o seu movimento sem obstruções. Foi posicionada uma câmara paralelamente ao atuador para o registo dos movimentos realizados e com recurso à hardware de recolha de dados foram registados em vídeo os valores de pressão em tempo real.

Para uma melhor comparação entre os atuadores foram realizadas duas tipologias de análise: uma para obtenção do ângulo de flexão do atuador e outra do deslocamento da ponta do atuador, para confirmar se este realizava o percurso de deslocamento correto. Os testes foram ainda realizados com cada atuador segundo duas posições, para cima como se verifica na Figura 50 e outra voltada para baixo como visto na Figura 51.

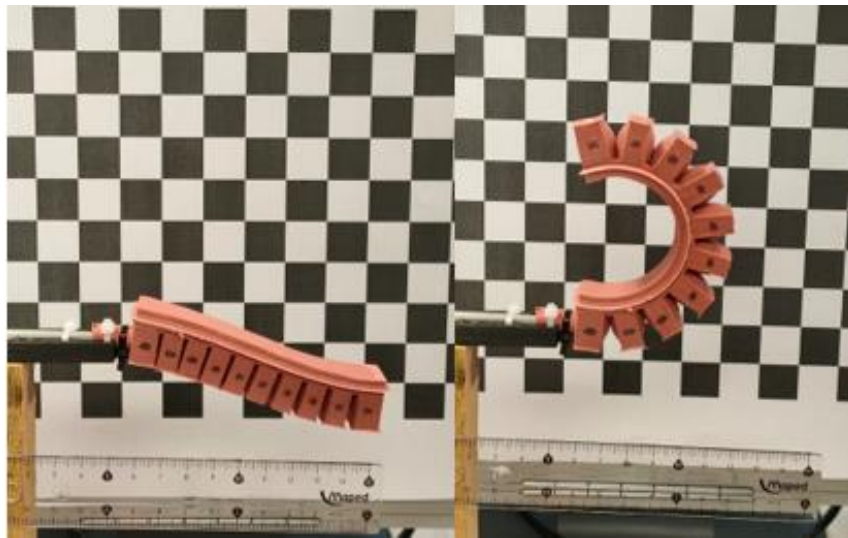


Figura 50 - Representação do atuador voltado para cima e o movimento a realizar.

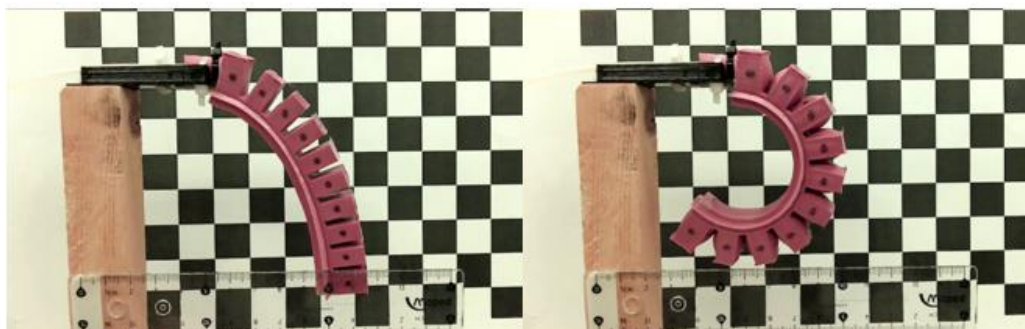


Figura 51 - Representação do atuador voltado para baixo e o movimento a realizar.

No fundo das imagens anteriores observa-se um padrão quadriculado que foi utilizado para o alinhamento e melhoria de precisão da câmara. Foi ainda colocada uma régua para que fornecer uma

escala de conversão dos pixels das imagens numa medida de comprimento que pudesse ser utilizada na análise dos vídeos.

5.4 Resultados - Caracterização dos atuadores

De forma a concluir o projeto procurou-se validar os estudos mecânicos realizados anteriormente com os atuadores e verificar a eficácia do sistema completo montado. Desta maneira, foram realizados múltiplos ensaios com os cinco atuadores dentro da luva de forma a compreender o seu comportamento quando é analisada a sua pressão.

Uma vez tendo sido desenvolvidos 7 atuadores para testes, dos quais 5 foram integrados na luva, de seguida encontram-se os resultados obtidos dos ensaios experimentais assim como os respetivos gráficos obtidos. Os resultados dos testes traduzem-se em dois gráficos distintos um de deslocamento segundo os eixos x e y e outro gráfico referente ao ângulo de flexão obtido durante o movimento realizado pelo atuador.

Foram realizados os ensaios com a pressão barométrica a variar entre 0 e 1,5 bar, tendo sido registados os resultados dos testes com os atuadores voltados para cima e para baixo respetivamente. Para a análise dos testes experimentais realizados recorreu-se ao software KINOVEA que permite tracejar em tempo real o plano de movimentos da marca colocada na ponta de cada atuador, como se observa na Figura 52.

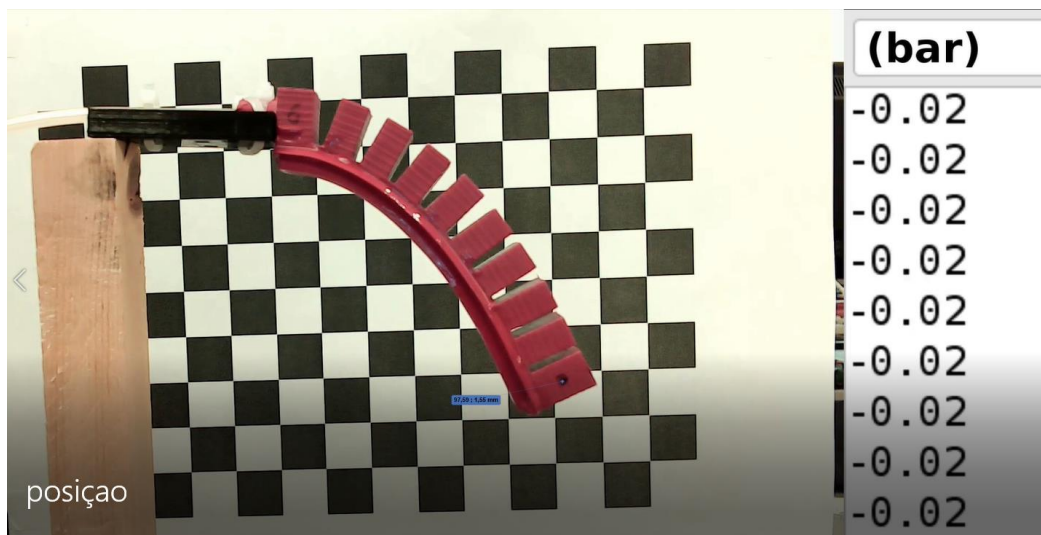


Figura 52 - Imagem obtida do software KINOVEA com medição do deslocamento.

Assim é possível obter o deslocamento x-y realizado e tratar os resultados numa *spreadsheet* em Excel, obtendo os gráficos que se observam de seguida. O *software* KINOVEA permitiu ainda a obtenção do ângulo de flexão com a horizontal para cada um dos atuadores (Figura 53). A seguinte imagem revela a figura obtida deste programa com a respetiva pressão atribuída para cada movimento realizado [72].

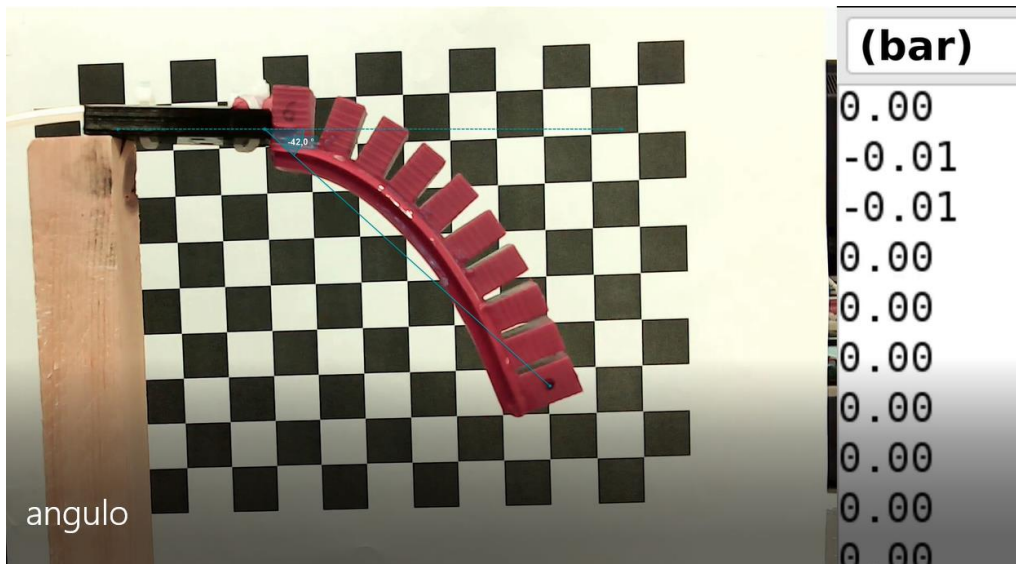


Figura 53 - Imagem obtida do software KINOVEA com medição do ângulo.

Durante a aquisição de dados, o maior foco passou por captar a posição final da ponta de cada atuador em cada momento em que foi aplicada uma pressão interna.

De seguida encontram-se os resultados obtidos para cada um dos atuadores fabricados e utilizados na construção do protótipo. Ao todo foram produzidos sete atuadores dos quais cinco foram selecionados para integrar a luva. Os resultados obtidos do atuador numerado como 1 encontram-se disponíveis para leitura e análise no Anexo 1, referente à tabela de pressões e ângulos criada, gráfico de flexão do atuador consoante a pressão aplicada voltado para cima e para baixo respetivamente e gráfico de deslocamento em x e y da ponta do atuador. Para o atuador numerado como 7, os seus resultados também se encontram no Anexo 6, ordenados como a descrição do atuador anterior.

Para o atuador numerado como 2, os resultados obtidos estão disponíveis na Tabela 9 e de seguida os seus gráficos representativos revelam os ângulos flexionados respetivamente (Gráfico 1).

Tabela 9 - Tabela de pressões e ângulos obtidos no teste do atuador 2 voltado para cima e para baixo.

| <i>Pressão Analógica (Bar)</i> | <i>Pressão (kPa)</i> | <i>Angulo de flexão voltado para cima (°) e valor com offset.</i> | | <i>Angulo de flexão voltado para baixo (°) e valor com offset.</i> | |
|--------------------------------|----------------------|-------------------------------------------------------------------|-------|--------------------------------------------------------------------|--------|
| 0 | 0 | -25,5 | 0 | -47,1 | 0 |
| 0,05 | 5,1 | -21,9 | 3,7 | -53,1 | -6 |
| 0,1 | 10,1 | -16,1 | 9,4 | -56,9 | -9,8 |
| 0,15 | 15,2 | -11,7 | 13,9 | -58,6 | -11,5 |
| 0,2 | 20,3 | -5,9 | 19,6 | -62,6 | -15,5 |
| 0,25 | 25,3 | 0,9 | 26,4 | -66,4 | -19,3 |
| 0,3 | 30,4 | 7,5 | 32,9 | -69,3 | -22,2 |
| 0,35 | 35,5 | 15,4 | 40,8 | -73,2 | -26,1 |
| 0,4 | 40,5 | 25,8 | 51,3 | -77,9 | -30,8 |
| 0,45 | 45,6 | 36,9 | 62,3 | -82,5 | -35,4 |
| 0,5 | 50,7 | 43,7 | 69,2 | -87,9 | -40,7 |
| 0,55 | 55,7 | 62,1 | 87,5 | -93,8 | -46,6 |
| 0,6 | 60,8 | 80,1 | 105,6 | -101,3 | -54,2 |
| 0,65 | 65,9 | 95,3 | 120,8 | -106,4 | -59,3 |
| 0,7 | 70,9 | 109,9 | 135,3 | -113,4 | -66,3 |
| 0,75 | 76,0 | 124,4 | 149,8 | -122,0 | -74,8 |
| 0,8 | 81,1 | 136,4 | 161,8 | -133,8 | -86,7 |
| 0,85 | 86,1 | 136,9 | 162,4 | -147,7 | -100,5 |
| 0,9 | 91,2 | 137,5 | 162,9 | -148,1 | -101 |

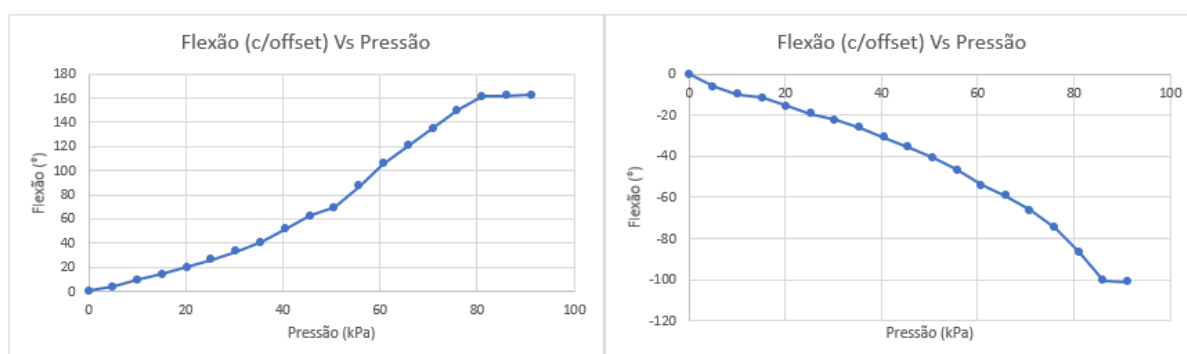


Gráfico 1 - Flexão do atuador 2 consoante a pressão aplicada voltado para cima e para baixo respetivamente.

Os mesmos testes foram aplicados ao atuador numerado como 3, sendo que a sua tabela de resultados de pressão e ângulos pode ser encontrada no Anexo 2. Os gráficos angulares de flexão resultantes desta tabela podem ser vistos no Gráfico 2.

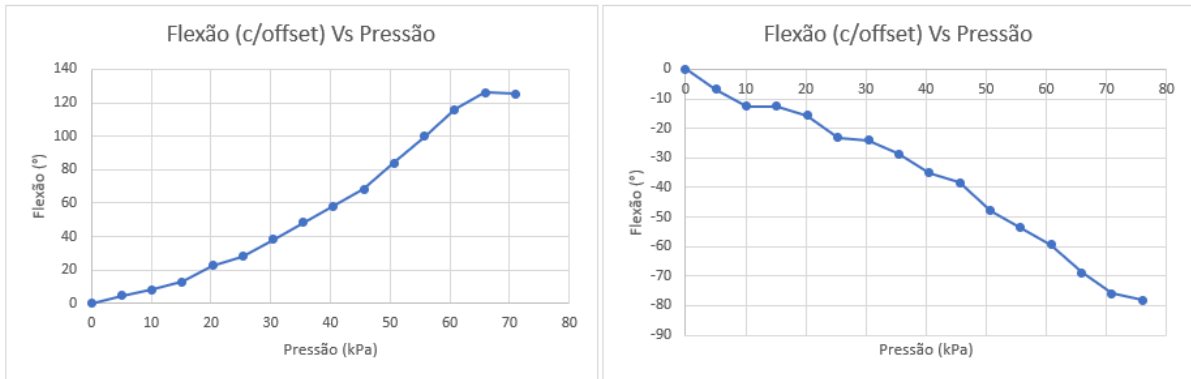


Gráfico 2 - Flexão do atuador 3 consoante a pressão aplicada voltado para cima e para baixo respetivamente.

Os resultados do atuador 4 estão descritos na tabela do Anexo 3, encontrando-se de seguida assim os seus gráficos de associação entre a flexão e a pressão aplicada resultantes (Gráfico 3).

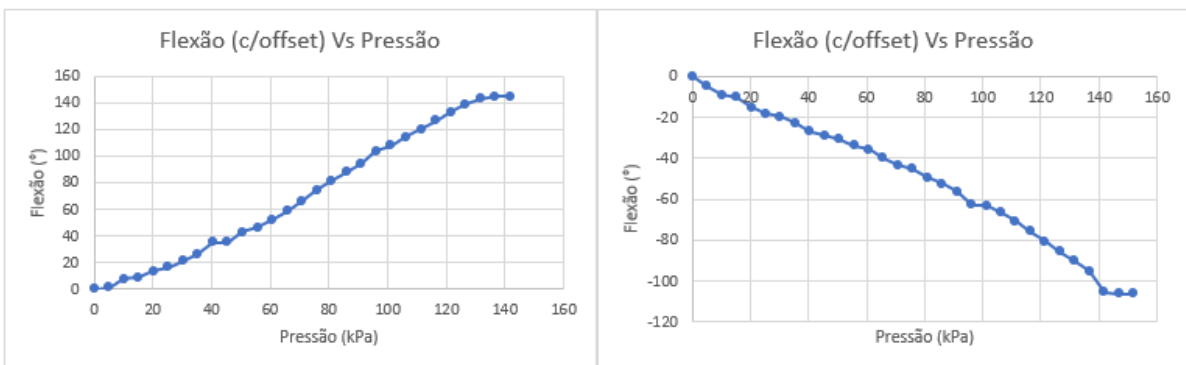


Gráfico 3 - Flexão do atuador 4 consoante a pressão aplicada voltado para cima e para baixo respetivamente.

A mesma análise de resultados foi realizada para o atuador 5, da qual resultaram os gráficos encontrados no Gráfico 4 e a tabela de comparação de pressão com o ângulo presente no Anexo 4.

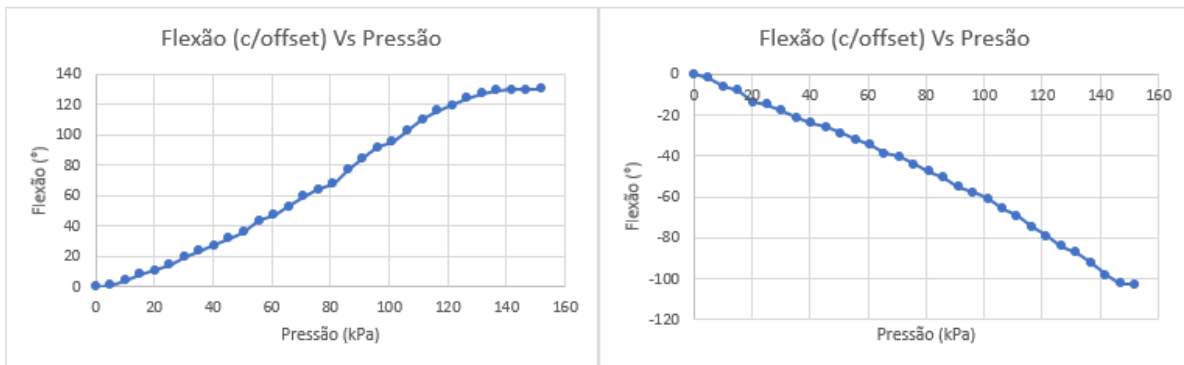


Gráfico 4 -Flexão do atuador 5 consoante a pressão aplicada voltado para cima e para baixo respetivamente.

O último atuador utilizado, este numerado como 6 apresentou a tabela de resultados observada no Anexo 5 e os seguintes gráficos (Gráfico 5) dos respetivos resultados.

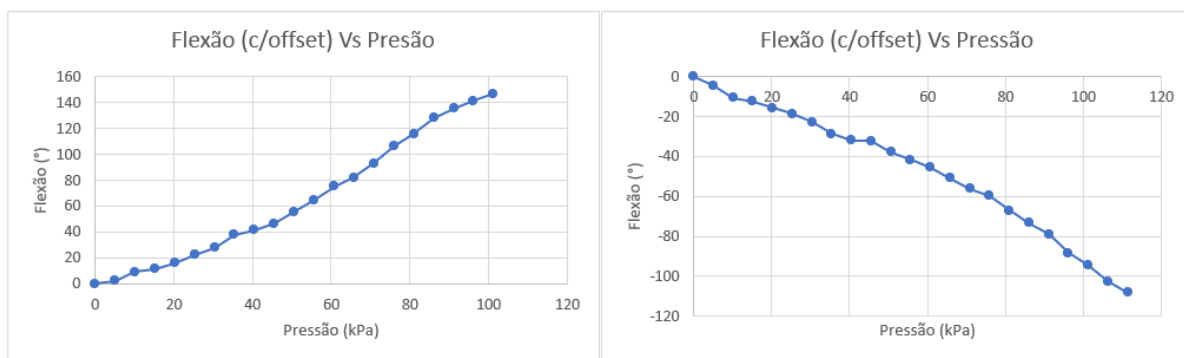


Gráfico 5 - Flexão do atuador 6 consoante a pressão aplicada voltado para cima e baixo respetivamente.

De acordo com a literatura, a análise de resultados anteriores quando comparada com o gráfico de resultados esperados verifica-se que estão de acordo e que realizam os movimentos desejados para o material utilizado e para as pressões ideais aplicadas, quando realizados os testes com o atuador voltado para cima.

O gráfico de comparação da flexão horizontal consoante a pressão aplicada, permitiu comparar os ângulos realizados pelos vários atuadores relativamente ao ângulo realizado pelo atuador desenvolvido para a simulação computacional. De acordo com a literatura os resultados esperados dos testes deveriam de ir ao encontro do gráfico seguinte referente ao material Elastosil MA 4601 (Gráfico 6), o que se verifica. Nomeadamente através do aumento exponencial da flexão com o aumento da pressão, no entanto, os mesmos valores de flexão final não se verificam o que se pode ser derivado da posição inicial em que o atuador foi colocado.

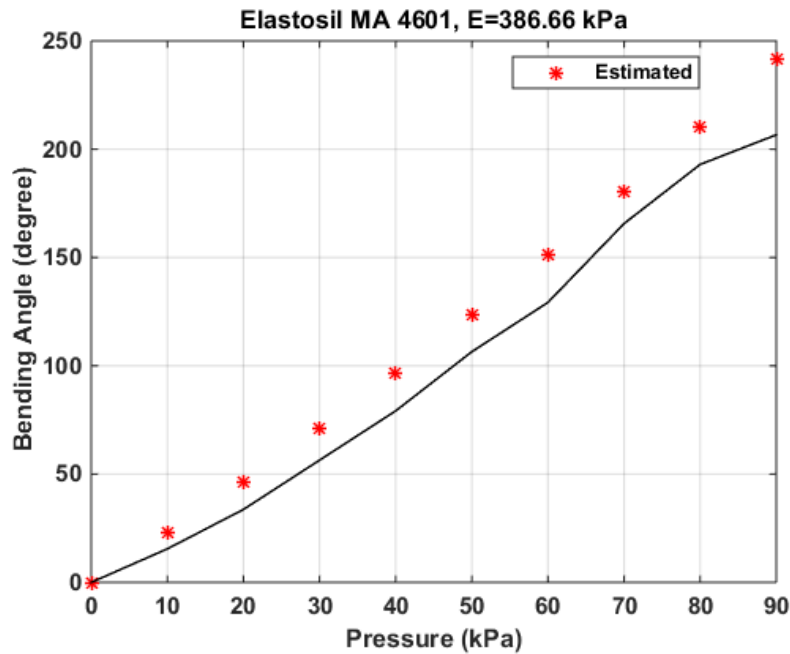


Gráfico 6 – Exemplo de um estudo com um ângulo de flexão esperado para este material [73].

Através dos ensaios e respetivos resultados foi possível assim observar que a curvatura dos atuadores aumenta quando é aplicada uma maior pressão interna de ar, conforme se verifica pelos dados anteriores. Os valores de pressão máxima para a flexão normal dos atuadores estão no intervalo de 100 kPa e 150 kPa e os ângulos máximos de flexão entre 120° e 160°.

Uma vez, tendo verificado o movimento de flexão de cada atuador consoante a pressão. Tornou-se relevante avaliar o deslocamento que foi executado por cada atuador. Para confirmar se este deslocamento traduzido numa distância de milímetros, era o desejado para a execução de tarefas diárias quando o paciente iria utilizar a luva. Exemplos de valores ideais encontram-se representados na Figura 54 e refletem a curvatura normal de um dedo com o uso de um exoesqueleto e sem.

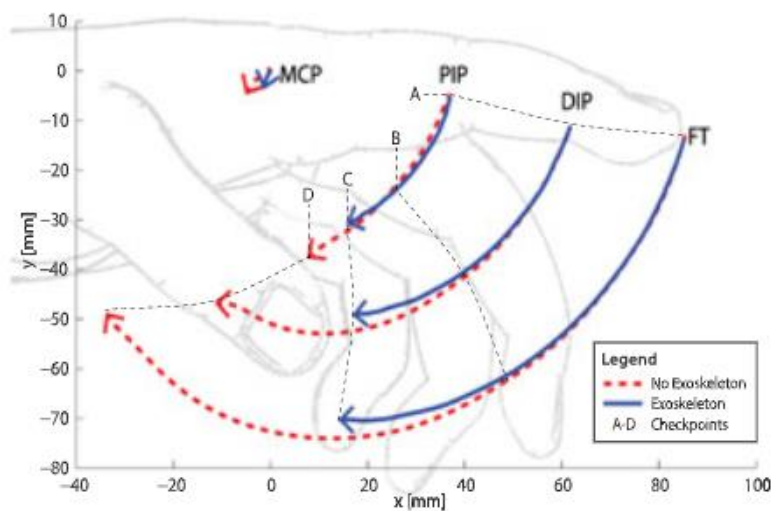


Figura 54 - Deslocamento das falanges num indivíduo saudável com e sem exoesqueleto [21]

Os gráficos obtidos das experiências de deslocamento associados ao atuador numerado como 1 e o atuador numerado com 7 encontram-se nos Anexos 1 e 6 respetivamente. Para o atuador numerado como 2, obtiveram-se os Gráfico 7 e Gráfico 8 referentes às simulações com o atuador voltado para cima e baixo respetivamente.

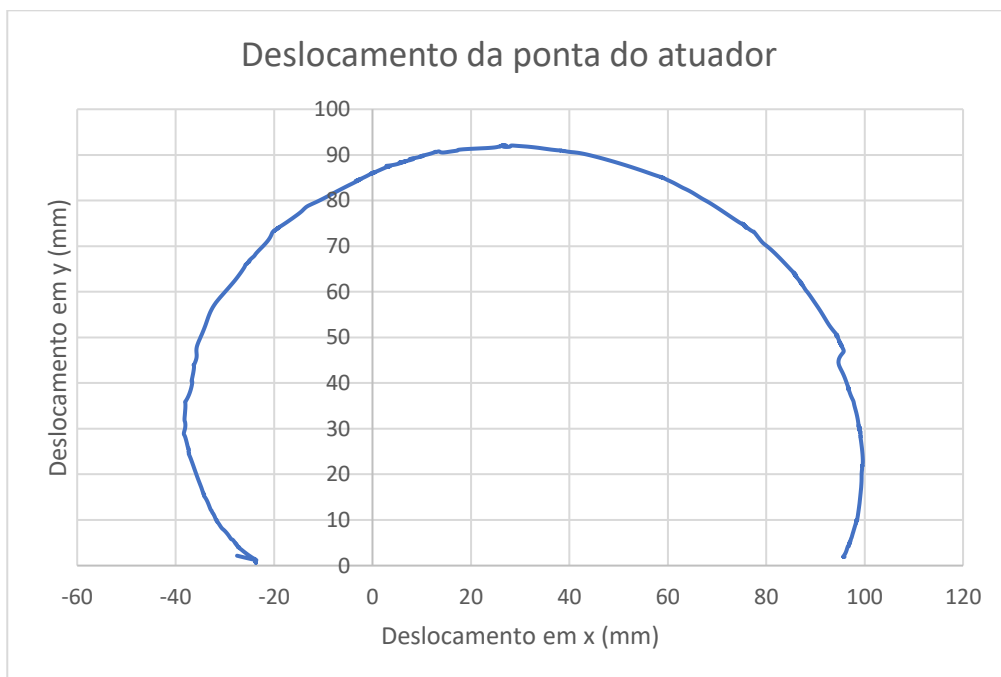


Gráfico 7 - Deslocamento nos eixos x e y das pontas do atuador 2 quando voltado para cima.

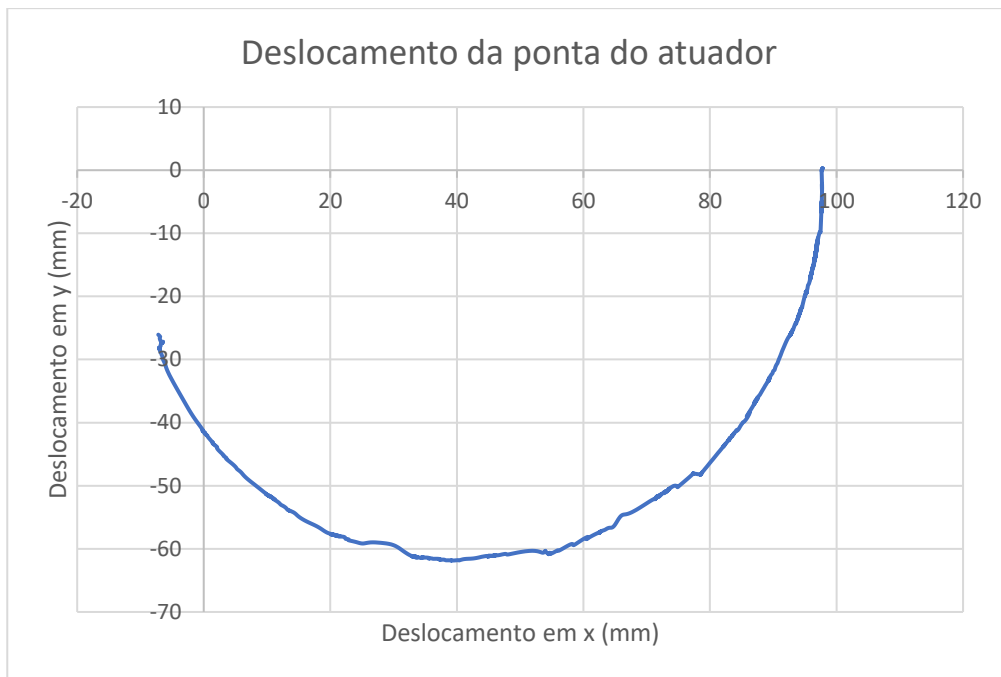


Gráfico 8 - Deslocamento nos eixos x e y das pontas do atuador 2 quando voltado para baixo.

Para os restantes atuadores utilizados na luva, em baixo, encontram-se os gráficos respetivos aos resultados obtidos dos ensaios realizados com os atuadores voltados para baixo. Assim, para o atuador numerado com 3 o Gráfico 9 mostra o deslocamento em x e y realizado nestes ensaios. O gráfico com o resultado do ensaio com o atuador voltado para cima encontra-se no Anexo 2.

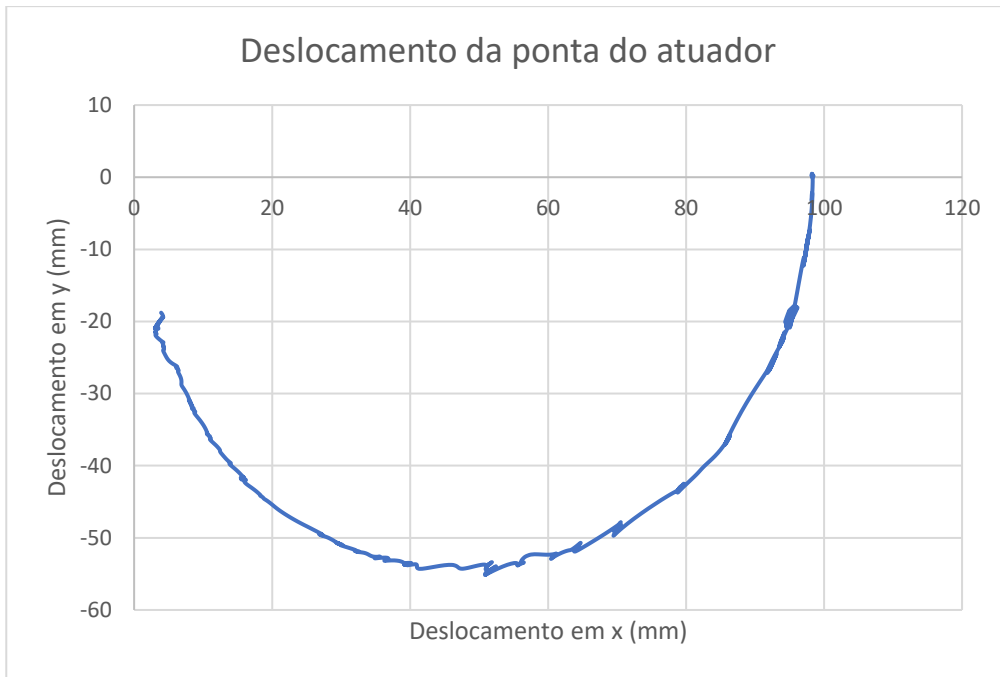


Gráfico 9 - Deslocamento nos eixos x e y das pontas do atuador 3 quando voltado para baixo.

O atuador numerado como 4 apresentou o deslocamento nos ensaios com atuador voltado para baixo observado no Gráfico 10 de seguida. Os restantes resultados realizados com atuador voltado para cima encontram-se no Anexo3.

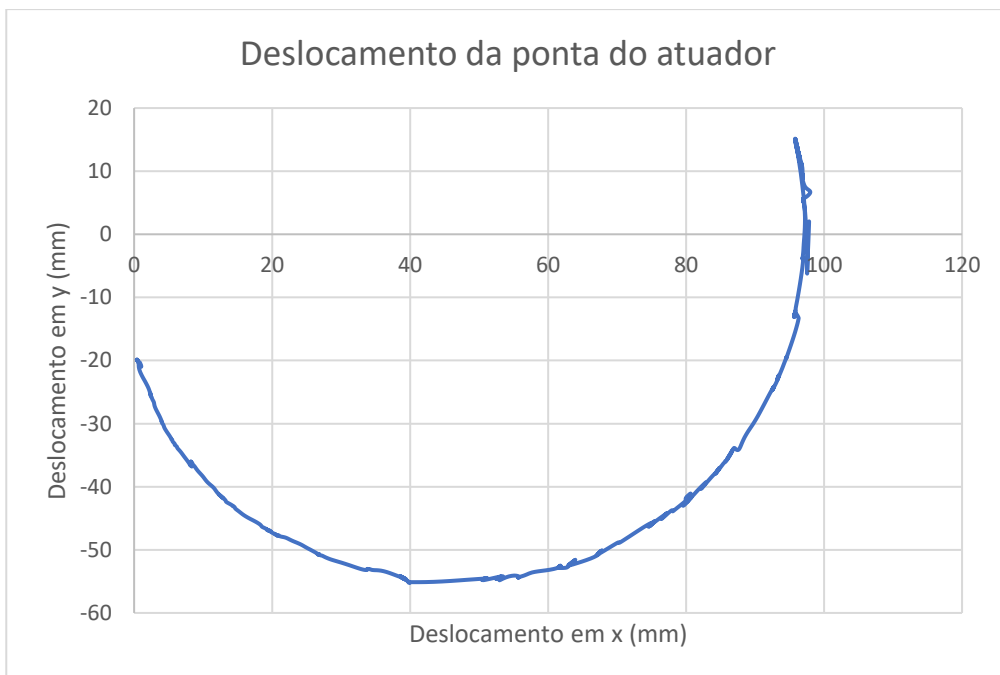


Gráfico 10 - Deslocamento nos eixos x e y das pontas do atuador 4 quando voltado para baixo.

A mesma análise foi realizada ao atuador numerado como 5, com o gráfico de deslocamento realizado visto no Gráfico 11. O gráfico de resultados de deslocamento realizado no ensaio com o atuador voltado para cima encontra-se no Anexo 4 junto da tabela de resultados do mesmo.



Gráfico 11 - Deslocamento nos eixos x e y das pontas do atuador 5 quando voltado para baixo.

Para o atuador 6, no Gráfico 12 encontram-se os resultados obtidos, decorrentes da mesma análise realizada para os atuadores anteriores. Como nos restantes, o gráfico de resultados para o teste realizado com o atuador voltado para cima encontra-se no Anexo 5.

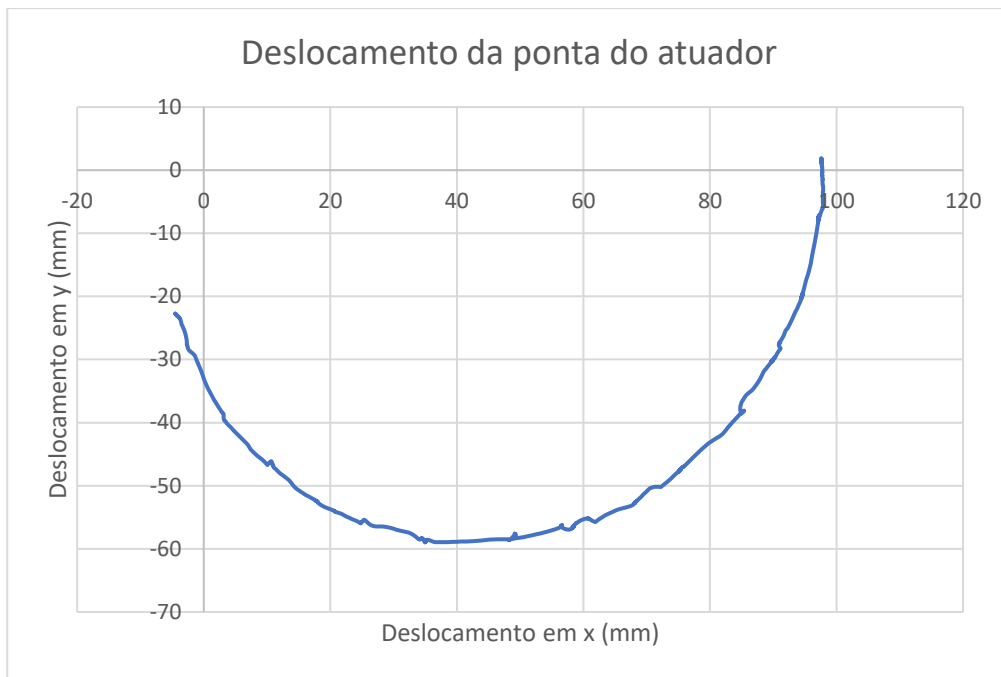


Gráfico 12 - Deslocamento nos eixos x e y das pontas do atuador 6 quando voltado para baixo.

Estes resultados permitem assim confirmar que os atuadores estão a realizar o movimento desejado, apesar das diferenças entre eles decorrentes das misturas de silicone realizadas que se traduziram numa maior ou menor dificuldade de flexão do atuador.

Posteriormente, decorrente dos resultados obtidos e analisando as pressões necessárias para cada atuador flexionar totalmente foram selecionados os atuadores com maiores semelhanças de pressão necessária e níveis de deslocamento relativamente semelhantes.

Assim, os atuadores escolhidos para integrarem a luva foram os atuadores numerados por 2,3,4,5 e 6. Os atuadores 1 e 7 não foram selecionados por apresentarem discrepâncias nos valores de pressão superiores às variações verificadas nos restantes atuadores.

Um outro atuador inicialmente foi desenvolvido e fisicamente tinha sido fabricado sobre as mesmas condições que os anteriores não apresentando problemas, no entanto quando realizados os testes verificou-se que não flexionava apenas deixando entrar ar na primeira câmara. Após realizar uma incisão a meio do corpo do atuador verificou-se que o silicone não foi bem colocado e acabou por tapar o túnel entre as cavidades para a passagem de ar (Figura 55).



Figura 55 - Atuador com erro de fabrico visto em teste.

Este problema de consistência de fabrico, por sua vez, é um pouco difícil de corrigir porque implica a colocação da folha de papel e união do atuador à base sempre na mesma região e que ocorra de forma controlada para evitar este erro.

5.4.1 Fabrico da luva e montagem dos componentes

De seguida, foi desenvolvida a luva para integrar os atuadores. Esta consistia numa luva com cinco espaços para colocar os dedos cobrindo-os totalmente, servindo de interface compatível entre os atuadores e a pele do utilizador. Foi utilizado um tecido de elastano que garante que os movimentos dos dedos sejam realizados normalmente transmitindo a cinemática de movimentos fornecida pelos atuadores.

Optou-se pelo desenvolvimento de uma luva completa para que esta forneça um maior equilíbrio e suporte para a transmissão de forças aplicadas pelos atuadores. No entanto para pacientes com limitações graves a sua colocação poderá ser dificultada.

Os atuadores são assim integrados na luva através de pequenas bolsas criadas na região posterior das falanges distais dos dedos. Cada atuador é integrado na luva de forma isolada, permitindo que atuem de forma independente em cada dedo. Este aspeto permite que a mão execute diferentes atividades diárias. Foram ainda colocadas tiras de velcro macho e fêmea para que os atuadores se encontrem corretamente posicionados sem comprometer o seu funcionamento. Estas tiras podem ser removidas para uma colocação acessível da luva ou para retirar/mudar algum dos atuadores que possa ficar danificado.

Na região posterior da luva foi ainda criada uma pequena bolsa que não cobrisse os dedos para que os tubos para a passagem de ar não ficassem visíveis. Um pequeno canal dentro desta bolsa, permite ainda que os tubos fiquem organizados e que percorram o caminho indicado.

Na Figura 56 encontra-se a luva completa constituída pelos cinco atuadores, cinco tubos para passagem de ar, a luva de revestimento e tiras de suporte aos atuadores aos dedos.



Figura 56 - Luva completa desenvolvida.

Com a luva completa montada, foram realizados ainda alguns testes com objetos de diferentes tamanhos e espessuras no sentido de compreender a eficiência e suporte da luva quando segurando estes objetos em testes de preensão (Figura 57).



Figura 57 - Luva calçada e em teste com objetos diferentes.

6 Conclusões e desenvolvimentos futuros

O crescente desenvolvimento da robótica encontra-se numa rota direcionada para a facilidade e praticidade da sua utilização. Com melhorias de evolução da sensibilidade, força e eficiência destes dispositivos, o que torna esta tecnologia cada vez mais importante e útil, nas mais diversas áreas.

Outra vertente de desenvolvimento abrange o recurso a tecnologias inteligentes e automatizadas, com grande importância para novos desenvolvimentos futuros, que poderão conduzir a novos estilos de vida e mudanças na indústria. A tecnologia de *soft robotics* inserida neste âmbito pode vir a atender diversos aspetos da sociedade nas mais diversas áreas com grande aplicabilidade, desde dispositivos médicos há área automóvel [74–77].

O projeto desenvolvido apresentou como objetivo a criação de uma luva pneumática que eficazmente facilitasse o processo de assistência à reabilitação da mão. Recorrendo à tecnologia de *soft robotics* e outras envolvidas no processo de criação do protótipo, como o software CAD e impressão 3D. Os resultados experimentais revelaram valores de pressão máxima para a flexão normal dos atuadores no intervalo de 100 kPa e 150 kPa e ângulos máximos de flexão entre 120° e 160°. Uma vez que, segundo a literatura os valores de pressão necessários para provocar a flexão total dos atuadores variam entre 100 kPa e 150 kPa. Quando comparando o modelo computacional com os resultados práticos, estes revelaram serem coerentes para os mesmos valores de pressão aplicados. No entanto, diversos desafios ficam por responder aquando do seu desenvolvimento.

A comparação entre o modelo computacional e análise FEM com o protótipo construído, revela vantagens, nomeadamente o facto de permitir desenhar apenas um modelo evitando o uso de recursos materiais escassos e o seu gasto. Permitindo ainda uma melhor compreensão da estrutura do atuador e do seu funcionamento caso ocorram adversidades na construção do protótipo. Contudo uma falha na análise do modelo computacional resumiu-se na falta de informação sobre as bases de dados das propriedades físicas dos materiais, do software utilizado para o estudo. Nomeadamente no uso de silicões elastómetros utilizados em *soft robotics*, que poderá contribuir com algumas diferenças entre o modelo desenhado e o produzido.

Outro desafio encontrado no atual protótipo passa pelo fato de este não se encontrar equipado com nenhum sistema de *feedback*, a utilização de elementos sensoriais forneceria um tipo diferente de utilização em reabilitação ao providenciar métricas e dados para análise. Este tipo de sistema de *feedback* torna-se necessário para um controlo mais preciso da luva e para tornar o dispositivo mais robusto em termos de autonomia e resposta a estímulos externos. A aplicação de sensores nos atuadores, como sensores de pressão, angulares e de força resolverá este assunto no futuro.

Notou-se ainda que a posição da tira de papel, aplicada na base, influencia a dinâmica de enrolamento dos atuadores. Como tal, a base com a tira de papel numa posição mais inferior em relação ao restante

corpo do atuador necessitava de maior pressão para fletir totalmente, comparativamente às restantes bases estudadas. Uma vez que a colocação da tira de papel no molde padece de erro humano e é difícil a sua fabricação com a consistência desejada, podendo não ser colocada sempre na mesma posição. Uma solução para este erro seria uma demarcação no molde para colocação da tira de papel, evitando que esta se mova e prevenindo que o silicone em redor suba nas paredes do molde ocupando espaço que seria necessário para juntar as duas peças, possivelmente entupindo o canal de passagem de ar.

Em termos de *design* na luva, seria essencial o redesenho de forma a garantir que os atuadores não se separam dos dedos durante a execução dos movimentos de flexão/extensão, de forma a garantir uma distribuição de forças equilibrada por todo o comprimento do dedo.

Como trabalhos futuros, seria necessário um novo estudo computacional, com recurso ao método de elementos finitos, que utilizasse uma base de dados que englobe todos os materiais flexíveis necessários aos estudos e que permita uma melhor análise da força de prensão do atuador. O que seria bastante útil para a criação de gráficos de força de atuação vs. pressurização.

Outro estudo interessante a realizar passará pelo desenvolvimento de um molde único, para o fabrico do atuador, de forma a prevenir erros de junção como os observados neste trabalho e de forma a garantir sempre as mesmas condições de construção do atuador.

Atualmente, e apesar da quantidade de artigos científicos disponíveis sobre a utilização da análise FEM, existe pouca comparação entre os métodos e metodologias de trabalho para uma modelação bem-sucedida. Cada novo estudo implica recurso a tentativa erro para identificar um processo de modelação compatível e procedimento de simulação. Além disso, o facto de existirem algumas dificuldades na compreensão da base de dados para os materiais com propriedades não lineares como a borracha de silicone, dificultam a adaptação de uma metodologia universal.

Para enriquecimento do trabalho seria ainda relevante testar a luva num paciente com uma das patologias associadas à perda de mobilidade da mão, no sentido de comprovar a sua eficácia num caso de estudo. Através da realização de testes de prensão específicos desenvolvidos para averiguar a eficácia de dispositivos de reabilitação e assistência no membro superior.

O presente trabalho deu origem ao projeto “Soft Robotic Glove - *TouchRehab*”, proposto para a terceira edição do concurso H-INNOVA Health INNOVation HUB, da qual se encontra como um dos finalistas para a fase final do concurso. Este concurso promove inovações no âmbito da saúde com foco na tecnologia, transformação digital, ciência de dados, dispositivos médicos, inteligência artificial, realidade aumentada, entre outros tópicos aplicados em saúde.

Pretende-se ainda a submissão de um artigo científico com base no projeto desenvolvido numa revista científica relevante ao tema apresentado.

7 Referências

- [1] Jiang Y, Chen D, Que J, Liu Z, Wang Z, Xu Y. Soft robotic glove for hand rehabilitation based on a novel fabrication method. 2017 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO) 2017:817–22.
- [2] Chu CY, Patterson RM. Soft robotic devices for hand rehabilitation and assistance: A narrative review. *J Neuroeng Rehabil* 2018;15. <https://doi.org/10.1186/s12984-018-0350-6>.
- [3] Yap HK, Lim JH, Nasrallah F, Goh CHJ, Yeow CHR. A Soft Exoskeleton for Hand Assistive and Rehabilitation Application using Pneumatic Actuators with Variable Stiffness. *IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, 2015.
- [4] Esposito D, Centracchio J, Andreozzi E, Savino S, Gargiulo GD, Naik GR, et al. Design of a 3D-Printed Hand Exoskeleton Based on Force-Myography Control for Assistance and Rehabilitation. *Machines* 2022;10:57. <https://doi.org/10.3390/machines10010057>.
- [5] Dia Mundial do AVC – SNS n.d. <https://www.sns.gov.pt/noticias/2019/10/28/dia-mundial-do-avc-3/> (accessed November 4, 2021).
- [6] Reymundo AA, Muñoz EM, Navarro M, Vela E, Krebs HI. Hand rehabilitation using soft-robotics. 2016 6th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics (BioRob), IEEE; 2016, p. 698–703.
- [7] Rowe JB, Chan V, Ingemanson ML, Cramer SC, Wolbrecht ET, Reinkensmeyer DJ. Robotic Assistance for Training Finger Movement Using a Hebbian Model: A Randomized Controlled Trial. *Neurorehabil Neural Repair* 2017;31:769–80. <https://doi.org/10.1177/1545968317721975>.
- [8] McConnell AC, Moioli RC, Brasil FL, Vallejo M, Corne DW, Vargas PA, et al. Robotic devices and brain-machine interfaces for hand rehabilitation post-stroke. *J Rehabil Med* 2017;49:449–60. <https://doi.org/10.2340/16501977-2229>.
- [9] Jiang Y, Chen D, Que J, Liu Z, Wang Z, Xu Y. Soft robotic glove for hand rehabilitation based on a novel fabrication method. 2017 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO), 2017, p. 817–22. <https://doi.org/10.1109/ROBIO.2017.8324518>.
- [10] Seeley RR, Tate P, Stephens TD. *Anatomia e fisiologia*. 6ª Edição. Loures: Lusociência; 2005.
- [11] Pina JAE. *Anatomia humana da locomoção*. 5ª Edição. Lisboa: Lidel; 2014.
- [12] Whittle MW. *Gait analysis: an introduction*. Butterworth-Heinemann; 2014.

- [13] du Plessis T, Djouani K, Oosthuizen C. A Review of Active Hand Exoskeletons for Rehabilitation and Assistance. *Robotics* 2021;10. <https://doi.org/10.3390/robotics10010040>.
- [14] Maw J, Wong Yuen K, Gillespie P. Hand anatomy. *Br J Hosp Med* 2016;77:C34–40. <https://doi.org/10.12968/hmed.2016.77.3.C34>.
- [15] Netter FH. *Atlas de Anatomia Humana*. 2ed ed. Porto Alegre: Artmed; 2000.
- [16] Duruöz MT. *Hand Function: A Practical Guide to Assessment*. 1st ed. Springer-Verlag New York; 2014. <https://doi.org/10.1007/978-1-4614-9449-2>.
- [17] Duncan SFM, Saracevic CE, Kakinoki R. Biomechanics of the hand. *Hand Clin* 2013;29:483–92. <https://doi.org/10.1016/j.hcl.2013.08.003>.
- [18] Abdallah I ben, Bouteraa Y, Rekik C. Design and Development of 3D Printed Myoelectric Robotic Exoskeleton for Hand Rehabilitation. *International Journal on Smart Sensing and Intelligent Systems* 2017;10.
- [19] Tran P, Jeong S, Herrin KR, Desai JP. Review: Hand Exoskeleton Systems, Clinical Rehabilitation Practices, and Future Prospects. *IEEE Trans Med Robot Bionics* 2021;3:606–22. <https://doi.org/10.1109/tmrb.2021.3100625>.
- [20] Secciani N, Brogi C, Pagliai M, Buonamici F, Gerli F, Vannetti F, et al. Wearable Robots: An Original Mechatronic Design of a Hand Exoskeleton for Assistive and Rehabilitative Purposes. *Front Neurorobot* 2021;15. <https://doi.org/10.3389/fnbot.2021.750385>.
- [21] Randazzo L, Iturrate I, Perdakis S, Millán JDR. Mano: A Wearable Hand Exoskeleton for Activities of Daily Living and Neurorehabilitation. *IEEE Robot Autom Lett* 2018;3:500–7. <https://doi.org/10.1109/LRA.2017.2771329>.
- [22] Inseong J, Lee J, Park Y, Bae J. Design of a Wearable Hand Exoskeleton for Exercising Flexion/Extension of the Fingers. *International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR), IEEE*; 2017, p. 1615–20. https://doi.org/10.0/Linux-x86_64.
- [23] Varghese RJ, Freer D, Deligianni F, Liu J, Yang GZ. Wearable robotics for upper-limb rehabilitation and assistance. *Wearable Technology in Medicine and Health Care*, Elsevier; 2018, p. 23–69. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-811810-8.00003-8>.
- [24] Hu W. *Flexible Fluidic Actuators for Soft Robotic Applications*. University of Wollongong, 2019.
- [25] Heo P, Gu GM, Lee S jin, Rhee K, Kim J. Current hand exoskeleton technologies for rehabilitation and assistive engineering. *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing* 2012;13:807–24. <https://doi.org/10.1007/s12541-012-0107-2>.

- [26] Whitesides GM. Soft Robotics. *Angewandte Chemie* 2018;130:4336–53. <https://doi.org/10.1002/ange.201800907>.
- [27] Zhao H, Jalving J, Huang R, Knepper R, Ruina A, Shepherd R. A helping hand: Soft orthosis with integrated optical strain sensors and EMG control. *IEEE Robot Autom Mag* 2016;23:55–64. <https://doi.org/10.1109/MRA.2016.2582216>.
- [28] Verl A, Albu-Schäffer A, Brock O, Raatz A. *Soft robotics: Transferring theory to application*. Springer Berlin Heidelberg; 2015. <https://doi.org/10.1007/978-3-662-44506-8>.
- [29] Chen Y, Yang Z, Wen Y. A soft exoskeleton glove for hand bilateral training via surface EMG. *Sensors (Switzerland)* 2021;21:1–18. <https://doi.org/10.3390/s21020578>.
- [30] Lee C, Kim M, Kim YJ, Hong N, Ryu S, Kim HJ, et al. Soft robot review. *Int J Control Autom Syst* 2017;15:3–15. <https://doi.org/10.1007/s12555-016-0462-3>.
- [31] Chen F, Wang MY. Design Optimization of Soft Robots: A Review of the State of the Art. *IEEE Robot Autom Mag* 2020;27:27–43. <https://doi.org/10.1109/MRA.2020.3024280>.
- [32] Walker J, Zidek T, Harbel C, Yoon S, Strickland FS, Kumar S, et al. Soft robotics: A review of recent developments of pneumatic soft actuators. *Actuators* 2020;9. <https://doi.org/10.3390/act9010003>.
- [33] Laschi C, Cianchetti M, Mazzolai B, Margheri L, Follador M, Dario P. Soft robot arm inspired by the octopus. *Advanced Robotics* 2012;26:709–27. <https://doi.org/10.1163/156855312X626343>.
- [34] Zhang C, Zhu P, Lin Y, Jiao Z, Zou J. Modular Soft Robotics: Modular Units, Connection Mechanisms, and Applications. *Advanced Intelligent Systems* 2020;2:1900166. <https://doi.org/10.1002/aisy.201900166>.
- [35] Zheng C. Design and simulation of a pneumatic actuator bending soft robotics based on 3D printing. Marshall University, 2018.
- [36] Pan M, Yuan C, Liang X, Dong T, Liu T, Zhang J, et al. Soft Actuators and Robotic Devices for Rehabilitation and Assistance. *Advanced Intelligent Systems* 2022;4:2100140. <https://doi.org/10.1002/aisy.202100140>.
- [37] Gul JZ, Sajid M, Rehman MM, Siddiqui GU, Shah I, Kim KH, et al. 3D printing for soft robotics—a review. *Sci Technol Adv Mater* 2018;19:243–62. <https://doi.org/10.1080/14686996.2018.1431862>.

- [38] Meng Q, Xiang S, Yu H. Soft Robotic Hand Exoskeleton Systems: Review and Challenges Surrounding the Technology. 2nd International Conference on Electrical, Automation and Mechanical Engineering, Atlantis Press; 2017.
- [39] Zhou W, Li Y. Modeling and Analysis of Soft Pneumatic Actuator with Symmetrical Chambers Used for Bionic Robotic Fish. *Soft Robot* 2020;7:168–78. <https://doi.org/10.1089/soro.2018.0087>.
- [40] Youssef SM, Soliman M, Saleh MA, Mousa MA, Elsamanty M, Radwan AG. Modeling of Soft Pneumatic Actuators with Different Orientation Angles Using Echo State Networks for Irregular Time Series Data. *Micromachines (Basel)* 2022;13:216. <https://doi.org/10.3390/mi13020216>.
- [41] Marchese AD, Katzschmann RK, Rus D. A recipe for soft fluidic elastomer robots. *Soft Robot* 2015;2:7–25. <https://doi.org/10.1089/soro.2014.0022>.
- [42] Cifuentes CA, Múnera M. *Interfacing Humans and Robots for Gait Assistance and Rehabilitation*. Springer International Publishing; 2022. <https://doi.org/10.1007/978-3-030-79630-3>.
- [43] Gu G, Wang D, Ge L, Zhu X. Analytical Modeling and Design of Generalized Pneu-Net Soft Actuators with Three-Dimensional Deformations. *Soft Robot* 2021;8:462–77. <https://doi.org/10.1089/soro.2020.0039>.
- [44] Ramasamy R, Juhari MR, Sugisaka M, Osman NA. *Pneumatic Artificial Muscle in Biomedical Applications*. 3rd Kuala Lumpur International Conference on Biomedical Engineering, vol. 15, Springer, Berlin, Heidelberg: 2007, p. 219–21.
- [45] Paoletti P, Jones GW, Mahadevan L. Grasping with a soft glove: Intrinsic impedance control in pneumatic actuators. *J R Soc Interface* 2017;14. <https://doi.org/10.1098/rsif.2016.0867>.
- [46] El-Atab N, Mishra RB, Al-Modaf F, Joharji L, Alsharif AA, Alamoudi H, et al. Soft Actuators for Soft Robotic Applications: A Review. *Advanced Intelligent Systems* 2020;2:2000128. <https://doi.org/10.1002/aisy.202000128>.
- [47] Kar Jian E, Gouwanda C, Gouwanda D. *Wearable Hand Exoskeleton for Activities of Daily Living*. Conference on Biomedical Engineering and Sciences , Malaysia: 2018, p. 221–5.
- [48] In H, Kang BB, Sin MK, Cho KJ. Exo-Glove: A wearable robot for the hand with a soft tendon routing system. *IEEE Robot Autom Mag* 2015;22:97–105. <https://doi.org/10.1109/MRA.2014.2362863>.

- [49] Ates S, Mora-Moreno I, Wessels M, H. A. Stienen A. Combined Active Wrist and Hand Orthosis for Home use: Lessons Learned. IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics, IEEE; 2015.
- [50] Chen Y, Yang Z, Wen Y. A soft exoskeleton glove for hand bilateral training via surface EMG. Sensors (Switzerland) 2021;21:1–18. <https://doi.org/10.3390/s21020578>.
- [51] Shtarbanov A. FlowIO Development Platform - The Pneumatic Raspberry Pi for Soft Robotics. Conference on Human Factors in Computing Systems - Proceedings, Association for Computing Machinery; 2021. <https://doi.org/10.1145/3411763.3451513>.
- [52] Baronio G, Harran S, Signoroni A. A Critical Analysis of a Hand Orthosis Reverse Engineering and 3D Printing Process. Appl Bionics Biomech 2016;2016. <https://doi.org/10.1155/2016/8347478>.
- [53] Le CH, Zlatov N, Toshev YE, Hieu LC, Stefanova LP, Tosheva EY, et al. Reverse engineering and rapid prototyping for new orthotic devices. Intelligent Production Machines and System 2005:567–71.
- [54] Xavier MS, Fleming AJ, Yong YK. Finite Element Modeling of Soft Fluidic Actuators: Overview and Recent Developments. Advanced Intelligent Systems 2021;3:2000187. <https://doi.org/10.1002/aisy.202000187>.
- [55] In H, Kang BB, Sin MK, Cho KJ. Exo-Glove: A wearable robot for the hand with a soft tendon routing system. IEEE Robot Autom Mag 2015;22:97–105. <https://doi.org/10.1109/MRA.2014.2362863>.
- [56] Azevedo ÁFM. Método dos elementos finitos. Faculdade de Engenharia Da Universidade Do Porto 2003;1.
- [57] Tawk C, Alici G. Finite element modeling in the design process of 3D printed pneumatic soft actuators and sensors. Robotics 2020;9. <https://doi.org/10.3390/ROBOTICS9030052>.
- [58] Li H, Yao J, Zhou P, Chen X, Xu Y, Zhao Y. High-force soft pneumatic actuators based on novel casting method for robotic applications. Sens Actuators A Phys 2020;306. <https://doi.org/10.1016/j.sna.2020.111957>.
- [59] Singh S, Prakash C, Singh R. 3D Printing in Biomedical Engineering. Springer; 2020.
- [60] Hu W, Mutlu R, Li W, Alici G. A structural optimisation method for a soft pneumatic actuator. Robotics 2018;7. <https://doi.org/10.3390/robotics7020024>.

- [61] Polygerinos P, Fernando Nicolini L, Walsh J. C, Whitesides M. G, Mosadegh B. Towards a Soft Pneumatic Glove for Hand Rehabilitation. IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS), Tokyo: 2013, p. 3–7.
- [62] Company Information | About SOLIDWORKS | SOLIDWORKS n.d. https://www.solidworks.com/sw/183_ENU_HTML.htm (accessed August 2, 2022).
- [63] Ansys Mechanical | Structural FEA Analysis Software n.d. <https://www.ansys.com/products/structures/ansys-mechanical> (accessed August 2, 2022).
- [64] Ultimaker Cura: Powerful, easy-to-use 3D printing software n.d. <https://ultimaker.com/software/ultimaker-cura> (accessed August 2, 2022).
- [65] Luhmann O. Development of a Novel Hand Exoskeleton for the Rehabilitation and Assistance of Upper Motor Neuron Syndrome Patients. 2020.
- [66] Gujela V, Gujela OP. ANSYS Simulation of Polyethylene for Soft-Robotic Applications. IEEE International Conference for Convergence in Engineering, 2020, p. 6–10.
- [67] Antonova EE, Looman DC. Finite Elements for Thermoelectric Device Analysis in ANSYS. 24th International Conference on Thermoelectrics, 2005, p. 215–8.
- [68] Yap HK, Ng HY, Yeow CH. High-Force Soft Printable Pneumatics for Soft Robotic Applications. *Soft Robot* 2016;3:144–58. <https://doi.org/10.1089/soro.2016.0030>.
- [69] Product Information Silicone Addition M4601 n.d.
- [70] D’Almeida H, Almeirda P, Charters T, J.G.C. Mendes M. Electro-pneumatic Control of Soft Robotic Hand Prosthesis Actuators. IEEE 6th Portuguese Meeting on Bioengineering (ENBENG), 2019, p. 1–4.
- [71] Cheng P, Jia J, Ye Y, Wu C. Modeling of a soft-rigid gripper actuated by a linear-extension soft pneumatic actuator. *Sensors (Switzerland)* 2021;21:1–19. <https://doi.org/10.3390/s21020493>.
- [72] Tracking point trajectories — Kinovea 0.9.5 documentation n.d. <https://www.kinovea.org/help/en/measurement/trajectory.html> (accessed September 10, 2022).
- [73] Alici G, Canty T, Mutlu R, Hu W, Sencadas V. Modeling and Experimental Evaluation of Bending Behavior of Soft Pneumatic Actuators Made of Discrete Actuation Chambers. University of Wollongong, 2018.

- [74] Raeisinezhad M, Pagliocca N, Koohbor B, Trkov M. Design Optimization of a Pneumatic Soft Robotic Actuator Using Model-Based Optimization and Deep Reinforcement Learning. *Front Robot AI* 2021;8. <https://doi.org/10.3389/frobt.2021.639102>.
- [75] Ibrahim S, Krause JC, Olbrich A, Raatz A. Modeling and Reconstruction of State Variables for Low-Level Control of Soft Pneumatic Actuators. *Front Robot AI* 2021;8. <https://doi.org/10.3389/frobt.2021.557830>.
- [76] Zhao W, Zhang Y, Wang N. Development and Performance Analysis of Pneumatic Soft-Bodied Bionic Actuator. *Appl Bionics Biomech* 2021;2021. <https://doi.org/10.1155/2021/6623059>.
- [77] Khosravi H, Iannucci SM, Li S. Pneumatic Soft Actuators With Kirigami Skins. *Front Robot AI* 2021;8. <https://doi.org/10.3389/frobt.2021.749051>.

Anexo 1 -

Tabela de resultados para o Atuador 1

Tabela 10 -Tabela de pressões e ângulos obtidos no teste do atuador 1 voltado para cima e para baixo.

| <i>Pressão Analógica (Bar)</i> | <i>Pressão (kPa)</i> | <i>Angulo de flexão voltado para cima (°) e valor com offset.</i> | | <i>Angulo de flexão voltado para baixo (°) e valor com offset.</i> | |
|--------------------------------|----------------------|-------------------------------------------------------------------|-----|--------------------------------------------------------------------|-----|
| 0 | 0 | -23,0 | 0 | -58,0 | 0 |
| 0,05 | 5,1 | -18,9 | 4 | -61,0 | -3 |
| 0,1 | 10,1 | -12,6 | 10 | -65,3 | -7 |
| 0,15 | 15,2 | -5,3 | 17 | -68,2 | -10 |
| 0,2 | 20,3 | 5,1 | 27 | -72,9 | -14 |
| 0,25 | 25,3 | 17,2 | 39 | -76,7 | -18 |
| 0,3 | 30,4 | 32,6 | 54 | -83,2 | -25 |
| 0,35 | 35,5 | 48,5 | 70 | -88,8 | -30 |
| 0,4 | 40,5 | 71,5 | 93 | -95,5 | -37 |
| 0,45 | 45,6 | 91,5 | 113 | -101,9 | -43 |
| 0,5 | 50,7 | 114,9 | 136 | -109,8 | -51 |
| 0,55 | 55,7 | 136,4 | 158 | -119,9 | -61 |
| 0,6 | 60,8 | 148,4 | 170 | -130,7 | -72 |
| 0,65 | 65,9 | 149,0 | 171 | -137,0 | -79 |
| 0,7 | 70,9 | 149,0 | 171 | -137,2 | -79 |
| 0,75 | 76,0 | 151,5 | 173 | -134,8 | -76 |

Gráficos de resultados flexão vs pressão do atuador 1

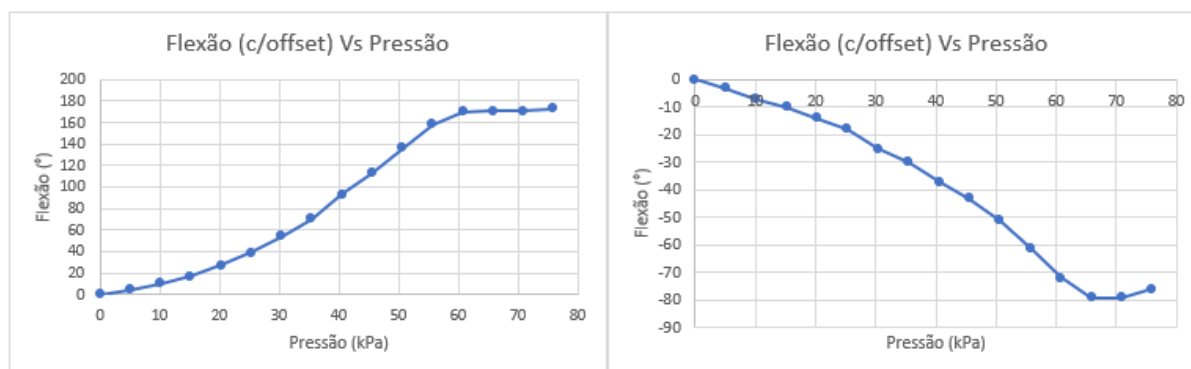


Gráfico 13 - Flexão do atuador 1 consoante a pressão aplicada voltado para cima e baixo respetivamente.

Gráfico de resultados de deslocamento do atuador 1 voltado para cima

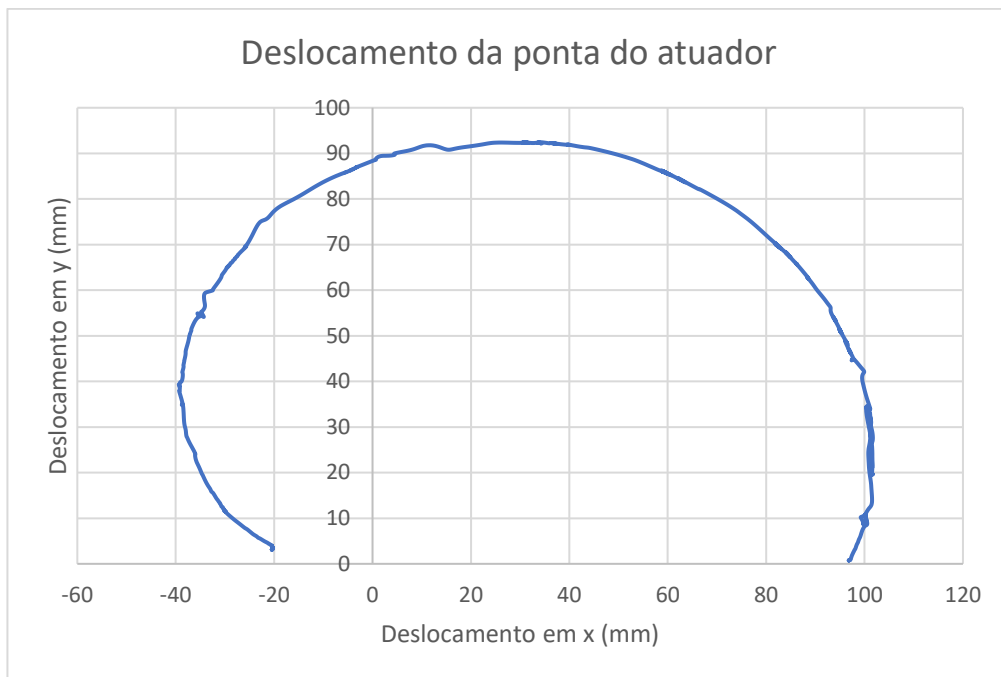


Gráfico 14 - Deslocamento nos eixos x e y das pontas do atuador 1 quando voltado para cima.

Gráfico de resultados de deslocamento do atuador 1 voltado para baixo

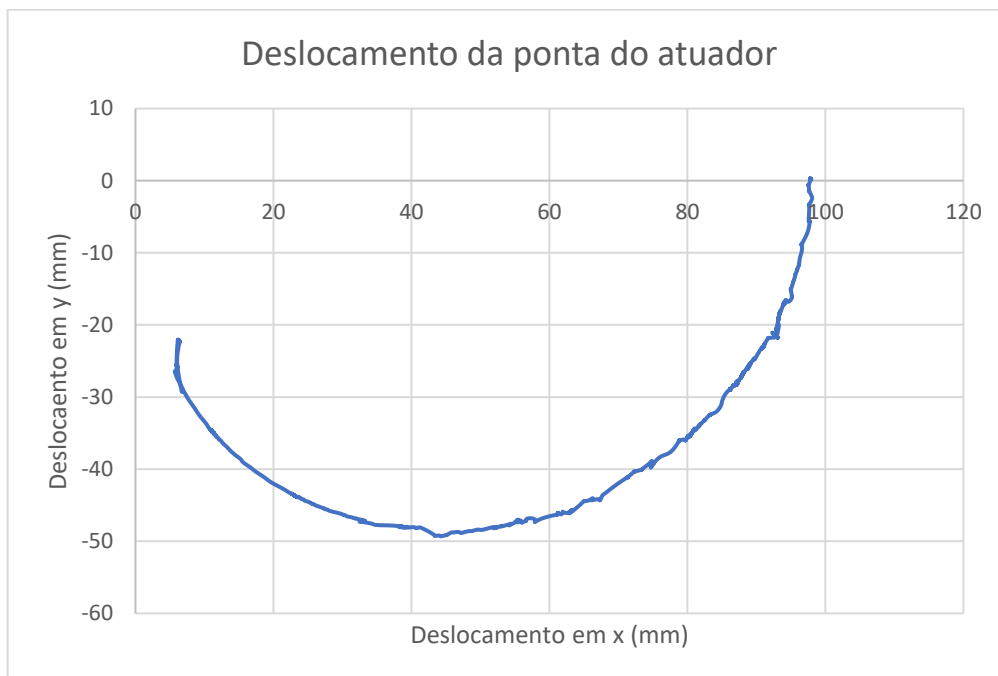


Gráfico 15 - Deslocamento nos eixos x e y das pontas do atuador 1 quando voltado para baixo.

Anexo 2 -

Tabela de resultados para o Atuador 3

Tabela 11 - Tabela de pressões e ângulos obtidos no teste do atuador 3 voltado para cima e para baixo.

| <i>Pressão Analógica (Bar)</i> | <i>Pressão (kPa)</i> | <i>Angulo de flexão voltado para cima (°) e valor com offset.</i> | | <i>Angulo de flexão voltado para baixo (°) e valor com offset.</i> | |
|--------------------------------|----------------------|-------------------------------------------------------------------|-------|--------------------------------------------------------------------|-------|
| 0 | 0 | -24,1 | 0 | -52,6 | 0 |
| 0,05 | 5,1 | -19,4 | 4,8 | -59,3 | -6,7 |
| 0,1 | 10,1 | -15,7 | 8,4 | -65,2 | -12,6 |
| 0,15 | 15,2 | -11,0 | 13,1 | -65,0 | -12,5 |
| 0,2 | 20,3 | -1,4 | 22,7 | -68,3 | -15,7 |
| 0,25 | 25,3 | 4,1 | 28,2 | -75,6 | -23,1 |
| 0,3 | 30,4 | 14,0 | 38,1 | -76,5 | -23,9 |
| 0,35 | 35,5 | 24,2 | 48,3 | -81,2 | -28,6 |
| 0,4 | 40,5 | 34,1 | 58,2 | -87,7 | -35,1 |
| 0,45 | 45,6 | 44,1 | 68,2 | -90,8 | -38,3 |
| 0,5 | 50,7 | 60,0 | 84,1 | -100,4 | -47,9 |
| 0,55 | 55,7 | 76,0 | 100,1 | -106,1 | -53,6 |
| 0,6 | 60,8 | 91,9 | 115,9 | -111,9 | -59,4 |
| 0,65 | 65,9 | 101,3 | 126 | -121,4 | -68,9 |
| 0,7 | 71,0 | 101,9 | 125,4 | -128,4 | -75,9 |
| 0,75 | 76,0 | - | - | -130,6 | -78,1 |

Gráfico de resultados de deslocamento do atuador 3 voltado para cima

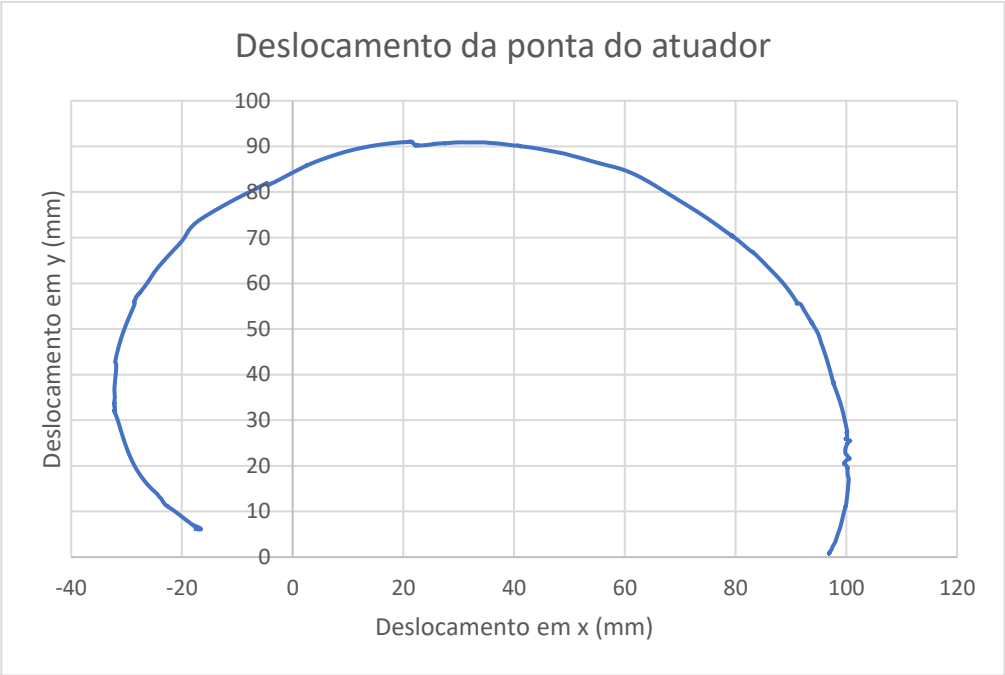


Gráfico 16 - Deslocamento nos eixos x e y das pontas do atuador 3 quando voltado para cima.

Anexo 3 -

Tabela de resultados para o Atuador 4

Tabela 12 - Tabela de pressões e ângulos obtidos no teste do atuador 4 voltado para cima e para baixo

| <i>Pressão Analógica (Bar)</i> | <i>Pressão (kPa)</i> | <i>Angulo de flexão voltado para cima (°) e valor com offset.</i> | | <i>Angulo de flexão voltado para baixo (°) e valor com offset.</i> | |
|--------------------------------|----------------------|-------------------------------------------------------------------|-------|--------------------------------------------------------------------|--------|
| 0 | 0 | -15,1 | 0 | -34,7 | 0 |
| 0,05 | 5,1 | -13,8 | 1,3 | -39,6 | -4,9 |
| 0,1 | 10,1 | -7,7 | 7,3 | -43,8 | -9 |
| 0,15 | 15,2 | -6,6 | 8,4 | -45,1 | -10,4 |
| 0,2 | 20,3 | -1,5 | 13,5 | -50,2 | -15,4 |
| 0,25 | 25,3 | 1,4 | 16,4 | -53,2 | -18,4 |
| 0,3 | 30,4 | 6,2 | 21,1 | -54,4 | -19,7 |
| 0,35 | 35,5 | 11,4 | 26,4 | -57,8 | -23 |
| 0,4 | 40,5 | 20,4 | 35,3 | -61,7 | -27 |
| 0,45 | 45,6 | 20,3 | 35,3 | -63,9 | -29,1 |
| 0,5 | 50,7 | 28,0 | 43 | -65,6 | -30,9 |
| 0,55 | 55,7 | 31,4 | 46,4 | -68,7 | -34 |
| 0,6 | 60,8 | 37,2 | 52,2 | -70,5 | -35,8 |
| 0,65 | 65,9 | 43,6 | 58,5 | -74,5 | -39,8 |
| 0,7 | 70,9 | 51,0 | 65,9 | -77,9 | -43,2 |
| 0,75 | 76,0 | 59,6 | 74,5 | -79,9 | -45,2 |
| 0,8 | 81,1 | 66,6 | 81,5 | -84,0 | -49,3 |
| 0,85 | 86,1 | 72,8 | 87,8 | -87,2 | -52,4 |
| 0,9 | 91,2 | 79,4 | 94,3 | -90,9 | -56,2 |
| 0,95 | 96,3 | 88,8 | 103,7 | -97,6 | -62,9 |
| 1 | 101,3 | 92,7 | 107,6 | -97,9 | -63,2 |
| 1,05 | 106,4 | 99,1 | 114,1 | -101,4 | -66,7 |
| 1,1 | 111,5 | 105,3 | 120,2 | -105,7 | -70,9 |
| 1,15 | 116,5 | 111,5 | 126,5 | -110,3 | -75,6 |
| 1,2 | 121,6 | 117,9 | 132,9 | -115,7 | -80,8 |
| 1,25 | 126,7 | 124,1 | 139,1 | -120,6 | -85,8 |
| 1,3 | 131,7 | 127,8 | 142,8 | -125,0 | -90,3 |
| 1,35 | 136,8 | 129,6 | 144,6 | -129,9 | -95,1 |
| 1,4 | 141,855 | 129,6 | 144,6 | -140,4 | -105,6 |
| 1,45 | 146,9 | - | - | -140,7 | -106 |

| | | | | | |
|-----|-------|---|---|--------|------|
| 1,5 | 152,0 | - | - | -140,7 | -106 |
|-----|-------|---|---|--------|------|

Gráfico de resultados de deslocamento do atuador 4 voltado para cima

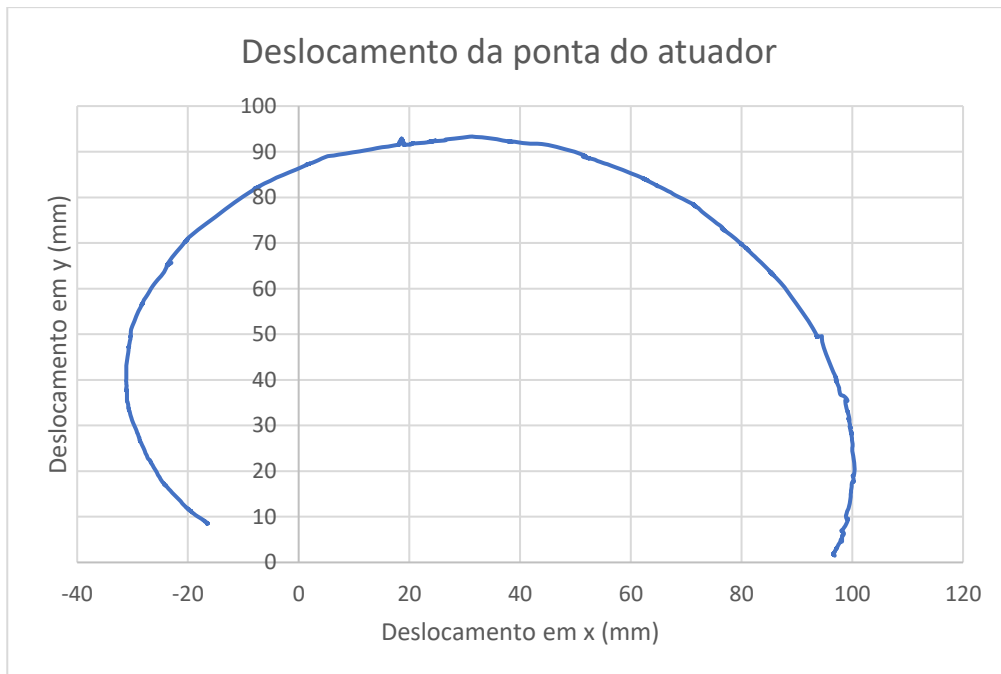


Gráfico 17 - Deslocamento nos eixos x e y das pontas do atuador 4 quando voltado para cima.

Anexo 4 -

Tabela de resultados para o Atuador 5

Tabela 13 - Tabela de pressões e ângulos obtidos no teste do atuador 5 voltado para cima e para baixo

| <i>Pressão Analógica (Bar)</i> | <i>Pressão (kPa)</i> | <i>Angulo de flexão voltado para cima (°) e valor com offset.</i> | | <i>Angulo de flexão voltado para baixo (°) e valor com offset.</i> | |
|--------------------------------|----------------------|-------------------------------------------------------------------|-------|--------------------------------------------------------------------|--------|
| 0 | 0 | -11,2 | 0 | -34,6 | 0 |
| 0,05 | 5,1 | -10,3 | 0,8 | -36,6 | -1,9 |
| 0,1 | 10,1 | -7,1 | 4 | -40,8 | -6,2 |
| 0,15 | 15,2 | -3,2 | 7,9 | -42,6 | -8 |
| 0,2 | 20,3 | -0,4 | 10,8 | -48,1 | -13,5 |
| 0,25 | 25,3 | 3,5 | 14,5 | -49,7 | -15 |
| 0,3 | 30,4 | 8,5 | 19,5 | -52,5 | -17,9 |
| 0,35 | 35,5 | 12,3 | 23,3 | -55,8 | -21,2 |
| 0,4 | 40,5 | 16,2 | 27,3 | -58,5 | -23,9 |
| 0,45 | 45,6 | 20,6 | 31,6 | -60,6 | -26 |
| 0,5 | 50,7 | 24,8 | 35,9 | -63,7 | -29,1 |
| 0,55 | 55,7 | 32,5 | 43,5 | -66,5 | -31,8 |
| 0,6 | 60,8 | 36,1 | 47,1 | -69,3 | -34,6 |
| 0,65 | 65,9 | 41,5 | 52,6 | -73,5 | -38,9 |
| 0,7 | 70,9 | 48,5 | 59,6 | -74,9 | -40,2 |
| 0,75 | 76,0 | 52,9 | 63,9 | -78,7 | -44,1 |
| 0,8 | 81,1 | 56,6 | 67,7 | -82,1 | -47,4 |
| 0,85 | 86,1 | 66,1 | 77,1 | -85,3 | -50,7 |
| 0,9 | 91,2 | 73,8 | 84,8 | -90,0 | -55,3 |
| 0,95 | 96,3 | 80,8 | 91,9 | -92,5 | -57,8 |
| 1 | 101,3 | 84,5 | 95,6 | -95,7 | -61 |
| 1,05 | 106,4 | 91,5 | 102,6 | -100,6 | -65,9 |
| 1,1 | 111,5 | 99,0 | 110,1 | -103,9 | -69,3 |
| 1,15 | 116,5 | 104,7 | 115,8 | -109,1 | -74,5 |
| 1,2 | 121,6 | 108,3 | 119,3 | -113,9 | -79,3 |
| 1,25 | 126,7 | 112,9 | 124 | -118,8 | -84,2 |
| 1,3 | 131,7 | 116,1 | 127,2 | -121,6 | -87 |
| 1,35 | 136,8 | 118,2 | 129,3 | -126,7 | -92 |
| 1,4 | 141,9 | 118,9 | 130 | -132,9 | -98,2 |
| 1,45 | 146,9 | 119,0 | 130 | -137,1 | -102,5 |

| | | | | | |
|-----|-------|-------|-------|--------|--------|
| 1,5 | 152,0 | 119,2 | 130,2 | -137,3 | -102,6 |
|-----|-------|-------|-------|--------|--------|

Gráfico de resultados de deslocamento do atuador 5 voltado para cima

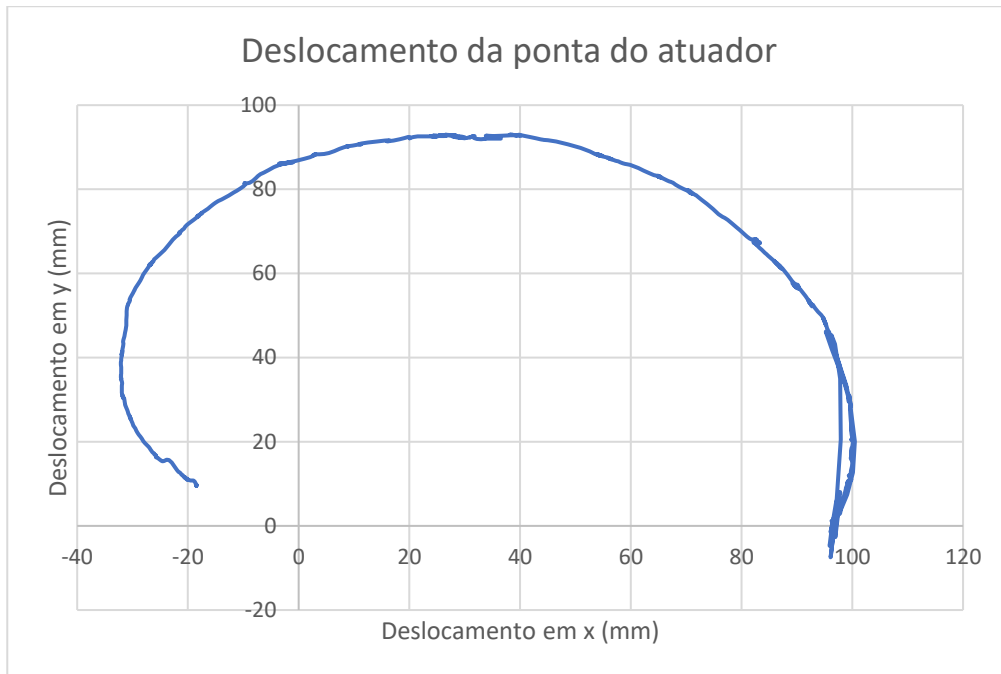


Gráfico 18 - Deslocamento nos eixos x e y das pontas do atuador 5 quando voltado para cima.

Anexo 5 -

Tabela de resultados para o Atuador 6

Tabela 14 - Tabela de pressões e ângulos obtidos no teste do atuador 6 voltado para cima e para baixo

| <i>Pressão Analógica (Bar)</i> | <i>Pressão (kPa)</i> | <i>Angulo de flexão voltado para cima (°) e valor com offset.</i> | | <i>Angulo de flexão voltado para baixo (°) e valor com offset.</i> | |
|--------------------------------|----------------------|-------------------------------------------------------------------|-------|--------------------------------------------------------------------|--------|
| 0 | 0 | -15,1 | 0 | -41,4 | 0 |
| 0,05 | 5,1 | -12,9 | 2,3 | -46,1 | -4,6 |
| 0,1 | 10,1 | -6,2 | 9 | -52,1 | -10,6 |
| 0,15 | 15,2 | -3,5 | 11,7 | -53,6 | -12,4 |
| 0,2 | 20,3 | 1,1 | 16,21 | -57,1 | -15,7 |
| 0,25 | 25,3 | 7,4 | 22,5 | -60,2 | -18,8 |
| 0,3 | 30,4 | 12,7 | 27,8 | -63,8 | -22,7 |
| 0,35 | 35,5 | 22,9 | 38 | -70,1 | -28,7 |
| 0,4 | 40,5 | 26,5 | 41,5 | -73,6 | -32,1 |
| 0,45 | 45,6 | 31,5 | 46,6 | -73,8 | -32,4 |
| 0,5 | 50,7 | 40,5 | 55,5 | -79,4 | -37,9 |
| 0,55 | 55,7 | 49,2 | 64,6 | -83,2 | -41,7 |
| 0,6 | 60,8 | 59,9 | 75 | -87,2 | -45,7 |
| 0,65 | 65,9 | 66,8 | 81,9 | -92,4 | -51 |
| 0,7 | 71,0 | 78,1 | 93,2 | -97,7 | -56,2 |
| 0,75 | 75,9 | 91,1 | 106,2 | -101,0 | -59,6 |
| 0,8 | 81,1 | 100,8 | 115,9 | -108,6 | -67,2 |
| 0,85 | 86,1 | 113,1 | 128,1 | -114,7 | -73,2 |
| 0,9 | 91,2 | 120,2 | 135,2 | -120,2 | -78,8 |
| 0,95 | 96,3 | 125,9 | 141 | -129,8 | -88,3 |
| 1 | 101,3 | 131,8 | 146,8 | -136,1 | -94,7 |
| 1,05 | 106,4 | - | - | -144,0 | -102,6 |
| 1,1 | 111,5 | - | - | -149,5 | -108,1 |

Gráfico de resultados de deslocamento do atuador 6 voltado para cima

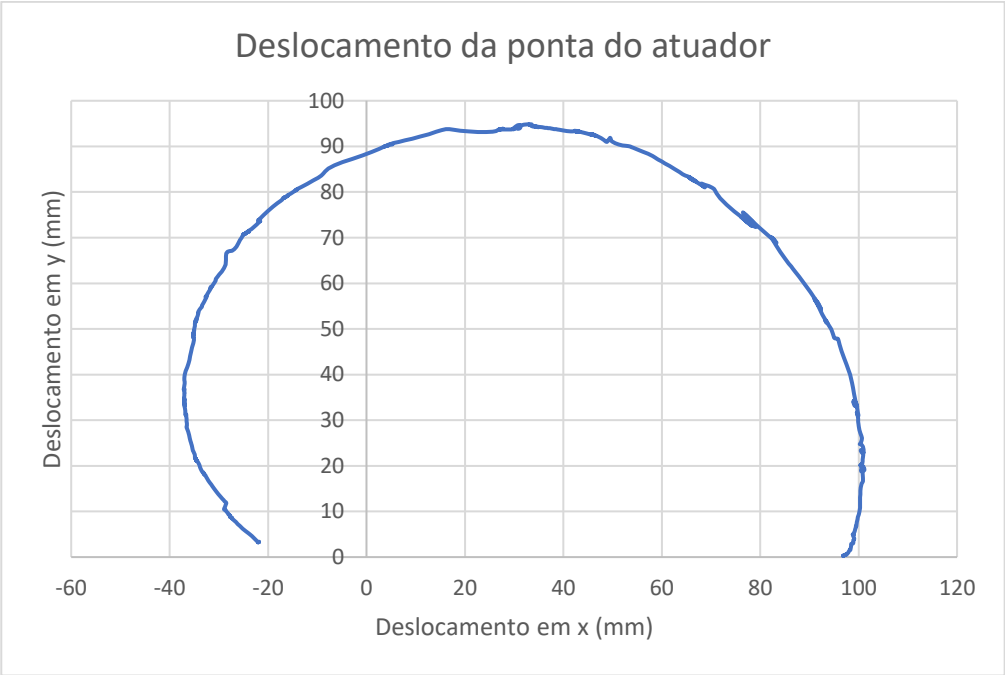


Gráfico 19 - Deslocamento nos eixos x e y das pontas do atuador 6 quando voltado para cima.

Anexo 6 -

Tabela de resultados para o Atuador 7

Tabela 15 -Tabela de pressões e ângulos obtidos no teste do atuador 7 voltado para cima e para baixo

| <i>Pressão Analógica (Bar)</i> | <i>Pressão (kPa)</i> | <i>Angulo de flexão voltado para cima (°) e valor com offset.</i> | | <i>Angulo de flexão voltado para baixo (°) e valor com offset.</i> | |
|--------------------------------|----------------------|-------------------------------------------------------------------|-------|--------------------------------------------------------------------|-------|
| 0 | 0 | -16,9 | -0,0 | -38,1 | -0,0 |
| 0,05 | 5,1 | -14,3 | 2,3 | -42,0 | -3,9 |
| 0,1 | 10,1 | -14,2 | 2,6 | -46,4 | -8,3 |
| 0,15 | 15,2 | -12,1 | 4,8 | -47,2 | -9,1 |
| 0,2 | 20,3 | -9,0 | 7,8 | -51,1 | -12,9 |
| 0,25 | 25,3 | -5,9 | 10,9 | -53,9 | -15,9 |
| 0,3 | 30,4 | -2,4 | 14,4 | -55,9 | -17,8 |
| 0,35 | 35,5 | 1,5 | 18,4 | -58,6 | -20,5 |
| 0,4 | 40,5 | 6,9 | 23,8 | -61,4 | -23,3 |
| 0,45 | 45,6 | 9,4 | 26,2 | -63,7 | -25,6 |
| 0,5 | 50,7 | 13,4 | 30,3 | -65,6 | -27,5 |
| 0,55 | 55,7 | 17,9 | 34,7 | -67,9 | -29,9 |
| 0,6 | 60,8 | 23,1 | 39,9 | -70,7 | -32,6 |
| 0,65 | 65,9 | 27,8 | 44,6 | -74,4 | -36,3 |
| 0,7 | 70,9 | 31,9 | 48,7 | -75,6 | -37,5 |
| 0,75 | 76,0 | 37,6 | 54,4 | -79,7 | -41,6 |
| 0,8 | 81,0 | 42,9 | 59,8 | -81,9 | -43,9 |
| 0,85 | 86,1 | 48,3 | 65,2 | -86,2 | -48,1 |
| 0,9 | 91,2 | 54,3 | 71,1 | -89,6 | -51,6 |
| 0,95 | 96,3 | 61,7 | 78,5 | -94,8 | -56,7 |
| 1 | 101,3 | 66,4 | 83,3 | -96,3 | -58,2 |
| 1,05 | 106,4 | 71,5 | 88,3 | -99,8 | -61,7 |
| 1,1 | 111,5 | 78,6 | 95,6 | -104,1 | -66,0 |
| 1,15 | 116,5 | 84,4 | 101,3 | -108,8 | -70,7 |
| 1,2 | 121,6 | 91,9 | 108,7 | -113,5 | -75,4 |
| 1,25 | 126,7 | 95,8 | 112,6 | -117,6 | -79,5 |
| 1,3 | 131,7 | 99,4 | 116,2 | -123,1 | -84,9 |
| 1,35 | 136,8 | 102,6 | 119,4 | -128,1 | -90,0 |
| 1,4 | 141,9 | 102,7 | 119,5 | -133,9 | -95,9 |
| 1,45 | 146,9 | 101,5 | 118,3 | -136,9 | -98,9 |

| | | | | | |
|-----|-------|-------|-------|--------|-------|
| 1,5 | 151,9 | 101,5 | 118,4 | -137,1 | -99,0 |
|-----|-------|-------|-------|--------|-------|

Gráficos de resultados flexão vs pressão do atuador 7

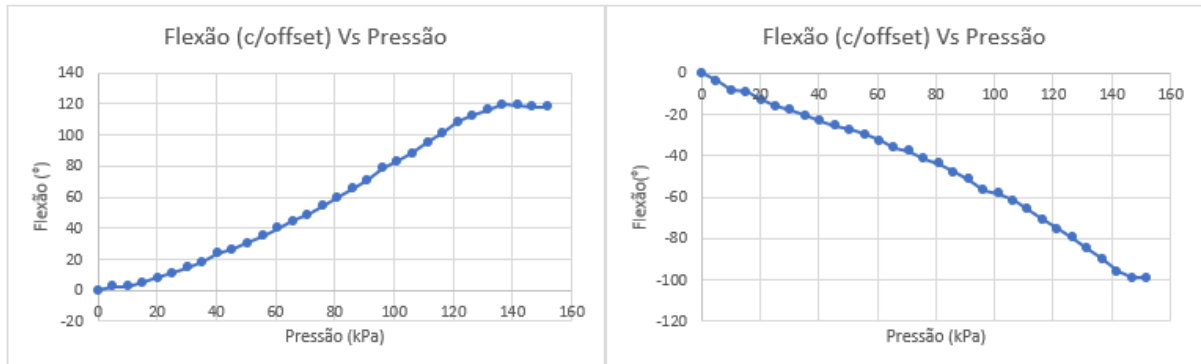


Gráfico 20 - Flexão do atuador 7 consoante a pressão aplicada voltado para cima e baixo respetivamente.

Gráfico de resultados de deslocamento do atuador 7 voltado para cima

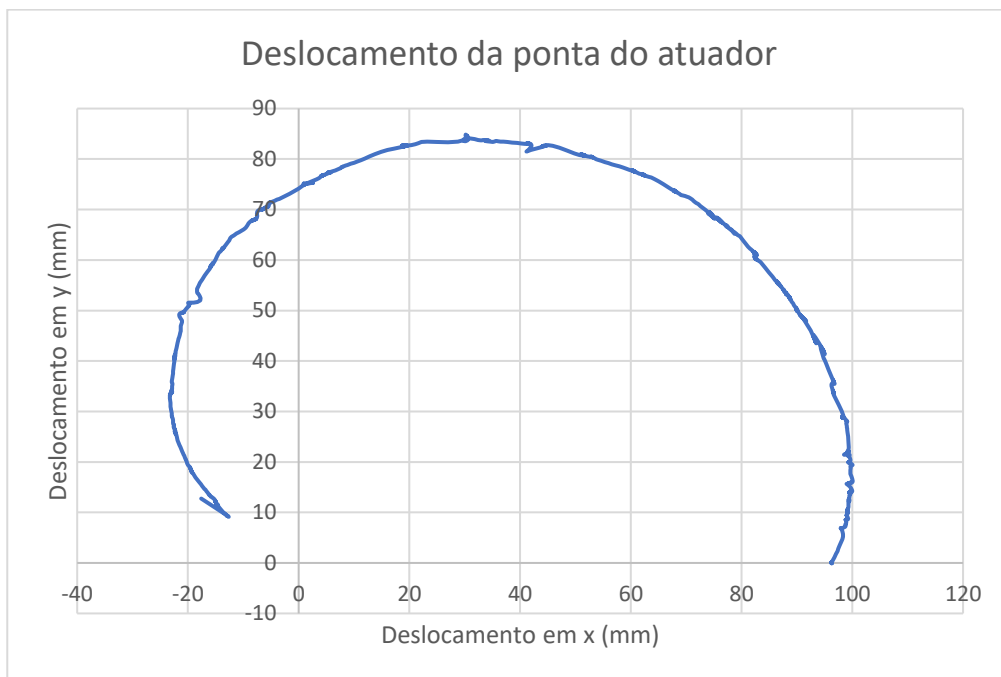


Gráfico 21 - Deslocamento nos eixos x e y das pontas do atuador 7 quando voltado para cima.

Gráfico de resultados de deslocamento do atuador 7 voltado para baixo



Gráfico 22 - Deslocamento nos eixos x e y das pontas do atuador 7 quando voltado para baixo.