

Estudo e desenvolvimento de uma prótese de mão utilizando técnicas de *soft robotics*

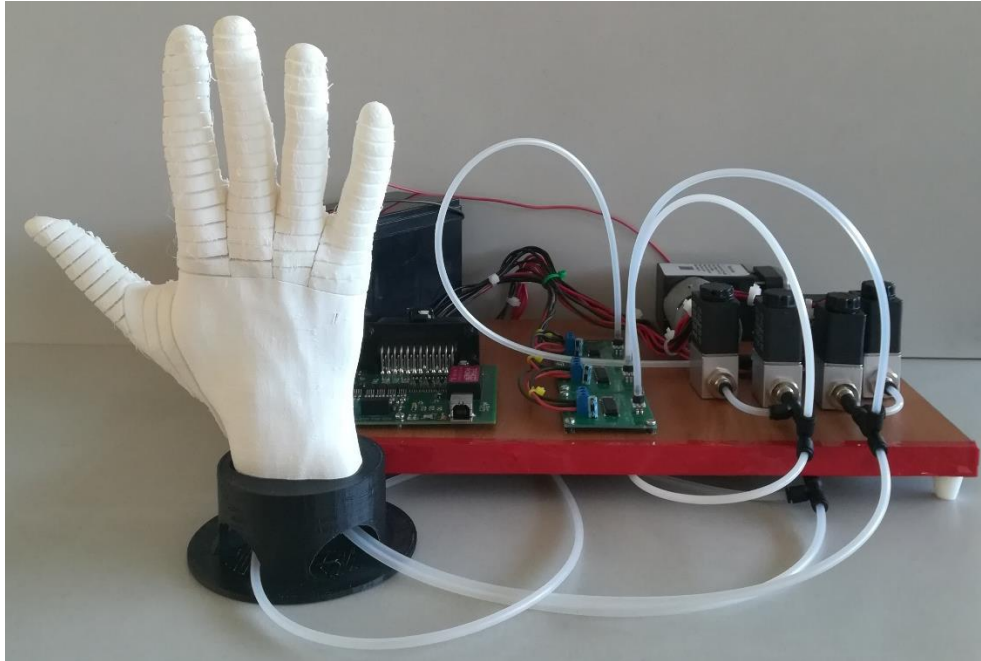
Hugo Gonçalo Lopes De Almeida

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

Orientadores

Mário José Gonçalves Cavaco Mendes (ISEL)
Paulo Jorge Pires De Almeida (ISEL)

Novembro de 2018



Estudo e desenvolvimento de uma prótese de mão utilizando técnicas de *soft robotics*

Hugo Gonçalo Lopes De Almeida

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

Orientadores

Mário José Gonçalves Cavaco Mendes (ISEL)

Paulo Jorge Pires De Almeida (ISEL)

Júri

Presidente: Lina da Conceição Capela de Oliveira Vieira (ESTeSL)

Vogais: João Carlos Prata dos Reis (Instituto Superior Técnico)

Mário José Gonçalves Cavaco Mendes (ISEL)

*“Tout ce qu’un homme est capable d’imaginer,
d’autres hommes sont capables
de le réaliser”*

Júlio Verne

Agradecimentos

O desenvolvimento deste trabalho de projeto é fruto do apoio, direto e indireto, de várias pessoas, às quais não poderia deixar de agradecer.

Ao meu orientador, Prof. Doutor Mário Mendes, pela proposta deste tema gratificante, por toda a sua disponibilidade e colaboração.

Ao meu coorientador Engenheiro Paulo Almeida por todo o seu tempo e conhecimento partilhado.

Ao Prof. Doutor Tiago Charters, pela continua paciência e ajuda no entendimento da impressão 3D.

Ao Prof. Afonso Leite e ao Prof. Doutor João Milho, pelas sugestões e ajudas relacionadas com *software*.

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

À minha família, em especial à minha mãe, ao meu pai e ao meu irmão, por todo o apoio demonstrado ao longo destes anos.

À minha companheira de todas as horas, Margarida.

E finalmente, mas não menos importante, aos meus amigos e colegas que nunca deixaram de dar incentivos para a conclusão deste trabalho.

Resumo

O corpo humano é constituído por um conjunto de órgãos que trabalham em sintonia possibilitando o bem-estar e a autonomia das pessoas. Ainda que o cérebro seja o órgão de maior peso na distinção das outras espécies, existem outros elementos sem os quais o homem não prosperava. A mão humana é um desses órgãos, cuja ausência é impactante tanto a nível físico como psicológico. Apesar desse impacto, ainda se verifica que uma percentagem considerável dos lesados dispensam a utilização de uma ferramenta que colmate esta deficiência, devido às suas limitações.

Este trabalho de projeto surge em resposta às inúmeras insuficiências das próteses convencionais atuais, nomeadamente estéticas, financeiras e mecânicas, que não conseguem suprimir as necessidades dos seus usuários. Tal como o título deste trabalho indica, foi desenvolvida uma prótese da mão humana, recorrendo a técnicas de *soft robotics*, utilizando engenharia inversa e prototipagem rápida. O projeto realizado envolveu a aquisição e processamento de uma imagem médica da mão do usuário, seguida de um processo de modelação iterado com simulações, que se mostrou complexo.

Com os modelos projetados procedeu-se para a conceção de um protótipo da prótese por impressão 3D, tendo-se conseguido um produto final esteticamente apelativo, com uma morfologia similar à da mão. Contudo verificou-se limitações da tecnologia disponível que condicionaram a funcionalidade da prótese.

Com o protótipo fabricado, projetou-se um circuito eletropneumático com o intuito de iniciar o desenvolvimento de uma metodologia de controlo e testar a prótese concebida. Os testes realizados permitiram estudar mecanicamente o produto final e validar o conceito aplicado no desenvolvimento deste trabalho de projeto.

Palavras Chave: Prótese de mão, *Soft robotics*, Atuador pneumático, Engenharia inversa, Prototipagem rápida.

Abstract

The human body consists of a set of organs that work in tune providing health and autonomy in the tasks of everyday life. Although the brain is the organ of greater weight in the distinction of the other species, there are other elements without which the man did not prosper. The human hand is one of these organs whose absence is striking both physically and psychologically. In spite of this impact, it is verified that a considerable percentage of the injured, still need the use of a tool that fills this deficiency, due to its limitations.

This work project arises in response to the innumerable shortcomings of the current conventional prostheses, namely aesthetic, financial and mechanical, that cannot suppress the needs of its users. As the title of this dissertation indicates, it was developed a human hand prosthesis, using soft robotic techniques, using reverse engineering and rapid prototyping. The project involved the acquisition and processing of a medical image from the user's hand, followed by an iterated modeling process with simulations, which proved to be complex.

With the models *designed*, it was manufactured a prototype of the prosthesis by 3D printing, achieving an aesthetically appealing final product, with a morphology similar to that of the hand. However, there were limitations of the available technology that conditioned the functionality of the prosthesis.

With the prototype manufactured, an electro-pneumatic circuit was *designed* with the intention of starting the development of a control methodology and testing the prosthesis. The tests enabled the study of the mechanically behavior of the final product and the validation of the concept applied in the development of this project work.

Key Words: Hand prosthesis, *Soft robotics*, Pneumatic actuator, Reverse engineering, Fast prototyping.

Índice

Agradecimentos.....	iii
Resumo.....	v
Abstract	vii
Índice.....	ix
Índice de Figuras	xi
Índice de Tabelas.....	xv
Lista de Acrônimos	xvii
1 Introdução.....	1
1.1 Motivação.....	1
1.2 Objetivos	2
1.3 Organização do volume.....	2
2 Anatomia e Biomecânica da mão	5
2.1 Terminologia e Planos anatómicos.....	5
2.2 Sistema Músculo-Esquelético	7
2.2.1 Sistema Esquelético.....	7
2.2.2 Sistema Muscular	9
2.2.3 Articulações.....	9
2.2.4 Sistema músculo-esquelético da mão.....	10
2.3 Biomecânica da mão	11
3 Ortoprotesia: Estado de arte	17
3.1 Próteses.....	17
3.1.1 Próteses de membro superior.....	20
3.2 Níveis de Amputação	25
3.3 Métodos de Fixação.....	26
3.4 Tecnologias Emergentes.....	28
3.4.1 Método de Elementos Finitos.....	30
3.4.2 Impressão 3D.....	31
4 Projeto da prótese	35

4.1	Tecnologia <i>Soft robotics</i>	35
4.1.1	Caraterização dos PNA's.....	38
4.2	Desenvolvimento da prótese.....	40
4.2.1	<i>Software</i> utilizado.....	41
4.2.2	Obtenção da forma	41
4.2.3	Determinação das zonas de interesse	44
4.2.4	Correção da postura natural da mão	45
4.2.5	<i>Design</i> e estudo dos atuadores.....	47
4.3	Fabrico.....	71
5	Controlo.....	79
5.1	Componentes selecionados para o circuito eletropneumático	80
5.2	Circuito elétrico do sistema eletropneumático	84
5.3	Código de controlo do sistema eletropneumático.....	91
5.4	Testes dos sensores e bomba pneumática.....	92
5.5	Ensaio.....	94
6	Conclusões e trabalhos futuros.....	99
7	Bibliografia.....	101

Índice de Figuras

Figura 2.1 - Posição anatômica, planos de referência e principais direções (8).....	5
Figura 2.2 – Sistema esquelético: a) membro superior (11); b) mão (12).....	10
Figura 2.3 – Classificação do movimento em torno das articulações metacarpofalangeana (13)...	13
Figura 2.4 - Flexão das três articulações dos dedos II-V (13).....	13
Figura 2.5 – Principais movimentos do polegar (13).....	14
Figura 2.6 - Movimentos do pulso (13).	14
Figura 2.7 – Configurações estáticas: pinças digitais e pinça tridigital.	15
Figura 2.8 - Configurações estáticas da mão: a) Garra composta; b) Garra de força; c) Garra em gancho; d) Garra palmar.....	15
Figura 3.1 - Classificação de próteses de acordo com a sua atuação.	20
Figura 3.2 – Prótese passiva: a) cosmética (20); b) dispositivos terminais de especialidade (21).	21
Figura 3.3 – Prótese ativa: a) endoenergética (22); b) exoenergética (mioelétrica) (23).	21
Figura 3.4 – Gancho duplo: a) mecânico (24); b) elétrico (22).....	22
Figura 3.5 – Garra: a) mecânica (25); b) elétrica (22).	23
Figura 3.6 – Mãos artificiais de 1ª ger.: a) mecânica (20); b) luva cosmética (20); c) elétrica (22).	23
Figura 3.7 – Mãos artificiais de 2ª ger.: a) I-Limb Quantum (28); b) Bebionic (22); c) Michelangelo (22).	24
Figura 3.8 - Mãos artificiais de 3ª ger.: a) Vincent evolution 3 (30); b) LUKE Arm (31).....	24
Figura 3.9 - Nível de amputação (11).	26
Figura 3.10 – Osseointegração com prótese: a) mecânica; b) cosmética (35).	28
Figura 3.11 - Algoritmo das etapas a seguir pelo ortoprotésico quando recorre às novas tecnologias.	29
Figura 3.12 – Estilos de impressoras 3D FFF: a) Cartesiano; b) Delta; c) Polar (46).....	33
Figura 4.1 - Garra robótica: a) rígida (50); b) <i>soft</i> (51).....	35
Figura 4.2 - Complacência do membro de um: a) polvo (52); b) <i>soft robot</i> (53).....	36
Figura 4.3 - Musculo artificial pneumático pressurizado: a) $\alpha < \alpha c$; b) $\alpha = \alpha c$; c) $\alpha > \alpha c$ (54).	37
Figura 4.4 – Atuador reforçado por fibra: a) Despressurizado; b) Pressurizado (63).	38
Figura 4.5 – Atuador Pneu-net: a) Despressurizado; b) Pressurizado (57).	38
Figura 4.6 - Atuador pneu-net: A) Despressurizado; B) Pressurizado (48).	39
Figura 4.7 - Comparação da atuação entre sPNA e fPNA (56).....	40
Figura 4.8 – Resultado do exame imagiológico por TC.	42
Figura 4.9 – Delimitação do volume de interesse da TC.	42
Figura 4.10 – Modelos finais da mão obtidos por processamento da TC: a) Volume total; b) Sistema esquelético.....	42

Figura 4.11 – Modelo de mão e sistema esquelético importados diretamente para o SolidWorks.	43
Figura 4.12 – Modelos anatómicos finais com coloração natural.	44
Figura 4.13 - Delimitação dos dedos.	45
Figura 4.14 – Volume inicial para modelação do atuador correspondente ao indicador.	45
Figura 4.15 – Processo de correção da pose natural do dedo indicador: a) Delimitação; b) seccionização; c) Religação; d) Correção entre secções.	46
Figura 4.16 – Planos anatómicos aplicados ao dedo.	48
Figura 4.17 - Obtenção das dimensões gerais do atuador clássico.	48
Figura 4.18 – Atuador clássico modelado a partir do dedo indicador.	49
Figura 4.19 – Vista em corte de atuador com destaque a zonas de fixação, carga e contacto.	50
Figura 4.20 - Micro bomba pneumática.	51
Figura 4.21 – Valor de pressão ao longo da simulação.	51
Figura 4.22 – Resultado da simulação do atuador clássico com escala de deformação percentual.	53
Figura 4.23 - Atuador clássico no Abaqus SIMULIA: a) Modelo importado; b) Faces a pressurizar; c) Faces de contacto; d) Malha obtida.	54
Figura 4.24 – Resultado das simulações do atuador clássico.	56
Figura 4.25 – Resultado da simulação do atuador clássico em detalhe para 30 <i>kPa</i> numa escala de: a) Deformação elástica; b) Tensão de Von Misses.	56
Figura 4.26 – Resultado da simulação do atuador aplicando vácuo.	57
Figura 4.27 – Modelo base para estudo dos atuador do indicador.	58
Figura 4.28 – Resultado da simulação do atuador base com o material Elastosil.	60
Figura 4.29 – Resultado da simulação do atuador base com o material NinjaFlex.	61
Figura 4.30 – Modelo Elastosil.	61
Figura 4.31 – Resultado da simulação do modelo Elastosil.	62
Figura 4.32 – Modelo NinjaFlex.	63
Figura 4.33 - Resultado da simulação do modelo NinjaFlex.	63
Figura 4.34 - Modelos dos atuadores de 3 a 5 com respetivas simulações.	64
Figura 4.35 - Modelo do atuador do polegar.	64
Figura 4.36 - Engate rápido para tubo pneumático de 4mm de diâmetro.	65
Figura 4.37 - Fixador inicial.	66
Figura 4.38 - Fixador final: a) fixador, b) vista em corte do fixador; c) cotas do entalhe do fixador.	66
Figura 4.39 – Atuadores de 2 a 5 com os fixadores (vista normal/vista em corte).	67
Figura 4.40 - Atuador do polegar com fixador (vista normal / vista em corte).	67
Figura 4.41 - Palma da mão.	67
Figura 4.42 – 1º passo da modelação dos atuadores de 2-5: criação de folga.	68
Figura 4.43 – 2º passo da modelação dos atuadores: estipulação de um plano guia.	68

Figura 4.44 – 3º passo da modelação dos atuadores: delimitação das zonas dos cortes.	69
Figura 4.45 - Planos de definição e desenhos dos cortes do polegar.	69
Figura 4.46 - Planos correspondentes a faces interiores das câmaras.	69
Figura 4.47 – 4º passo do processo de modelação: modelação das câmaras.	70
Figura 4.48 – 5º passo do processo de modelação: modelação do canal de ligação das câmaras...	71
Figura 4.49 – 6º passo do processo de modelação: remoção de material da base entre cortes.	71
Figura 4.50 - Impressoras 3D utilizadas: a) BeeTheFirst®; b) 3D Prusa+Mendel90 RepRap®.	72
Figura 4.51 - Atuador clássico, impresso com TPU-Flex pela Beeverycreative®	73
Figura 4.52 – Divisão do atuador para modelação dos moldes para a parte superior e inferior.	73
Figura 4.53 – Modelos dos moldes para o atuador do indicador: Superior Inferior.....	74
Figura 4.54 - Produto da impressão 3D do molde: Superior Inferior.....	74
Figura 4.55 - Vista detalhada do molde superior.	75
Figura 4.56 – a) Molde superior; b) Molde inferior; c) Moldes após remoção do produto final. ...	75
Figura 4.57 - Atuador do dedo indicador impresso: a) Vista lateral; b) Vista inferior.	77
Figura 4.58 - Atuadores impressos: a) I; b) III; c) IV; d) V.....	77
Figura 4.59 - Palma da mão impressa: a) Vista superior; b) Vista inferior.....	78
Figura 4.60 - Prótese montada, ao lado do membro original e uma moeda para referência de tamanho.	78
Figura 5.1 - Esquema representativo do circuito eletropneumático	79
Figura 5.2 – Bomba de pistão selecionada (87).	81
Figura 5.3 - Válvula selecionada (88).	81
Figura 5.4 - Placa de controlo utilizada.	82
Figura 5.5 – Sensor pneumático selecionado: a) Ilustração, b) Características (92).....	82
Figura 5.6 - Amplificador de instrumentação: a) Ilustração; b) Caraterísticas (93).....	83
Figura 5.7 - Relé selecionado (94).	83
Figura 5.8 – Bateria selecionada: a) Ilustração; b) Características (95).....	84
Figura 5.9 - Pins de ligação do controlador e respetivas ligações (91).	85
Figura 5.10 - Circuito elétrico do sistema eletropneumático.	86
Figura 5.11 - Placa do sensor.	86
Figura 5.12 - Identificação dos pontos de ligação do sensor (92).....	87
Figura 5.13 - Circuito elétrico do amplificador (93).	88
Figura 5.14 - Circuito Eletropneumático.	89
Figura 5.15 - pé de suporte do circuito eletropneumático.....	89
Figura 5.16 - Componentes do percurso do sinal do sensor até chegar ao ADC.	90
Figura 5.17 - Divisor de tensão.....	90
Figura 5.18 - Amplificador diferencial (96).....	90
Figura 5.19 – Código inicial do sistema de controlo.....	92

Figura 5.20 – manómetro.....	93
Figura 5.21 – Gráfico da curva da bomba.....	94
Figura 5.22 - Leitura dos sensores quando o atuador é alimentado pela bomba.....	95
Figura 5.23 - Atuador do indicador a segurar uma tampa.....	95
Figura 5.24 - Flexão do dedo indicador quando pressurizado a: A) 0 MPa; B) 0.1 MPa; C) 0.2 MPa; D) 0.3 MPa.....	96
Figura 5.25 - Gráfico de flexão Vs Pressão do ensaio do atuador do indicador.....	97
Figura 5.26 - Atuador clássico com dois pontos de picagem.....	97
Figura 5.27 - Gráfico de pressões lidas nas zonas dois e três realizados ao atuador clássico.....	98

Índice de Tabelas

Tabela 4.1 – Propriedades mecânicas do KE-1603-A-B.....	50
Tabela 4.2 – Propriedades da simulação do atuador clássico adaptado do SolidWorks.	52
Tabela 4.3 – Propriedades mecânicas do Elastosil M4601 A/B.....	54
Tabela 4.4 – Propriedades da simulação do atuador clássico no Abaqus.....	55
Tabela 4.5 – Propriedades mecânica do Elastosil.	59
Tabela 4.6 – Propriedades mecânica do NinjaFlex.	60
Tabela 5.1 – Propriedades da bomba de pistão selecionada (87).....	81
Tabela 5.2 – Propriedades das válvulas selecionadas (88).....	81
Tabela 5.3 – Propriedades do controlador (91).	82
Tabela 5.4 – Propriedades do relé selecionado (94).....	83
Tabela 5.5 – Resumo de quantidades e custos dos componentes do circuito eletropneumático.	84
Tabela 5.6 – Leituras e diferenças percentuais médias dos sensores.	93
Tabela 5.7 – Flexão realizada em ordem à pressão: valores e gráfico.	97
Tabela 5.8 – Pressões medidas nas zonas 2 e 3 do atuador clássico.	98

Lista de Acrónimos

ABS	–	Acrilonitrila Butadieno Estireno
ADC	–	<i>Analog to Digital Converter</i>
ALMBA	–	<i>Artificial Limb Manufacturers and Brace Association</i>
AOPA	–	<i>American Orthotic & Prosthetic Association</i>
CAD	–	<i>Computer Assisted Design</i>
CAE	–	<i>Computer Aided Engineering</i>
CMC	–	Carpometacárpica
EEG	–	Eletroencefalograma
EMG	–	Eletromiograma
FEA	–	<i>Fluidic Elastomer Actuator</i>
FEM	–	<i>Finite Element Method</i>
FFF	–	Fabrico por Fusão de Filamento
FRA	–	<i>Fiber Reinforced Actuator</i>
GEVCU	–	<i>Generalized Electric Vehicle Control Unit</i>
HDPE	–	<i>High Density Polyethylene</i>
HIPS	–	<i>High Impact Polystyrene</i>
IF	–	Interfalangeana
LCEC	–	<i>Low Carbon Energy Conversion</i>
MCF	–	Metacarpofalangeana
PAM	–	<i>Pneumatic Artificial Muscle</i>
PC	–	Policarbonato
PLA	–	Poliácido láctico
PNA	–	<i>Pneu-net Actuator</i>
PVA	–	<i>Polyvinyl acetate</i>
SPA	–	<i>Soft Pneumatic Actuator</i>
TC	–	Tomografia Computorizada
TDT	–	Técnico de Diagnóstico e Terapêutica

TPU	–	<i>Thermoplastic Polyurethane</i>
TVS	–	<i>Transiente Voltage Supression</i>
STL	–	<i>Stereolithography</i>

1 Introdução

1.1 Motivação

O ser humano é uma das mais desenvolvidas obras da mãe Natureza que se distingue de todas as outras criaturas, pela capacidade que tem de raciocínio e de aplicação do mesmo, manipulando o que o rodeia. O cérebro humano é, sem dúvida, o órgão mais incrível que possuímos e o fator de maior peso na distinção para com outras espécies. Contudo existem outros órgãos igualmente fascinantes desenvolvidos ao longo de milhares de anos, geração após geração, que são ferramentas cuja engenharia luta por alcançar, é caso disso a mão humana.

A mão humana é um órgão e mais do que isso, uma ferramenta de que o homem tanto depende nas tarefas do cotidiano, para garantir a sua autonomia. É a este órgão que tantas vezes recorremos para manipular os objetos e o meio que nos envolve (preensão), mas essa não é a sua única função, sendo o tato o fator que nos permite sentir e distinguir esses mesmos objetos (apreensão) (1). A sincronização destas duas capacidades, preensão e apreensão, é o que possibilita tamanha destreza ao ser humano.

A ausência de um membro, ou parte dele, pode dever-se a uma malformação congénita, ou a uma amputação, cirúrgica ou acidental (2). Independentemente da sua origem, esta lesão resulta em consequências físicas e psicológicas que afetam a vida do lesado. As consequências físicas refletem-se essencialmente numa acentuada perda de sensibilidade, funcionalidade e autonomia da pessoa na manipulação e interação com objetos e o meio. As consequências psicológicas advêm da perda de capacidade, mas também do impacto cosmético e social que a amputação tem sobre o indivíduo (3,4).

Desde os primórdios da humanidade que se recorre à utilização de próteses para compensar esta debilitação, contudo, apesar do impacto que a ausência de um membro superior tem sobre a vida da pessoa, uma percentagem considerável dos amputados não utiliza regularmente prótese (3,5). Isto indica que, apesar do grande avanço tecnológico, as soluções apresentadas nos dias de hoje não satisfazem por completo as necessidades e desejos dos utilizadores.

Os motivos da baixa aderência à utilização das próteses variam de acordo com o tipo de prótese. Em (4) é apresentada uma análise de vários artigos, dos quais foi possível evidenciar as principais características que os utilizadores priorizam, sendo estas o conforto, a aparência, a funcionalidade, a durabilidade e o custo.

É face às limitações das próteses convencionais atuais e às necessidades dos seus utilizadores que surge o presente trabalho de projeto de uma prótese alternativa para extremidade do membro superior, a mão. Esta prótese é apresentada como alternativa por recorrer a mecanismos e materiais de baixo custo e pouco comuns na arte protésica, nomeadamente materiais elásticos com fonte de atuação pneumática que contrastam com os materiais rígidos de atuação elétrica ou mecânica, das próteses convencionais.

O desenvolvimento desta prótese a partir destes materiais alternativos e mecanismos inovadores, surge da aplicação da tecnologia *soft robotics*. Esta tecnologia é uma ramificação da robótica inspirada na biologia, conseguindo reproduzir a sua dinâmica nas interações entre objeto e manipulador, sendo por isso um forte candidato na resposta de algumas das limitações atuais da robótica clássica (6).

Adicionando à potencialidade da *soft robotics*, a utilização de tecnologias emergentes associadas à engenharia inversa, modelação e simulação por método de elementos finitos e ainda a prototipagem rápida, torna-se viável obter-se uma prótese altamente personalizada, eficiente e com potencial de responder a todas as necessidades do seu utilizador.

1.2 Objetivos

O principal objetivo do presente trabalho é o desenvolvimento de uma prótese da mão humana, recorrendo à tecnologia *soft robotics*. Os requisitos exigidos para o sucesso desta prótese são, à priori, ser económica, leve, confortável, de boa aparência, resistente e de funcionalidade relevante.

Para o cumprimento do mesmo é necessário passar por vários objetivos intermédios:

- Avaliação das necessidades dos utilizadores.
- Estudo e compreensão anatómica e mecânica da mão humana.
- Estudo das soluções protéticas disponíveis no mercado.
- Estudo da tecnologia *soft robotics*.
- Obtenção da forma da mão humana por imagem médica e respetivo processamento recorrendo o *software* 3D Slicer.
- Modelação e validação da prótese com os *softwares* SolidWorks e Abaqus.
- Conceção de um protótipo por impressão 3D.
- Projeto e montagem de um circuito eletropneumático

1.3 Organização do volume

Para o desenvolvimento correto da prótese da mão humana foi necessário a abordagem de vários temas, dada a multidisciplinaridade do trabalho. Por esse motivo houve uma abordagem a cada área de interesse para que a prótese fosse desenvolvida com fundamento.

No primeiro capítulo pode ser visualizada a introdução a este trabalho, que se encontra dividida em motivação, objetivos e metodologia. É na motivação que se encontra uma primeira abordagem ao tema, destacando-se não só a importância da mão humana, como também a problemática das próteses no mercado atual, culminando nos verdadeiros motivos que levam à realização do tema.

No segundo capítulo é introduzida a anatomia e biomecânica da mão, especificando-se em terminologia de planos anatómicos, sistema músculo-esquelético e biomecânica da mão. Neste capítulo é estudado todo o sistema que leva aos movimentos deste órgão e os próprios movimentos, servindo de referência para validação do comportamento mecânico da prótese final.

No terceiro capítulo, designado de ortoprotesia, é revista toda a história desta ciência até aos tempos modernos, sendo que o foco são as próteses de membro superior. Neste âmbito é ainda revisto o nível de amputação e métodos de fixação das próteses. Finalmente são expostas as tecnologias emergentes que têm vindo a revolucionar esta área e que são utilizadas neste trabalho.

O quarto capítulo, trata uma primeira parte do projeto realizado, que começa pelo estudo da tecnologia *soft robotics*, seguido da modelação da prótese com recurso a processamento da imagem médica, modelação e simulação dos seus componentes. Este capítulo conclui com o estudo e conceção de um protótipo.

No quinto capítulo, foi desenvolvido um sistema electropneumático, como início de estudo da metodologia de controlo. Para a validação deste projeto, foram ainda realizados vários ensaios ao protótipo recorrendo ao circuito projetado.

Finalmente, no sexto capítulo foi realizada uma reflexão sobre o produto deste trabalho de projeto, tendo-se concluído com uma proposta de trabalhos futuros.

2 Anatomia e Biomecânica da mão

2.1 Terminologia e Planos anatômicos

De modo a que se compreenda a descrição da localização de partes ou regiões do corpo e planos imaginários, pelos quais o corpo pode ser seccionado, é necessário ter conhecimento da terminologia utilizada.

Um dos pressupostos das descrições relativas ao corpo humano é que este se encontra numa posição *standard*, denominada também de posição anatômica, onde a pessoa se encontra de pé, com a face, os pés e as palmas das mãos viradas para a frente e os polegares virados para fora, como se verifica na Figura 2.1. É necessário manter este referencial do corpo pois sem ele as posições relativas podem mudar, gerando facilmente confusão. Por exemplo, na posição anatômica, o cotovelo encontra-se acima da mão, enquanto que quando o corpo se encontra em posição de supinação ou pronação (pessoa deitada de costas ou de barriga para baixo, respetivamente) a mão encontra-se ao mesmo nível do cotovelo. De modo a evitar a ambiguidade de conceitos, todas as descrições são feitas de acordo a posição anatômica, independentemente da posição atual do corpo (7).

Com o intuito de localizar no espaço, diferentes constituintes do corpo humano, e de dar planos de referência aos movimentos, o espaço é dividido em múltiplos planos: o plano sagital, o frontal ou coronal e o transversal ou horizontal. O plano sagital divide o corpo em duas porções para a esquerda e para a direita, quando centrado, divide metades simétricas, podendo neste caso ser denominado de sagital mediano ou só mediano. O plano frontal ou coronal atravessa o corpo separando-o em uma parte anterior e em outra posterior. O plano transversal ou horizontal é um plano paralelo ao chão que divide o corpo em parte superior e inferior (7).

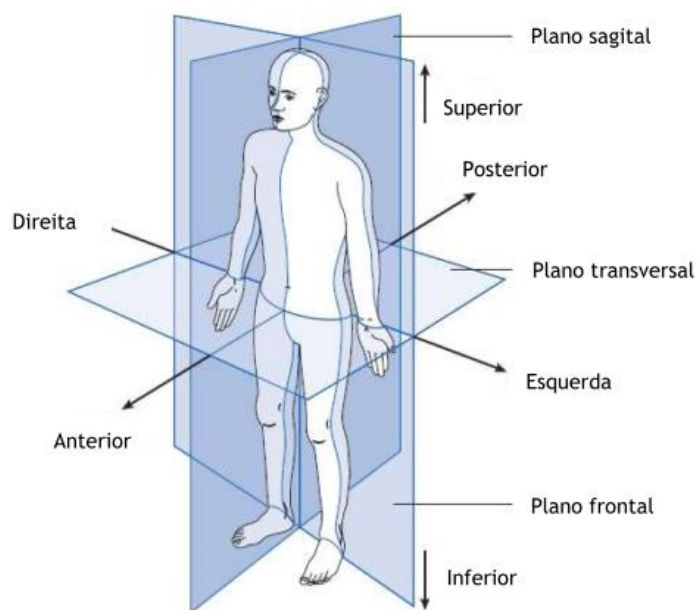


Figura 2.1 - Posição anatômica, planos de referência e principais direções (8).

Existem, dentro dos vários tipos de termos utilizados na descrição do corpo humano, os termos descritivos orientadores. Os termos descritivos orientadores, descrevem partes do corpo relativamente a outras. Na terminologia anatómica, os termos orientadores como esquerda e direita mantêm-se, ao contrário de outros como o “em cima” e o “em baixo” que são substituídos por superior e inferior respetivamente, tal como o “em frente” por anterior e o “atrás” por posterior (7).

Outros termos importantes são o proximal e o distal, que são utilizados na descrição de estruturas lineares (como os membros), onde o proximal é relativo a um ponto mais próximo do tronco e o distal o oposto (7). Por exemplo, relativamente ao antebraço a articulação proximal é o cotovelo e articulação distal o punho. O termo médio ou medial significa mais próximo da linha média e o termo externo significa mais afastado desta linha média, por exemplo o nariz encontra-se numa posição medial da face enquanto os olhos se encontram numa posição mais externa (7).

Por último o termo superficial refere-se a uma estrutura que se encontra mais perto do exterior enquanto que o profundo, por oposição, se encontra mais no interior, por exemplo os músculos são superficiais em relação aos ossos e profundos em relação à pele (7).

Existem outros termos importantes dado o âmbito desta tese, que são classificados como termos de movimento. Os movimentos são o resultado da atuação dos músculos sobre os constrangimentos das articulações e, tal como os outros termos anteriormente referidos, estes são descritos em relação à posição anatómica por conveniência, por serem na sua maioria mais facilmente descritos nestas condições (7).

Cada movimento é geralmente acompanhado de outro, que corresponde ao seu movimento contrário, e por esta razão são descritos aos pares, como flexão e extensão. Este par pode ser encontrado em vários movimentos do corpo humano, como por exemplo no cotovelo, em que quando se dá a flexão o cotovelo dobra e, por complementaridade, quando se dá a extensão o membro volta à posição anatómica.

A abdução e adução é outro par de movimentos a referir. Este é fácil de observar na mão humana, onde ao separarmos os dedos realizamos abdução, e ao juntá-los de novo efetuamos adução.

A rotação refere-se à rotação de uma estrutura em torno do seu eixo mais longo, é caso disto a rotação da cabeça, do úmero ou do corpo todo. Existem denominações específicas para movimentos de rotação do antebraço, são elas a pronação e a supinação, onde a pronação consiste na rotação da mão desde a sua posição anatómica até que a palma da mão fique virada para trás, e a supinação o seu retorno. Outro conjunto de movimentos de interesse é a oponência do polegar a um dos restantes dedos e o seu retorno à oposição neutra.

Todos os movimentos acima destacados e outros não referidos, podem-se realizar em simultâneo, sendo nesses casos designados de movimentos combinados (7).

2.2 Sistema Músculo-Esquelético

O sistema músculo-esquelético trata-se de um sistema complexo responsável por dar estrutura e movimento ao corpo humano, onde os principais constituintes são os ossos, os músculos e os tecidos moles.

Apesar de todos os seres humanos terem estruturas anatómicas semelhantes, cada indivíduo tem um sistema músculo-esquelético próprio, caracterizado pela forma, dimensões geométricas e distribuição de massa entre os segmentos (9).

2.2.1 Sistema Esquelético

O sistema esquelético apresenta 4 componentes que se caracterizam de acordo com o tipo de estrutura ou função como por exemplo suporte, proteção de órgãos internos, movimento corporal, hematopoiese (produção de células sanguíneas) e armazenamento de gordura e sais minerais. São esses 4 tipos de elementos os ossos, a cartilagem, os tendões e os ligamentos, dos quais se fala individualmente nos subcapítulos abaixo (7).

2.2.1.1 Ossos

O corpo humano adulto é normalmente constituído por 206 ossos, divididos de acordo com a parte do corpo: ossos da cabeça, do pescoço, do ouvido, do tórax, do abdómen, dos membros inferiores e dos membros superiores (7,9).

Este tipo de tecido conjuntivo é constituído por uma matriz óssea e pelas células ósseas. As células ósseas produzem a matriz óssea, que é composta por cerca de 35% de material orgânico e 65% de material inorgânico. Sendo que o material orgânico é essencialmente colagénio e proteoglicanos, e o material inorgânico constituído por um cristal de fosfato de cálcio denominado por hidroxiapatite. É a matriz óssea que confere as propriedades mecânicas dos ossos, sendo que o colagénio providencia a resistência flexível e os minerais providenciam a resistência à compressão (7,9).

Devido às variações da composição do osso, este pode ser designado por osso esponjoso ou compacto. O osso esponjoso pode ser encontrado no interior dos ossos do crânio, nas vértebras, no esterno, na bacia e também nas extremidades dos ossos longos, onde funciona como uma proteção que apresenta alguma resistência e confere suporte, sem ter o peso dos ossos compactos. O osso compacto encontra-se nas porções exteriores de todos os ossos e diáfises dos ossos longos, conferindo uma grande resistência e suporte através de um revestimento exterior sólido, que previne que os ossos se fraturem ou sejam perfurados com facilidade (7).

De acordo com as diferenças morfológicas, os ossos do corpo humano podem ser classificados como longos, curtos, planos e irregulares (9).

Os ossos longos distinguem-se pela sua forma esbelta e funcionam como alavancas, os curtos por sua vez têm uma forma semelhante a um cubo, podendo ser encontrados no pulso e no tornozelo, onde

as forças do movimento são transferidas. Os ossos planos, como o nome indica, apresentam uma ampla superfície e os irregulares apresentam diferentes formas e aspetos superficiais, para se dar a ligação aos músculos ou articulações (9).

2.2.1.2 Cartilagem

A cartilagem é outro tecido conjuntivo que, a seguir ao osso, é a estrutura mais sólida do nosso organismo, tendo diversas funções imprescindíveis ao bom funcionamento do mesmo (7).

O tecido cartilágneo é composto por uma matriz e por células cartilágneas, ou condrócitos, que se podem encontrar nas lacunas da matriz. Semelhantemente aos ossos, a matriz da cartilagem é o que confere as propriedades mecânicas, sendo composta essencialmente por fibras de colagénio podendo conter também fibras de elastina (7).

Existem vários tipos de cartilagem que variam entre si pelas concentrações dos seus constituintes, são caso disso a cartilagem hialina, a fibrosa e a elástica (7).

A cartilagem hialina caracteriza-se por apresentar uma matriz homogénea de fibras de colagénio pequenas e encontra-se não só em áreas onde é necessário um suporte forte e alguma flexibilidade, como as articulações entre ossos, mas também em zonas estruturais, como os ossos longos em crescimento, anéis cartilágneos do aparelho respiratório, cartilagem costal e nasal e superfícies articulares dos ossos e esqueleto do embrião (7).

A cartilagem fibrosa é muito semelhante à cartilagem hialina, mas apresenta uma maior quantidade de fibras de colagénio que se dispõem em feixes mais espessos. Esta cartilagem fibrosa é flexível, mas capaz de suportar consideráveis pressões e por isso interliga estruturas sujeitas a grandes pressões, como a sínfise púbica, os discos intervertebrais e discos articulares (7).

A cartilagem Elástica é semelhante à cartilagem hialina, mas a matriz contém ainda fibras de elastina. Esta cartilagem é rígida, mas mais flexível que a cartilagem hialina devido às fibras de elastina, podendo ser encontrada no ouvido externo, no epiglote e nas trompas de Eustáquio (7).

2.2.1.3 Tendões e ligamentos

Os tendões e os ligamentos são ambos tecidos do tipo conjuntivo denso ordenado colagénico. A estrutura destes tecidos apresenta uma matriz composta por fibras de colagénio que tendem a ter a mesma orientação fazendo com que estes consigam suportar grandes forças de tensão quando exercidas na mesma direção de orientação das fibras (7).

Os tendões têm a função de ligar os músculos aos ossos enquanto os ligamentos têm a função de ligar os ossos entre si. Existem ainda um tipo de ligamento que contém fibras de elastina sendo por isso denominado de tecido conjuntivo denso ordenado elástico. Este tecido apresenta propriedades elásticas e pode ser encontrado nos ligamentos intervertebrais e ao longo da face posterior do pescoço (nuca) e das cordas vocais (7).

2.2.2 Sistema Muscular

O sistema muscular é composto pelos mais de 500 músculos do corpo humano que se distinguem de acordo com a sua localização, tamanho, forma, orientação dos feixes, origem e inserção terminal, número de cabeças e função (9).

Os músculos têm a capacidade de contrair, permitindo o movimento do corpo, que o coração bombeie sangue, que através da contração e expansão do diafragma possamos respirar e ainda que seja possível diminuir o tamanho de órgãos ocos como o estômago e a bexiga. De acordo com a estrutura e função, os diferentes tecidos musculares podem ser classificados como: músculos esqueléticos, músculos cardíacos ou ainda músculos lisos (7).

O músculo esquelético é responsável pelos movimentos voluntários. As células ou fibras deste tecido apresentam uma forma cilíndrica e muito comprida, com vários núcleos localizados periféricamente, formando entre elas uma matriz estriada. Estas encontram-se fixadas aos ossos ou a outros tecidos conjuntivos (7).

O músculo cardíaco é responsável por bombear involuntariamente o sangue no coração. As células deste tecido apresentam e formam uma estrutura idêntica às do músculo esquelético, sendo a única diferença entre elas o facto de terem um núcleo central e estarem ligadas entre si por discos intercalares (7).

O músculo liso encontra-se nos órgãos ocos, como o estômago, o intestino e a bexiga. Tal como referido anteriormente, estes permitem regular o tamanho dos órgãos, a força de passagem de conteúdos líquidos através de tubos, o controlo da quantidade de luz que entra nos olhos, e ainda, a contração da pele. Ao contrário do tecido do músculo esquelético e do tecido do músculo cardíaco, as células do músculo liso são fusiformes, não apresentam estrias e têm um núcleo central único (7).

2.2.3 Articulações

As articulações são as zonas de contacto e de interação entre dois ou mais ossos. Estas junções são constituídas por estruturas de tecidos moles como os ligamentos, que garantem estabilidade, e a cartilagem que recobre as superfícies dos ossos nas zonas de interação protegendo-os e auxiliando os movimentos (10).

As classificações destas junções, podem ser feitas de acordo com o movimento que possibilitam ou de acordo com a natureza dos tecidos constituintes. De acordo com a sua constituição as articulações podem ser classificadas como fibrosas, cartilaginosas ou sinoviais (10).

As articulações fibrosas são constituídas por tecido conjuntivo fibroso formando uma ligação fixa que constringe o movimento. As articulações cartilaginosas, como o nome indica, são ligações que apresentam cartilagem como constituinte (9,10).

As articulações sinoviais apresentam cartilagem e ligamentos e existe um fluido nas suas cavidades. Estas articulações funcionam de ponto de fixação dos movimentos, nos quais os ossos estão a servir de alavancas puxadas pelos músculos (9,10).

2.2.4 Sistema músculo-esquelético da mão

A mão localiza-se na zona mais distal dos membros superiores, precedidos do antebraço e este do braço. O sistema músculo-esquelético da mão é um dos mais complexos, sendo constituído por 27 ossos e músculos intrínsecos e extrínsecos, em que os intrínsecos são músculos que estão inteiramente na mão, enquanto que os extrínsecos têm origem no antebraço, mas têm tendões que se inserem na mão (9).

2.2.4.1 Sistema Esquelético da mão

O sistema esquelético do membro superior pode ser resumido ao úmero (pertencente ao braço), ao cúbito ou ulna e ao rádio (pertencentes ao antebraço) e finalmente ao carpo, metacarpos e falanges (pertencentes à mão) (Figura 2.2-a) (7).

O cúbito (ulna) encontra-se no lado interno (medial), sendo correspondente ao quinto dedo (dedo mindinho), o rádio (radius) encontra-se no lado externo (lateral), que corresponde ao primeiro dedo, o polegar (7).

O punho, ou carpo, trata-se de uma zona relativamente curta constituída pelos ossos proximais da mão e pela sua articulação com o antebraço. O carpo é constituído por oito ossos organizados em duas fileiras de quatro cada uma (Figura 2.2-b). Na fila proximal encontram-se o escafoide, o semilunar, o piramidal e o pisiforme. Na fila distal encontram-se o unciforme, o grande osso, o trapezoide e o trapézio (7).

A mão é constituída pelos metacárpicos e os dedos (falanges) (Figura 2.2-b). Os metacárpicos são cinco e articulam-se com os ossos do carpo, estes apresentam uma forma curva de tal modo que quando a mão se encontra em repouso esta é côncava. As extremidades distais dos metacarpos contribuem na forma dos nós dos dedos e os espaços entre os metacárpicos é ocupado por tecidos moles (7).

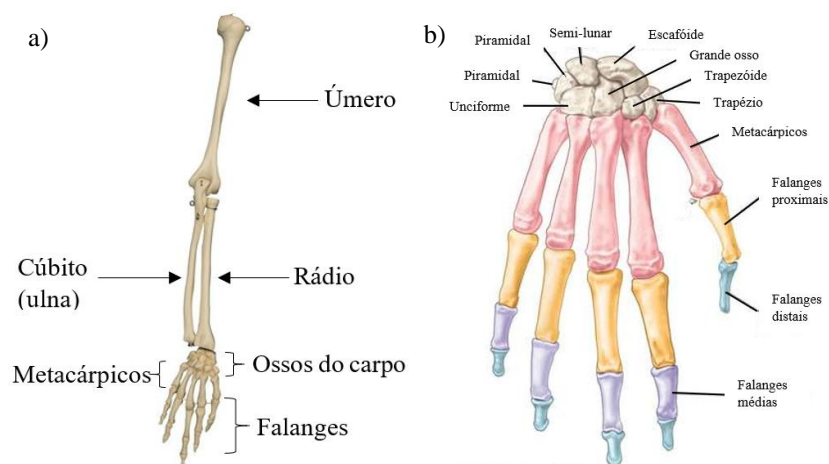


Figura 2.2 – Sistema esquelético: a) membro superior (11); b) mão (12).

Os cinco dedos de cada mão são identificados contando-se do polegar para o mindinho, ou seja, do lado externo para o interno. Os dedos são compostos por várias falanges, sendo que o polegar tem duas (proximal e distal) e os restantes contêm três cada (proximal, média e distal). Muitas vezes forma-se entre a falange proximal do polegar e o respetivo metacárpico um ou dois ossos sesamoides, estes são pequenos ossos que se formam em alguns tendões, aumentando a sua força mecânica quando cruzam articulações (7).

Como a mão apresenta um grande número de ossos, por consequência, também tem um elevado número de articulações. As articulações relativas à mão podem-se agrupar em três tipos: articulação interfalangeana (IF), articulação metacarpofalangeana (MCF) e articulação do pulso (9).

2.2.4.2 Sistema muscular da mão

Como referido anteriormente os músculos da mão podem ser classificados como intrínsecos e extrínsecos, em que os extrínsecos se podem dividir nos grupos anterior e posterior. A maioria dos músculos anteriores são responsáveis pela flexão do punho e dos dedos da mão, enquanto os músculos posteriores efetuam a extensão dos mesmos membros (7).

A flexão do punho é realizada por dois dos principais músculos anteriores, o grande palmar e o cubital anterior. A extensão do punho é efetuada por três músculos posteriores, o longo radial, o curto radial e o cubital posterior(7). A flexão dos quatro dedos internos (segundo ao quinto) é executado pelo fletor comum superficial dos dedos e do flexor comum profundo dos dedos. A extensão é feita por um único músculo, o extensor comum dos dedos. O dedo mínimo e o indicador têm ainda um músculo adicional, denominado de extensor próprio do dedo mínimo e extensor próprio do indicador, respetivamente. O movimento do polegar é realizado pelo longo abdutor do polegar, pelo logo extensor do polegar e pelo curto extensor do polegar (7).

Os músculos intrínsecos da mão, tal como referido anteriormente, estão completamente introduzidos na mão. Os interósseos dorsais e o abdutor do dedo mínimo realizam a abdução dos dedos. Enquanto a adução é efetuada pelos interósseos palmares. O dedo mínimo e polegar têm um grupo de músculos que compõem a eminência hipotenar e a tenar respetivamente. A eminência hipotenar é constituída pelo abdutor do dedo mínimo, o curto flexor do dedo mínimo e o oponente do dedo mínimo. A eminência tenar é constituída pelo curto flexor do polegar, o curto abdutor do polegar e o oponente do polegar. Estas eminências estão implicadas no controle dos movimentos do dedo mínimo e do polegar respetivamente (7).

2.3 Biomecânica da mão

A biomecânica é a ciência que estuda a fisiologia e as atividades musculares das estruturas anatómicas dos organismos vivos e dotados de movimento. Tendo como base princípios físicos e matemáticos, o conceito da biomecânica surgiu há vários séculos sendo uma das primeiras observações feita por Leonardo da Vinci no século XVI (9). Mais recentemente, nos anos 70, esta ciência cruzou-se

com a disciplina da ergonomia, ciência que estuda as características laborais de modo a melhorar o conforto em todas as tarefas do nosso dia a dia, aumentando também a segurança, a eficiência e a produtividade das pessoas (9).

Como referido anteriormente, a mão humana é um dos mais complexos produtos da natureza, que se destaca pela alta capacidade de execução de tarefas do quotidiano e na sua performance nas várias facetas da arte. Não se trata apenas do facto de cada elemento que a compõem consegue realizar múltiplos movimentos, mas também pela coordenação entre os mesmos. Esta notória performance é possível devido a duas capacidades da mão, a preensão e a apreensão (2).

A preensão trata-se da capacidade de manipular um objeto, ou seja, da destreza da mão para se adaptar de acordo com a necessidade através da coordenação dos diferentes movimentos possíveis devido às características mecânicas e estruturais da mão. A apreensão trata-se da capacidade de obter informações do objeto ou meio com que se está a interagir e também da própria mão, como a posição em que se encontra (propriocepção¹). Sem a apreensão nunca se teria a certeza que se estaria a segurar um objeto sem confirmação visual, ou que o objeto se encontra seguro e não a escorregar. A pele da mão é a principal responsável pela capacidade de apreensão, mas além desta função aferente, ela tem também uma função eferente ao providenciar atrito entre a mão e o objeto (2).

Os movimentos da mão podem ser definidos como ativos ou passivos, sendo os ativos os movimentos alcançados pelos músculos associados à articulação e os passivos por auxílio externo. Neste sentido a amplitude do movimento é diferenciada como ativa ou passiva, e quantificada como deslocação angular. Os valores das amplitudes dos movimentos em torno das articulações são medidos a partir da posição anatómica e podem variar significativamente entre indivíduos.

Os movimentos podem ser classificados como flectores quando o ângulo realizado por um segmento em relação ao segmento proximal diminui, ou extensores quando se dá o inverso. Quando a extensão ultrapassa o movimento normal então passa a ser classificada como hiperextensão, é caso disto a hiperextensão dos dedos relativamente à articulação MCF (Figura 2.3-a). Os movimentos também podem classificados como adutores ou abdutores, um bom exemplo destes é o observado na mão com o juntar e afastar os dedos (Figura 2.3-b), mas também se aplica a mesma terminologia com os membros superiores e inferiores (13).

Como referido antes, os dedos apresentam três articulações uma MCF e duas IF, sendo que as IF podem ser classificadas como distais ou proximais caso estejam mais perto da extremidade do dedo ou mais perto do centro da mão, respetivamente.

¹ Propriocepção – Também denominada por cinestesia, trata-se da perceção do próprio corpo nomeadamente a posição, localização e orientação deste, ou partes deste relativamente umas às outras. Este fenómeno também engloba a perceção da força exercida pelos músculos.

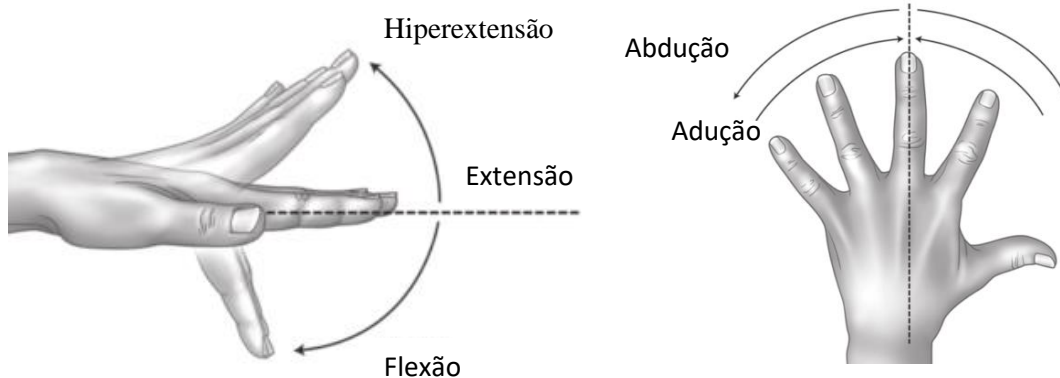


Figura 2.3 – Classificação do movimento em torno das articulações metacarpofalangeana (13).

Os dedos de *II* a *V* apresentam movimentos semelhantes entre si, sendo que todos são capazes de realizar flexão (Figura 2.4) e extensão em torno das três articulações e abdução e adução em torno da MCF (Figura 2.3-b). Sendo a extensão a posição anatómica ao fletir a IF distal apresenta ao fletir uma amplitude de $[0^\circ, 60^\circ/70^\circ]$, a IFP de $[0^\circ, 110^\circ]$ e a MCF $[0^\circ, 90^\circ]$, sendo a respetiva hiperextensão pode-se dar até 45° . A adução e abdução trata-se de movimento sem uma metodologia de medição pelo que não existem quantificações normais (13).

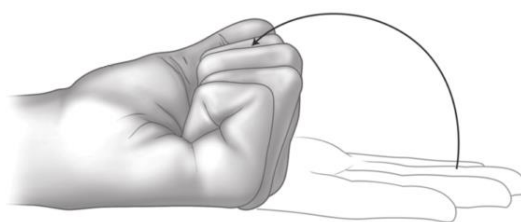


Figura 2.4 - Flexão das três articulações dos dedos *II-V* (13).

O polegar realiza movimentos mais complexos (Figura 2.5) do que os outros dígitos e por esta razão este é caracterizado isoladamente. Esta diferenciação deve-se essencialmente à sua estrutura que apresenta mais graus de liberdade, e à sua posição que possibilita a execução de um dos movimentos mais importantes da mão, a oposição do polegar aos outros dedos (Figura 2.5-a,b).

A flexão do polegar (Figura 2.5-c) é o movimento caracterizado por se dar na direção da base do dedo ao longo do plano da palma da mão, envolvendo múltiplas articulações, a carpometacárpica (CMC), a MCF e a IF. A extensão do polegar (Figura 2.5-c) trata-se do movimento oposto afastando o polegar do dedo *II*. A abdução e adução (Figura 2.5-d,e) do polegar são movimentos semelhantes aos dos outros dedos, pois dá-se igualmente no plano da palma da mão, mas em vez de realizar sobre a articulação MCF dá-se sobre a CMC. Por a adução/abdução decorrer no plano da palma da mão é, por vezes, referida como radial, mas quando o movimento se dá perpendicularmente à palma da mão é referida como palmar. É devido à combinação destes diferentes movimentos e à localização do polegar que este apresenta tanta funcionalidade (13).

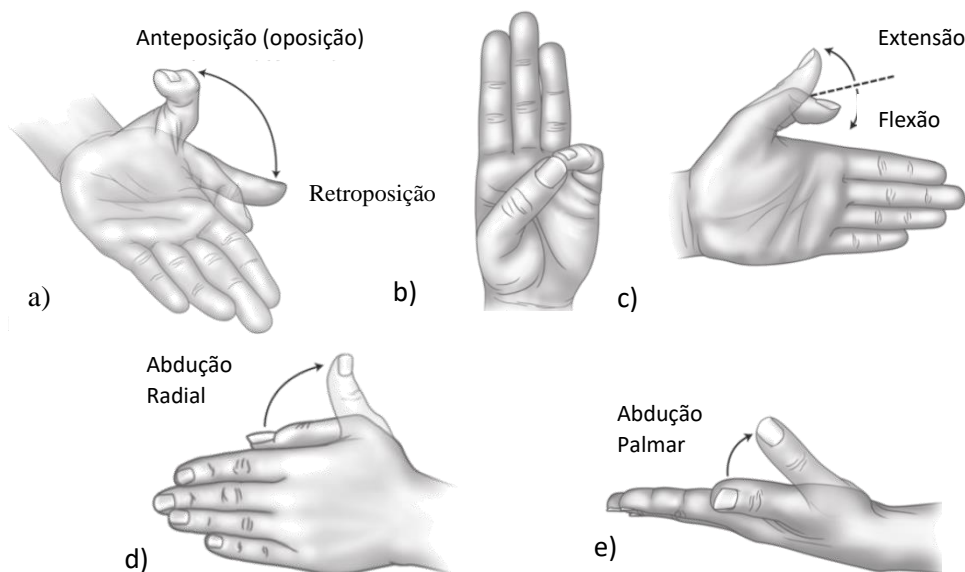


Figura 2.5 – Principais movimentos do polegar (13).

Os restantes movimentos da mão são realizados sobre a articulação do pulso, que se pode fletir e estender ao longo de um plano perpendicular à palma da mão até cerca de 80° e 70° respetivamente (Figura 2.6-a). O mesmo tipo de movimento pode ser realizado no mesmo plano que a mão sendo nesse caso referido como desvio radial ou ulnar, neste caso até cerca de 40° e 90° respetivamente (Figura 2.6-b) (13).

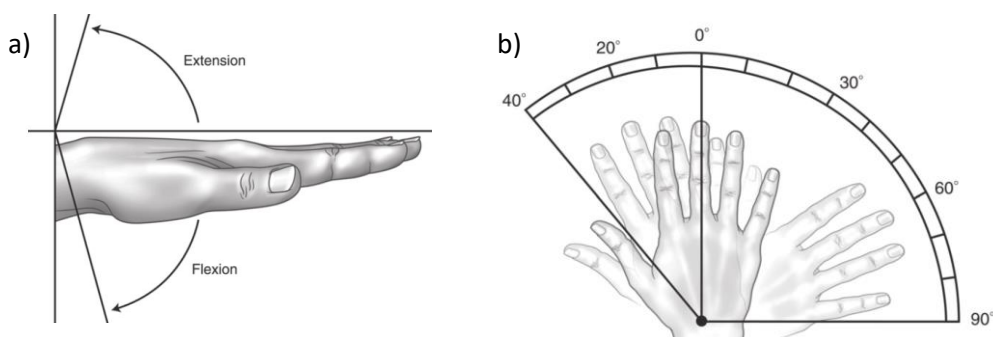


Figura 2.6 - Movimentos do pulso (13).

Os vários movimentos possíveis dos dedos permitem uma variedade de configurações possibilitando uma adaptação aos objetos que se tenta segurar. Embora as possíveis posturas sejam infinitas, existem algumas que são regularmente utilizadas no quotidiano, sendo importantes aquando do desenvolvimento duma mão protética pois serão requerimentos na funcionalidade da prótese.

As configurações das mãos para agarrar objetos, podem ser categorizadas como garras ou pinças. As principais pinças são denominadas por pinças digito-digitais que são compostas por dois dedos, o polegar em oposição ao indicador, e podem ser divididas em pinça de força (Figura 2.7-a) ou de precisão (Figura 2.7-b). Existem ainda as pinças tridigitais (Figura 2.7-c), similar à anterior, mas nesta intervém também o dedo médio, esta configuração é vulgarmente utilizada para escrever (2).

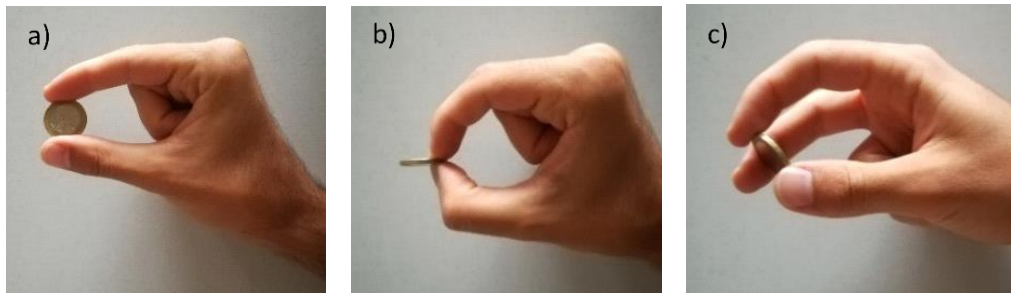


Figura 2.7 – Configurações estáticas: pinças digitais e pinça tridigital.

As garras são um método de agarrar objetos, mais robusto em comparação à pinça, sendo que a força máxima média é de 515 N . Isto é resultante de configurações mais robustas que permitem áreas de contato maiores e mais elementos em atuação.

Um exemplo de garra é a composta (Figura 2.8-a) que se trata, por exemplo, do ato de segurar um cartão ou uma chave, onde é realizada prensão através do polegar na zona lateral do dedo indicador.

A garra de força (Figura 2.8-b) utiliza os dedos todos sendo que os três primeiros aplicam a maioria da força e os últimos dois providenciam estabilidade.

A garra em gancho (Figura 2.8-c) é similar à de força, mas recorre apenas aos últimos quatro dedos e a garra palmar (Figura 2.8-d) recorre à palma da mão e aos cinco dedos (2).

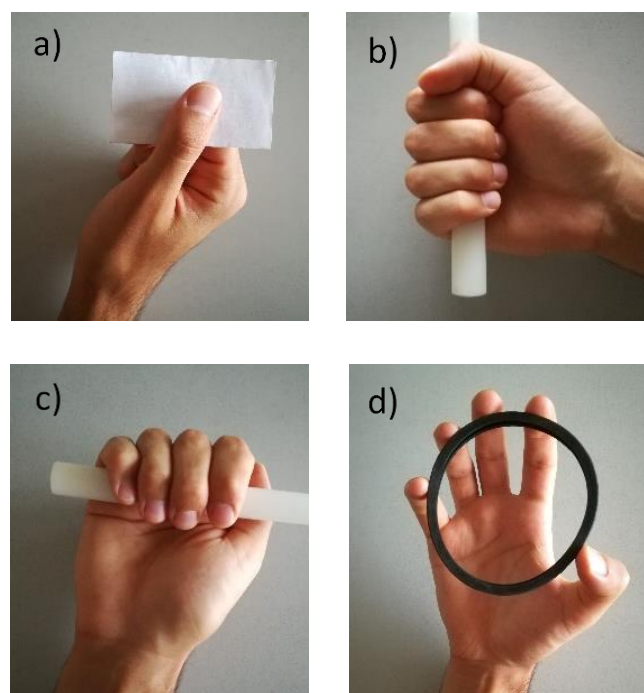


Figura 2.8 - Configurações estáticas da mão: a) Garra composta; b) Garra de força; c) Garra em gancho; d) Garra palmar.

3 Ortoprotesia: Estado de arte

A ortoprotesia é uma das 18 profissões que integram a carreira geral de Técnico de Diagnóstico e Terapêutica (TDT), cuja área de intervenção é a reabilitação de indivíduos com deficiência do aparelho neuro-musculo-esquelético, através da aplicação de dispositivos biomecânicos (14).

O ortoprotésico é o técnico responsável pela avaliação e reabilitação de indivíduos com problemas motores ou posturais, com a finalidade de conceber e/ou aplicar os dispositivos necessários e mais adequados à correção do aparelho locomotor (ortóteses), ou à sua substituição no caso de amputações (prótese), e de desenvolvimento de ações visando assegurar a colocação de dispositivos fabricados e respetivo ajustamento, quando necessário (14).

3.1 Próteses

É sabido que as próteses e ortóteses fazem parte da história da humanidade há milhares de anos, sendo que os primeiros registos surgem a cerca de 2500 A.C, no Egipto (5). Os pioneiros da ortoprotesia egípcios fabricavam as suas próteses rudimentares à base de fibras, e julga-se que a sua função era mais estética do que funcional. Contudo foi descoberta recentemente uma prótese de dedo grande do pé, conhecida como *Cairo toe*, nomeada como a primeira prótese de pé do mundo, que já apresentava alguma funcionalidade (15).

Existem outros registos de história como uma prótese de membro inferior datada de cerca de 300 A.C, que foi descoberta em Cápua, Itália em 1858. Esta perna Artificial tinha o objetivo de compensar uma amputação abaixo do joelho e foi feita a partir de bronze e ferro, com núcleo de madeira (16).

As guerras inevitavelmente estimulam o desenvolvimento de áreas como esta, é prova disso o desenvolvimento registado pelo estudioso romano Plínio, o Velho, a cerca de 23-79 D.C que escreveu sobre um general romano na Segunda Guerra Púnica (218-210 A.C), que teve o seu braço direito amputado e por isso arranjou uma mão de ferro formada para segurar o seu escudo e poder retornar à batalha (15).

A idade das trevas (de 476 a 1000) permitiu pouco progresso no desenvolvimento de próteses sendo esta marcada apenas pelo aparecimento do gancho de mão e a perna de pau. A maioria das próteses da época eram concebidas para esconder deformações ou feridas adquiridas em batalha, nesta época um cavaleiro era equipado com uma prótese que fora projetada apenas para segurar um escudo ou para uma perna para fixar nos estribos, dando-se pouca atenção à funcionalidade. Fora da batalha apenas os ricos tinham a sorte de poderem utilizar um gancho ou uma perna de pau. Era comum para comerciantes, incluindo armeiros, projetarem e criarem membros artificiais, por vezes pessoas de diferentes ofícios contribuíram para fazer dispositivos, os relojoeiros foram particularmente instrumentais na adição de funções internas intrincadas com molas e engrenagens (16).

O Renascimento (de 1400 a 1800) introduziu novas perspectivas de arte, filosofia, ciência, medicina e provou ser também um renascimento na história das próteses. As próteses durante este período foram geralmente feitas de ferro, aço, cobre e madeira. Em 1508, o mercenário alemão Gotz von Berlichingen tinha um par de mãos de ferro tecnologicamente avançadas, para a época, feitas depois da perda do braço direito na Batalha de Landshut. Por volta de 1512, um cirurgião italiano que viajava na Ásia registou as suas observações de um amputado bilateral de uma extremidade superior que foi capaz de remover o chapéu, abrir a bolsa e assinar seu nome. Outra história proveniente de um sultão turco relatava sobre um braço de prata que foi feito para o Almirante Barbarossa, que lutou com os espanhóis em Bougie, Argélia (16).

Uma figura importante a destacar na época é o barbeiro-cirurgião do Exército Francês Ambroise Paré, que é considerado por muitos como o pai da cirurgia de amputação moderna e do projeto protético. Paré apresentou procedimentos modernos de amputação à comunidade médica e concebeu próteses para amputados de extremidade superior e inferior, chegando inclusive a fazer um olho artificial ao longo dos seus anos de atividade. Numa das próteses desenvolvidas para membro inferior este projetou um dispositivo acima do joelho que era uma perna ajoelhada e prótese de pé que tinha uma posição fixa, arnês ajustável, controle de bloqueio do joelho e outros recursos de engenharia que são usados ainda nos dispositivos de hoje. O seu trabalho mostrou a primeira verdadeira compreensão de como uma prótese deve funcionar. Um colega de Paré, Lorrain um serralheiro francês, ofereceu uma das contribuições mais importantes para o campo quando ele usou couro, papel e cola em vez de ferro pesado no fabrico de próteses (15,16).

Em 1696 foi desenvolvida a primeira prótese não bloqueante a baixo do joelho, por Pieter Verduyn. Esta inovação veio mais tarde a ser o modelo para equipamentos de articulação e espartilho (16).

As guerras napoleônicas impulsionaram o desenvolvimento de próteses, principalmente na França e na Inglaterra. Em 1800, o londrino James Potts, projetou uma prótese feita de uma haste de madeira e uma meia, uma articulação de joelho de aço e um pé articulado que era controlado por tendões do intestino do gato ligados do joelho ao tornozelo. Esta prótese ficou conhecida quando um marquês, oficial de cavalaria de Wellington em Waterloo, Lord Uxbridge, tornou-se o seu portador ficando então conhecida como *Anglesy Leg* devido à ilha de Anglesea, onde Uxbridge residiu após perder a perna na batalha de Waterloo. Era uma prótese única que levantava o dedo do pé quando o joelho era dobrado a fim de reduzir a probabilidade de tropeçar, este conceito é ainda hoje usado. Mais tarde em 1839, após algumas mudanças na prótese, William Selpho levou a *Anglesy Leg* para os Estados Unidos da América onde ficou conhecida com *Selpho leg*. Mais tarde em 1846, Benjamin Palmer decidiu melhorar a perna de Selpho, adicionando uma mola anterior, dando uma aparência suave e tendões ocultos para simular o movimento natural (5,15,16).

Em 1863, Dubois Parmlee desenvolveu uma prótese com uma meia de sucção, joelho policêntrico e pé multiarticulado. Mais tarde em 1868, Gustav Hermann sugeriu o uso de alumínio em vez de aço para tornar os membros artificiais mais leves e mais funcionais. No entanto, o dispositivo mais leve teria que esperar até 1912, quando Marcel Desoutter, um famoso aviador inglês, perdeu a perna num acidente de avião e fez a primeira prótese de alumínio com a ajuda de um engenheiro, o seu irmão Charles (16).

A guerra Civil dos Estados Unidos da América, também conhecida como a Guerra da Secessão foi uma impulsionadora do desenvolvimento das próteses. À medida que a guerra civil avançava, o número de amputações aumentava, forçando os americanos a entrarem no campo das próteses. James Hanger, um dos primeiros amputados da Guerra Civil, desenvolveu o que ele mais tarde patenteou como *Hanger limb*. Pessoas como Hanger, Selpho, Palmer e A.A. Marks ajudaram a desenvolver a tecnologia das próteses através de refinamentos nos mecanismos e materiais dos dispositivos da época (16).

Ao contrário da Guerra Civil, a Primeira Guerra Mundial (1914 a 1918) não promoveu muito o avanço no desenvolvimento de novas próteses. Apesar da falta de avanços tecnológicos, houve avanço em áreas complementares e o Cirurgião Geral do Exército na época percebeu a necessidade e importância da discussão de tecnologia e desenvolvimento de próteses. Isso levou à formação da *Artificial Limb Manufacturers and Brace Association* (ALMBA) atual *American Orthotic & Prosthetic Association* (AOPA) (16,17).

Em Zurique, por volta de 1915, um conhecido cirurgião alemão, Ferdinand Sauerbruch, trabalhou com Aurel Stodola, um reconhecido engenheiro de turbinas e professor de mecânica do Instituto Politécnico de Zurique, para produzir uma prótese de mão controlada e alimentada diretamente a partir de músculos preparados cirurgicamente do membro residual. A técnica cirúrgica desenvolvida para atingir este mecanismo de controle biológico foi denominada de cineplastia de túnel muscular. Sauerbruch foi um dos primeiros médicos cirurgiões a recomendar esforços multidisciplinares científicos e de engenharia no campo da Ortopedia (5).

Depois da Primeira Guerra Mundial, os cirurgiões americanos estudaram métodos de reabilitação cirúrgica e protética na Europa, como a cineplastia de túnel de Sauerbruch e a forma cirúrgica de Krukenberg do raio e ulna do membro de amputados por baixo do cotovelo em dois grandes "dedos" que poderiam ser usados efetivamente para agarrar grandes Objetos. No entanto, nenhum trabalho de pesquisa e desenvolvimento foi promovido na América após a Primeira Guerra Mundial (5).

A Segunda Guerra Mundial levou a um aumento da pesquisa e desenvolvimento de próteses em todo o mundo. Na América, este aumento de investimento e por consequência, resultados, foi estimulado principalmente pelos veteranos amputados que ficaram desapontados, com o estado das próteses de membros, em 1945. Como consequência da sua pressão sobre os serviços e entidades responsáveis, o cirurgião geral do Exército pediu ao Conselho Nacional de Pesquisa que se convocasse uma reunião com o intuito de melhorar os serviços de resposta. Este encontro, realizado em Chicago em janeiro de

1945, produziu recomendações para estudos científicos e de engenharia de próteses de membros. Desse encontro foram realizadas as primeiras doações federais para promover a ciência e a tecnologia de próteses e amputações. As primeiras investigações incluíram visitas a instalações de próteses e ortóteses em vários países. As primeiras investigações foram bem-sucedidas, e o período de 1945 a 1975 foi talvez o período mais produtivo de próteses e ortóteses americanas e em todo o mundo (5,16).

Hoje em dia os dispositivos são moldados ao paciente e leves devido à utilização de plástico, alumínio e materiais compósitos. Em adição a isto o avanço da tecnologia associada à robótica como microcontroladores, motores e baterias, permite que os dispositivos projetados hoje em dia forneçam uma funcionalidade relevante. Com estes progressos as próteses são mais realistas e funcionais sendo capazes de imitar a função de um membro natural.

3.1.1 Próteses de membro superior

Nos dias de hoje existem muitos dispositivos prostéticos de membro superior, estes apresentam variadas formas e conseguem desempenhar uma ou múltiplas funções, variando de acordo com as necessidades e capacidades dos seus utilizadores (18).

De acordo com a funcionalidade dos diferentes dispositivos prostéticos podemos classificá-los, à priori, como passivos ou ativos (Figura 3.1). As próteses passivas podem ser classificadas como estéticas ou funcionais e as ativas de acordo com a fonte de energia da sua atuação, podendo ter origem numa fonte externa (exoenergéticas), fonte interna (endoenergéticas) ou até híbridas. Quando as próteses recorrem a fontes de energia externa podem ainda ser classificadas de acordo com o tipo de atuação, como elétricas ou pneumáticas (4).

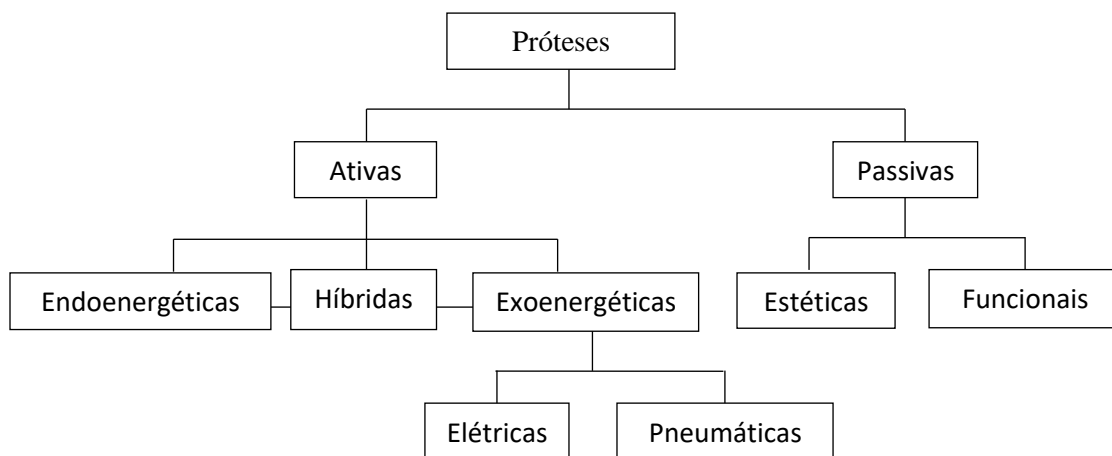


Figura 3.1 - Classificação de próteses de acordo com a sua atuação.

As próteses passivas são assim denominadas pois não apresentam nenhum atuador que induza movimento, resultando em dois tipos de funcionalidades possíveis: cosmética ou funcional. As próteses cosméticas (Figura 3.2-a) têm como único propósito substituir esteticamente a parte do corpo em falta, apresentando por isso uma aparência muito natural, baixo peso, e conforto (4). As próteses funcionais

\mecanismos e atuadores convencionais, que podem ser resumidos a sistemas de engrenagens, roldanas e cabos, sistemas de alavanca, molas, parafusos entre outros, atuados normalmente por pequenos motores DC que são controlados por microprocessadores e sensores, isto tudo alimentado por baterias (2). Apesar destes benefícios, estas próteses são geralmente mais dispendiosas, pesadas e ruidosas (19).

Atualmente as próteses de membro superior ativas, podem-se também classificar de acordo com a sua morfologia e mecanismos, dividindo-se em três tipos: ganchos, garras e mãos artificiais. Cada um dos tipos apresenta algumas vantagens e desvantagens, não existindo um que seja melhor para todos os tipos de situações, ou seja, cada um é mais apropriado para um tipo de envolvente: meio, necessidades e capacidades do utilizador (19).

O gancho evoluiu de prótese passiva para prótese ativa quando foi desenvolvido o gancho duplo com atuação mecânica, tendo sido o patenteado em 1912 por David W. Dorrance. Este dispositivo é, usualmente, de abertura voluntária, fechando depois automaticamente por atuação de uma mola ou de um motor elétrico, permitindo segurar um objeto entre os ganchos. É geralmente resistente e económico na aquisição e manutenção, contudo peca na estética.

Apesar de esteticamente não ser muito atrativo, o gancho duplo (Figura 3.4) devido à sua forma, permite que o utilizador consiga visualizar o objeto que está a tentar segurar, conseguindo-se assim feedback visual, o que não acontece sempre com os garras e as mãos artificiais que, devido à sua morfologia e volume, por vezes bloqueiam a visão (19).

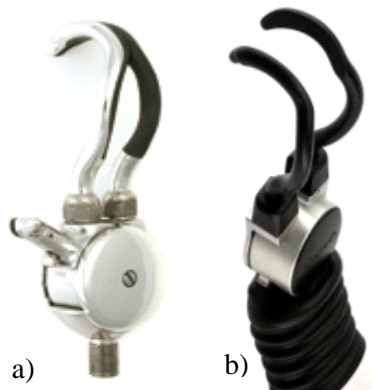


Figura 3.4 – Gancho duplo: a) mecânico (24); b) elétrico (22).

A prótese tipo garra (Figura 3.4), trata-se de um meio termo entre o gancho duplo e a mão artificial. Tal como o gancho duplo, esta apresenta duas estruturas principais, sendo que a única diferença é o facto das duas estruturas se assimilarem ao polegar e dedo indicador. Esta prótese não é muito apelativa visualmente, mas permite que se tenha um feedback visual superior ao da mão artificial. Ao contrário do gancho, este dispositivo é de preensão voluntária dando ao utilizador um feedback físico, sentido através da tensão do cabo de atuação, quando se trata de uma atuação mecânica (19).

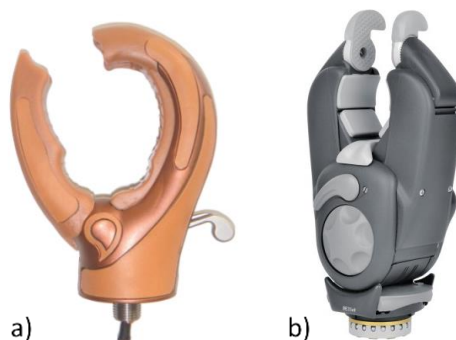


Figura 3.5 – Garra: a) mecânica (25); b) elétrica (22).

A mão artificial surgiu inicialmente como uma evolução da garra, quando esta foi revestida por uma estrutura semelhante à mão humana, conferindo-lhe uma aparência mais natural. As primeiras mãos artificiais tinham um aspeto rígido, algumas apresentavam apenas três dedos em vez de cinco e tinham muito baixa funcionalidade, pois apenas abriam e fechavam como uma garra (26). Hoje estas apresentam duas estruturas principais que compõem a garra, e que controlam duas zonas diferentes, o polegar e os restantes quatro dedos como um bloco, funcionando o conjunto como uma pinça.

Nesta primeira geração, encontram-se mãos artificiais que podem ser mecânicas ou elétricas. As mecânicas, tal como na garra, tem como vantagem o feedback físico e as elétricas são normalmente atuadas através de sensores mioelétricos, não depende da energia do utilizador e são mais semelhantes ao membro natural, contudo, é mais pesada e dispendiosa devido aos múltiplos componentes que a constituem (19).

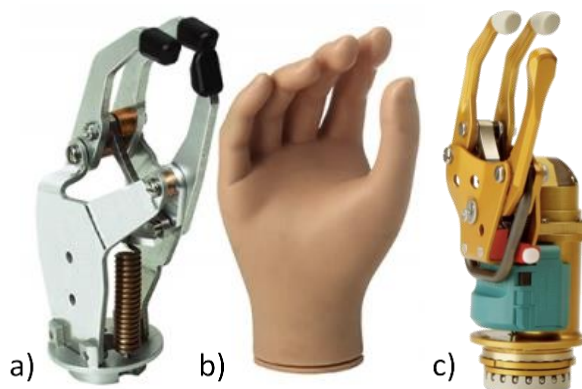


Figura 3.6 – Mãos artificiais de 1ª ger.: a) mecânica (20); b) luva cosmética (20); c) elétrica (22).

Apesar das próteses referidas anteriormente ainda serem bastante utilizadas, já existem próteses de mãos artificiais muito desenvolvidas, algumas delas contam até com várias versões. As mãos protéticas modernas são mioelétricas e poliarticuladas, ou seja, são próteses de mão antropomórficas, elétricas controladas por sensores mioelétricos com múltiplos ângulos de liberdade e dedos independentes articulados. Algumas das mais desenvolvidas são a “I-Limb Quantum” da Touch Bionics Inc., a “BeBionic” e a “Michelangelo” da Ottobock (4,27).

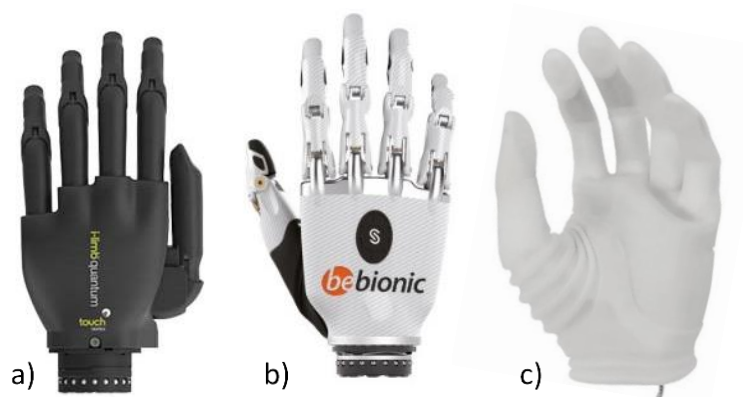


Figura 3.7 – Mãos artificiais de 2ª ger.: a) I-Limb Quantum (28); b) BeBionic (22); c) Michelangelo (22).

Estas mãos artificiais recorrem a tecnologia que permite satisfazer múltiplos requisitos exigidos pelos pacientes como uma aparência e movimentos próximos dos naturais, vários modos de aperto e ainda baixo peso (4). A aparência natural é graças ao *design* e montagem dos diferentes componentes que resultam numa morfologia muito aproximada à da mão humana, ao qual ainda pode ser adicionada uma luva estética que dá uma aparência superficial natural. O baixo peso e a capacidade de realizar múltiplos movimentos coordenados, são o fruto do desenvolvimento tecnologia na área da mecânica, materiais, eletrónica, programação entre outras.

Apesar do grande desenvolvimento que as mãos artificiais de segunda geração apresentam, uma das principais limitações que se mantêm nestas é a ausência de feedback sensorial, a que a última geração de próteses já veio dar resposta, é caso disto a “VINCENT Evolution” (Figura 3.8-a), da Vincent Systems GmbH e o “DEKA Arm RC”, da DEKA Research & Development Corp, também conhecido por “LUKE Arm” (Figura 3.8-b), comercializado pela Mobius Bionics (29).

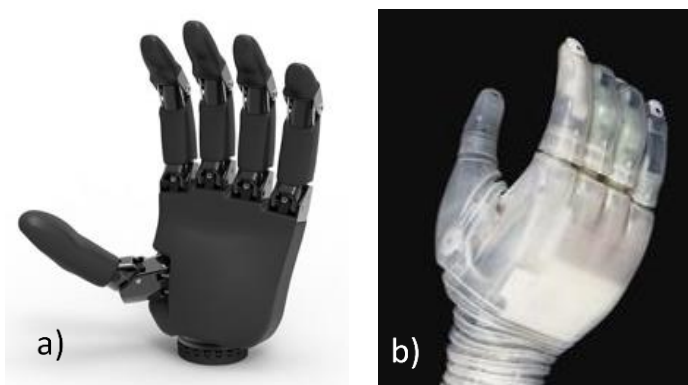


Figura 3.8 - Mãos artificiais de 3ª ger.: a) Vincent evolution 3 (30); b) LUKE Arm (31).

Ainda que tenha havido grandes avanços da tecnologia, as próteses de membros superiores são ainda afetadas por três grandes desafios: projeto mecânico eficiente e que contemple tanto a tecnologia como a estrutura; a implementação de controlo voluntário; custos.

Relativamente ao projeto mecânico da prótese, tenta-se conjugar a estrutura e a tecnologia necessária, desde sensores a atuadores, sem que seja comprometida a forma, o tamanho, o peso e o comportamento de uma mão natural (4). Embora este problema esteja quase resolvido, ainda é possível verificar no mercado próteses que apresentam um peso considerável como a LUKE Arm, que tem 1,4 kg (31).

Quanto à implementação do controlo voluntário, este desempenha um papel crucial na funcionalidade da prótese (4). Tem sido o principal foco de muitas investigações, sendo que uma significativa parte das mesmas focam-se na parte da recolha do sinal e associação desse sinal a um movimento, ou seja, concentram-se na área de controlo da prótese.

Isto acontece pois os clássicos controlos mioelétricos são do tipo *On/Off* ou técnicas proporcionais que não permitem o controlo de vários graus de liberdade em simultâneo, característica que surge nas próteses de segunda geração (4). Para conseguir executar estes movimentos mais complexos são utilizados sistemas que recolhem sinal bioelétrico usando técnicas invasivas, como o IMES³ e o TMR⁴, e não invasivas como o EEG⁵, o EMG⁶ e o FMG⁷ (4). Estes sistemas conseguem uma maior variedade e complexidade de sinal, permitindo assim uma manipulação mais diversificada da prótese.

Para que os movimentos possam ser devidamente executados, é necessária preparação e treino do utilizador, bem como a configuração do controlador da prótese (4). Como estes sistemas são mais dependentes do sinal recolhido, quando utilizam métodos não invasivos, são também mais sensíveis aos inconvenientes associados à degradação de sinal, provocado pelo suor ou pelo posicionamento inadequado da meia, e quando são utilizados métodos invasivos a preparação do paciente requer intervenção cirúrgica (4).

As investigações na área da ortoprotesia têm-se focado no controlo das próteses modernas, dando foco ao controlo em tempo real, que recorre a comunicação bidirecional e a novas estratégias de controlo que utilizam algoritmos adaptativos (4). Deixando como secundários o desenvolvimento de mecanismos e atuadores alternativos menos dispendiosos, e que possam dar resposta a problemas secundários, como ruído provocado pelos atuadores utilizados ou falta de complacência das próteses na interação com os objetos (4).

3.2 Níveis de Amputação

Como referido anteriormente, a ausência de um membro ou parte dele, pode ter origem numa malformação congénita, ou numa amputação (cirúrgica ou acidental). É importante a diferenciação da origem da ausência do membro pois a utilização de prótese poderá não ser igual. Por exemplo nos

³ IMES – *Implantable Myoelectric Sensors*

⁴ TMR – *Target Muscle ReinnerVation*

⁵ EEG – *Electroencephalography*

⁶ EMG – *Electromyography*

⁷ FMG – *Force Myography*

pacientes com deformações congênitas e uma vez que estes apresentam alguma mobilidade, poderá ser pensado um dispositivo protético possível de ser controlado. Por outro lado, as próteses para amputados podem ser padronizadas quanto ao tamanho e nível de amputação (2).

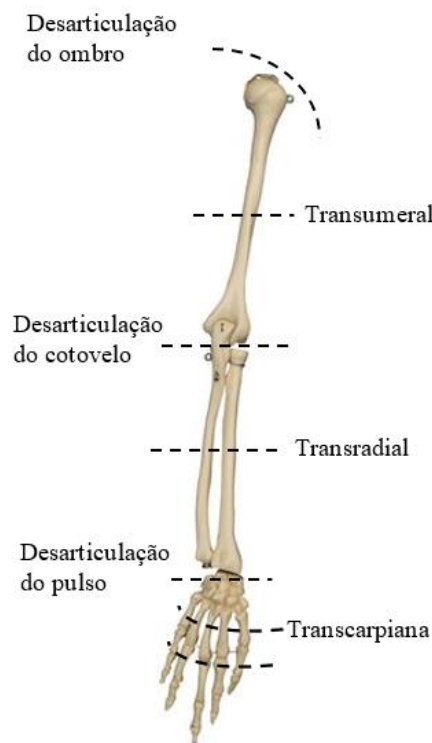


Figura 3.9 - Nível de amputação (11).

Quando as amputações são executadas cirurgicamente, é procurado que estas fiquem o mais distal possível para que se possa aproveitar o máximo do membro do restante. Ao manter o máximo possível do membro amputado, também denominado por coto, o paciente mantém mais capacidade físicas, a fixação da prótese é mais fácil e a complexidade técnica desta também diminui (2).

Existem vários níveis de amputação que são definidos de acordo com a sua localização. No caso do membro superior, como se pode verificar na Figura 3.9, começando pela extremidade, a amputação pode ser classificada como: transfalangiana, transmetacarpiana, transcarpiana, desarticulação do pulso, transradial, desarticulação do cotovelo, transumeral e desarticulação do ombro (32).

3.3 Métodos de Fixação

Um dos fatores de sucesso da prótese é o método de ligação ao corpo. Existem vários métodos para esse efeito, alguns designados por métodos de suspensão que têm em comum a existência de uma meia.

A meia é utilizada como interface entre o corpo e o dispositivo pois envolve o coto e liga-se à prótese, com o intuito de permitir uma ligação confortável e que fomente a sensação da prótese ser uma extensão do corpo (33).

A autossuspensão é um dos métodos de ligação da prótese ao coto, que garante a sua fixação devido ao formato da meia que envolve o coto, de modo a impedir escorregamento. Por vezes, na aplicação deste método é utilizado o alargamento nas extremidades dos ossos para engatar a meia (32,34).

O método de vácuo é outro método de suspensão no qual, como o nome sugere, a meia é submetida a vácuo para se manter suspensa. Para conseguir isto, a prótese contém uma válvula de sentido único que permite que o ar apenas saia, mantendo assim a sucção. Para que se consiga remover a prótese é geralmente a mesma válvula que possui um mecanismo de abertura, normalmente acionado manualmente, que permite que o ar entre eliminando o vácuo. Neste método o *design* da meia é crucial para que esta envolva perfeitamente o coto diminuindo a possibilidade de fugas de ar, que poderão levar ao escorregamento da prótese. A morfologia e o estado da superfície da pele do coto são igualmente importantes para que se consigam um bom vácuo, este não deve conter depressões que compliquem o ajuste da meia e a pele deve ser suave com cicatrizes devidamente saradas. Existem atualmente meias de vácuo elétricas que vão ajustando o nível de vácuo para garantir a que a meia fica devidamente suspensa sem comprometer a circulação do coto (22,32,34).

A suspensão por arnês é o modo mais versátil, que pode ser utilizado como método principal de fixação ou em conjunto com o referido anteriormente. Este método é maioritariamente aplicado nos membros superiores e recorre a cordas do tipo arnês enroladas ao tronco para fixar a prótese no local (32-34) .

Os amputados que recorrem aos métodos apresentados anteriormente defrontam-se com múltiplas adversidades. Por vezes, a meia constringe os movimentos do coto e peca em funcionalidade, estabilidade e conforto, principalmente quando o utilizador transpira. Em adição a estes inconvenientes, a meia e o arnês podem provocar irritações na pele (35,36).

Em 1990 na Suécia, adotou-se um método inovador que viria a dar resposta a alguns dos problemas dos métodos de suspensão convencionais, a osseointegração também referida como osteointegração (Figura 3.10). Esta técnica permite que haja uma ligação sólida entre o osso do coto e a prótese, conseguida pela intermediação de um implante de titânio. Para implementação deste método é requerido duas fases cirúrgicas, onde na primeira insere-se um implante intramedular roscado de titânio no tecido ósseo e aguarda-se 6 meses para que o osso e o implante se fundam. A segunda fase consiste na inserção de um conector de titânio por profusão à pele acoplado-a ao implante inserido na primeira intervenção, após um período de reabilitação a prótese é acoplada à extremidade no exterior do coto (35,36).

Apesar deste método ser mais complicado ao nível da cirurgia e da reabilitação, pois exige uma equipa multidisciplinar e um extenso período de reabilitação, o resultado apresenta vantagens comparativamente aos outros métodos. As vantagens passam por uma melhor estética, um aumento das capacidades físicas (ao ponto de se poder praticar desportos de alta competição), uma maior segurança e aumento da sensação de singularidade com a prótese. Este acoplamento é tanto melhor quanto mais

adequado for o tecido ósseo na sua estrutura, dinâmica e bioquímica, assim como a estabilização dos tecidos moles. Algumas das complicações associadas a este método passam por infecção, necrose cutânea, descelagem e fratura óssea (36).

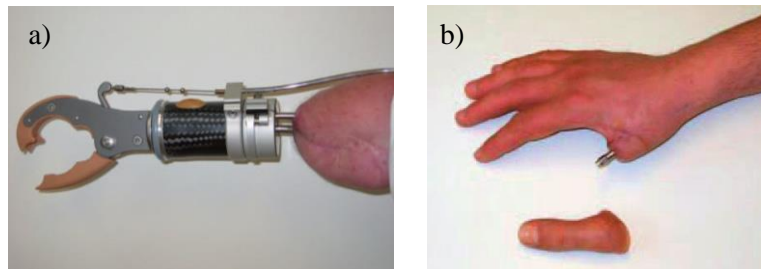


Figura 3.10 – Osseointegração com prótese: a) mecânica; b) cosmética (35).

3.4 Tecnologias Emergentes

Para o sucesso da adaptação do paciente ao novo membro artificial é necessário que haja um estudo elaborado do coto, prótese e em especial, o método de agregação da prótese ao coto. Devido à grande necessidade de melhorar continuamente o método de agregação da prótese ao coto do paciente, que se desenvolveram tecnologias que permitiram melhorar a conceção destes métodos.

Dentro das tecnologias emergentes, aquelas que mais se destacam são o uso de engenharia inversa, métodos de elementos finitos (FEM⁸) e prototipagem rápida.

Na ortoprotesia tradicional a conceção da meia é um processo que requer um trabalho manual meticuloso, cujo o resultado final depende da experiência e das ferramentas utilizadas pelo técnico ortoprotésico (37). Esta conceção da meia personalizada é indispensável para garantir o máximo de conforto ao paciente, pois o formato de cada coto é único (38).

O processo convencional utilizado pelos técnicos na conceção da meia requer múltiplas etapas que começam pela criação de um molde negativo a partir do coto. Uma vez seco, este molde é removido do coto e a partir dele é feito o molde positivo. Quando o molde positivo está pronto, é destruído o molde negativo. Este novo molde passa então por um processo de retificação onde é adicionado ou removido material em áreas críticas. Quando retificado, o molde positivo serve então de molde para a meia, tendo de ser destruído para a obtenção da meia (38).

Uma vez concluído o processo de conceção da meia, o paciente experimenta-a e avalia o nível de conforto e ajuste. Se o paciente não estiver satisfeito, o processo tem de ser reiniciado considerando o seu feedback, em especial no passo de retificação do molde, até que se consiga um resultado satisfatório (38).

Como evidenciado, todo o processo de conceção da meia pende da experiência, técnica e equipamentos do ortoprotésico. “Um técnico experiente poderá reduzir o numero de iterações

⁸ FEM – *Finit Elements Method*, ou em português, Método de Elementos Finitos

necessárias mas nunca as erradicar” (38), de facto o ajuste perfeito mesmo após de inúmeras iterações pode nunca ser alcançado e mesmo que seja alcançado é comum o coto mudar de forma, pelo que terá de se repetir o processo. Estas complicações tornam todo este processo, stressante e exaustivo para o paciente que já tem de passar pelo trauma da perda do membro (38).

Com o intuito de dar resposta à baixa eficiência do processo tradicional da ortoprotesia, que requer um extenso período de tempo e gera desperdícios devido ao seu processo manual e iterativo, esta tem vindo cada vez mais a adotar as tecnologias emergentes associadas à engenharia e inversa, análise FEM e prototipagem rápida, por fabricação aditiva, também conhecida por impressão 3D (37,38).

Estas tecnologias têm vindo a ser desenvolvidas ao longo das ultimas décadas com o intuito de auxiliar o desenvolvimento de produtos, sejam estes novos ou apenas personalizados, ajudando a reduzir a necessidade de protótipos e, por consequência, a reduzir os custos e tempo perdido associados a este (37).

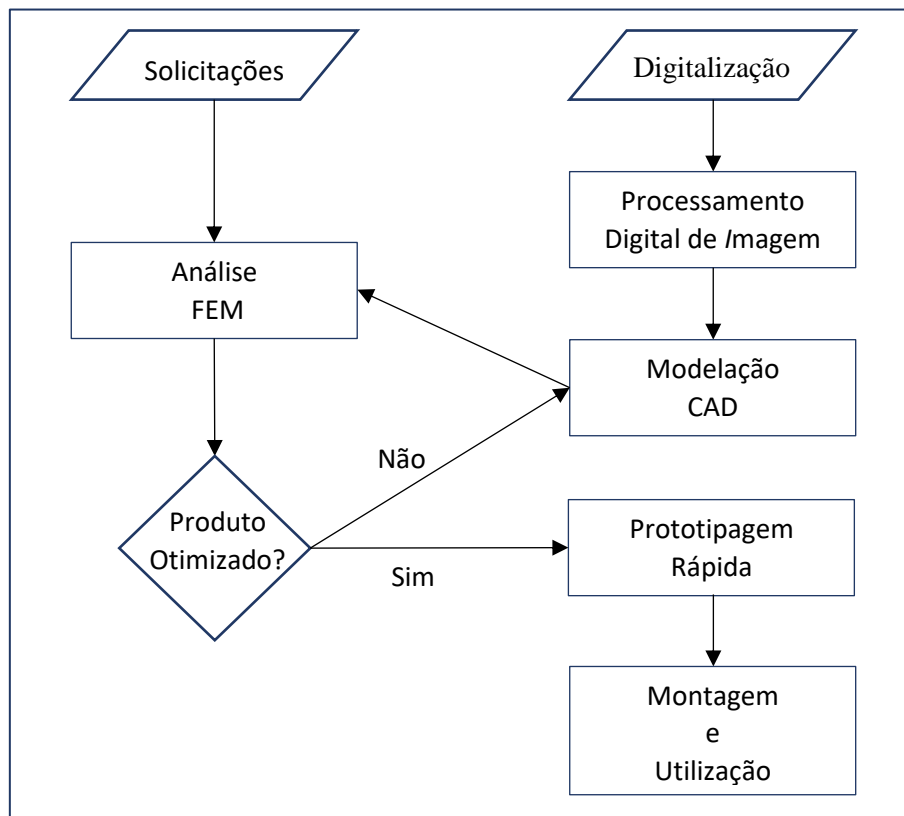


Figura 3.11 - Algoritmo das etapas a seguir pelo ortoprotésico quando recorre às novas tecnologias.

Na aplicação destas tecnologias emergentes à ortoprotesia, a conceção de uma meia para um amputado começa, segundo a metodologia da engenharia inversa, pela aquisição da forma do coto. A obtenção da forma do coto pode ser conseguida utilizando diferentes técnicas de digitalização, como por exemplo, o Scan 3D, a Tomografia Computorizada e a Ressonância Magnética (38,39). Esta digitalização quando processada, recorrendo a *softwares* próprios de processamento de imagem, é então

importada para uma plataforma *CAD*⁹ onde pode começar a ser modelado o produto a partir da forma digitalizada (38).

Quando concluída a modelação, a meia é analisada através de simulações onde se recorre a FEM para que seja avaliada a resposta do produto às solicitações. Estas simulações podem ser realizadas por outro *software* ou pelo mesmo onde se modelou, sendo neste caso o *software* também designado de CAE¹⁰. Nestas simulações são tidos em consideração os constrangimentos e carregamentos, aos quais a meia (forma e constituição) se encontra exposta durante a sua utilização. Estes constrangimentos dependem do tipo de meia e do método de fixação, já as solicitações dependem do utilizador da prótese, como o seu peso e as atividades que este irá realizar.

Com resultados satisfatórios o *design* é dado por concluído, e o modelo é importado, geralmente em formato *STL*¹¹, e recorrendo a técnicas de prototipagem rápida, a meia pode ser concebida facilmente, dentro de menor tempo e com uma qualidade superior relativamente aos métodos tradicionais (38,39).

Estas tecnologias emergentes, vieram auxiliar a conceção da meia dos amputados, mas permitiram também o início da personalização das próteses e ortóteses de maneira sustentável (39,40). A conceção de próteses ou ortóteses segue passos semelhantes aos da meia, sendo que a principal diferença surge no início, onde a recolha da forma não é a do coto, mas sim a do membro de interesse. No caso das próteses, o interesse encontra-se no membro intacto, para que a partir deste, o *design* da prótese se aproxime ao membro em falta e no caso das ortóteses é o membro que se pretende auxiliar. Os restantes passos são semelhantes, o modelo digitalizado é importado e a partir deste é modelado o produto final, iterando o *design* com as simulações, para que uma vez concluído o *design*, este seja fabricado por impressão 3D (39,40). A sintetização das etapas dos novos métodos utilizados pela ortoprotesia, encontram-se representadas no algoritmo da Figura 3.11.

3.4.1 Método de Elementos Finitos

Os métodos de elementos finitos, são uma metodologia de estudo de estruturas, possibilitada pela cooperação entre múltiplas áreas como a mecânica, a física, a matemática e a programação (41). Os FEM revelaram o seu interesse no fim dos anos 40 e início dos 50, quando se necessitava de estruturas aeronáuticas mais leves. Neste período e nos anos que se seguiram, esta metodologia foi pouco utilizada e desenvolvida devido à falta de capacidade computacional (42).

Hoje em dia a capacidade computacional é elevada, relativamente barata e os *softwares* dedicados a estas matérias encontram-se muito desenvolvidos, sendo cada vez mais fiáveis e intuitivos (42). Esta fiabilidade e intuitividade têm permitido a utilização destes *softwares* pela generalidade dos projetistas, o que tem levado a uma ascensão da utilização desta tecnologia (43). Porém, isto tem levado ao

⁹ *CAD* – *Computer Aided Design*, ou em português, Desenho Assistido por Computador.

¹⁰ CAE - *Computer Assisted Engenerring*, ou em português, Engenharia Assistida por Computador.

¹¹ *STL* – *Stereo Lithography*, ou em português, Litografia Estéreo.

desaparecimento do utilizador programador, dando lugar a uma geração de meros utilizadores que se limitam a escolher o *software* adequado, à sua utilização correta e devida interpretação de resultados, ficando o desenvolvimento de *softwares* restringido a empresas especializadas (43).

Os FEM, que comparativamente aos métodos tradicionais são muito mais eficientes, demonstram-se especialmente úteis no estudo de estruturas complexas (44). A essência dos FEM consiste na divisão de um domínio contínuo em vários subdomínios, denominados de elementos finitos (44). Ou seja, uma estrutura de geometria complexa é dividida em elementos mais simples que são caracterizadas por nós, sendo que quanto maior o número de nós maior a complexidade do elemento (42). Este subdomínio de elementos caracterizado pelos nós, é usualmente referido nos *softwares* como malha, ou em inglês, *mesh*. A escolha dos elementos da malha, bem como o tamanho dos mesmos, é importante para assegurar que a solução do problema converge com o seu refinamento (42). Concluída a estipulação da malha, é então aplicado sobre cada elemento, o processo físico através de funções de aproximação e são desenvolvidas equações algébricas relacionadas com as quantidades físicas em cada elemento (44). As equações de cada elemento são posteriormente agregadas respeitando continuidades ou balanços de continuidades físicas (44). Esta segmentação de domínios nos FEM não se restringe aos corpos das estruturas já que a mesma logística é normalmente também aplicada à origem do processo físico (solicitação), que é normalmente discretizada para que seja aplicada ao longo do tempo, de maneira gradual.

O produto destas simulações pode ser diversificado, mas neste contexto as conclusões são geralmente tiradas a partir das tensões e deformações resultantes. Quando o resultado não é satisfatório as propriedades do modelo (geométricas ou materiais) têm de ser retificadas, seguido de nova análise, repetindo-se assim de uma forma iterativa refinando e otimizando o produto final (38).

3.4.2 Impressão 3D

A impressão 3D é uma das técnicas de prototipagem rápida, do tipo fabricação aditiva. O conceito desta tecnologia consiste na divisão de um modelo 3D em múltiplas camadas que ao serem empilhadas formam o objeto final. No caso de uma aplicação de engenharia inversa, uma forma que foi obtida é dividida numa série de camadas que ao serem unidas formam uma aproximação ao objeto inicial (45).

Esta tecnologia tem vindo a revolucionar o mundo da indústria da fabricação cujas metodologias há muito se encontravam estagnadas. Devido às limitações da indústria atual esta favorece produtos que agradem o maior número de consumidores possíveis, dando ênfase ao conceito “*one size fits most*”, desconsiderando a personalização (45).

A fabricação por adição permite a fabricação de um produto completo num processo único, que envolve pouca programação, ou planeamento de fabrico, dado que todo o planeamento é feito por algoritmos assim que a forma 3D é importada, enquanto que no tradicional todo o processo é mais complexo. Isto inclui todo o tipo de produtos com formas complexas, furos, pormenores interiores e até mecanismos funcionais como sistemas de engrenagens ou rolamentos. Em adição a isto, na conceção do

produto é gerado menos desperdício e é requerido menos acabamento do que quando produzidos pelos métodos tradicionais (45).

As impressoras 3D, que possibilitam este tipo de concepção, encontram-se cada vez mais acessíveis às micro indústrias e aos consumidores dos produtos finais. Permitindo assim a criação de produtos personalizados de uma maneira sustentável (45).

Para fabricar as camadas, que formam os objetos, as impressoras 3D utilizam uma de várias técnicas: fusão de polímeros líquidos com um laser; ligação de partículas granulares utilizando um laser ou um material líquido de ligação; extrusão de material fundido (45).

Neste trabalho foram utilizadas impressoras que concebem os protótipos a partir de extrusão de material fundido, sendo que este material é trabalhado sobre a forma de filamento, razão pela qual este processo é referido como fabrico por fusão de filamento (FFF) (45). Este filamento é normalmente comercializado em rolos, podendo variar o seu comprimento total, bem como o seu diâmetro, sendo que este costuma ser entre 1,75 e 3 mm.

Quanto ao material que pode ser utilizado como constituinte, hoje em dia existe uma grande variedade sendo os mais comuns: o acrilonitrila butadieno estireno (ABS), o poliacido láctico (PLA), policarbonato (PC), poliamidas (nylon), Álcool polivinílico (PVA), poliestireno de alto impacto (HIPS) e de alta densidade (HDPE). Contudo existem alternativas como poliuretano termoplástico (TPU), que ao contrário dos anteriores é um material flexível.

As impressoras 3D do tipo FFF, concebem os produtos por fusão do filamento à saída do extrusor, que é alimentado por um *gripper*, que como nome indica, agarra e puxa o filamento na direção do extrusor. A zona de deposição do material fundido é denominada de placa de construção, que pode ser de madeira, alumínio protegida geralmente por uma placa de vidro. Em alguns modelos esta placa contém um sistema de aquecimento para melhorar a qualidade final do produto (45).

O posicionamento do extrusor ao longo do espaço relativamente à placa de construção é possibilitada pela atuação de motores. Em alguns modelos os motores controlam diretamente a posição do extrusor, mas noutros, uma ou mais das direções é controlada pela deslocação da própria placa. De acordo com o seu tipo de coordenação em cooperação com a estrutura da impressora são classificados em três estilos, ou técnicas: Cartesiano; Delta; Polar (45).

O estilo cartesiano (Figura 3.12-a) é baseado no sistema cartesiano do matemático René Descartes, utilizado para descrever a localização num espaço tridimensional recorrendo a três eixos (x,y,z), que neste tipo de impressora corresponde aos eixos de movimento do extrusor relativamente à placa de construção. O controlo de cada movimento em cada direção é independente formando um volume de construção paralelepípedo (45).

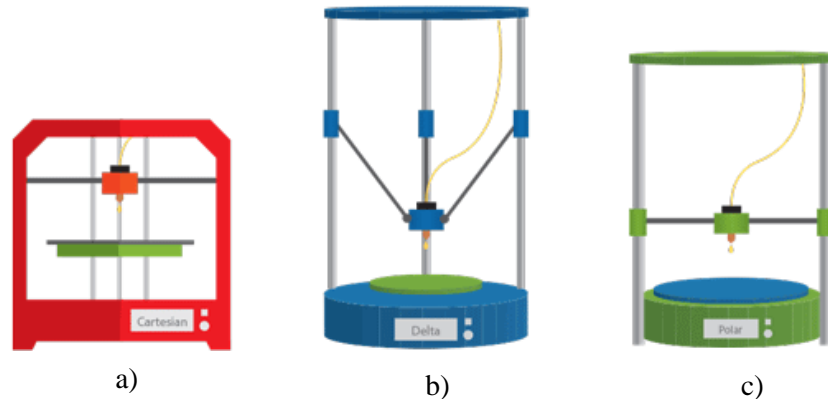


Figura 3.12 – Estilos de impressoras 3D FFF: a) Cartesiano; b) Delta; c) Polar (46).

O estilo delta (Figura 3.12-b) recorre a técnicas utilizadas na robótica, que neste caso se resume a três conectores que se deslocam ao longo de três eixos paralelos, e através de cálculos que consideram a posição dos três conectores a posição do extrusor pode ser calculada e vice-versa. Isto resulta no volume de construção cilíndrico (45).

Por fim, a técnica polar (Figura 3.12-c), envolve a rotação da placa de construção, ou do extrusor em relação a um ponto central para construir as camadas. Esta técnica tal como no sistema cartesiano conta um ponto de referência (origem [0,0,0]) e como no estilo delta este sistema resulta num volume de construção cilíndrico (45).

Independentemente do estilo de impressora, para delimitar o percurso que a impressora tem de percorrer para conceber o produto final, é utilizado *software* dedicado. Este *software* verifica se o modelo é válido, orienta-o no espaço de impressão, e se necessário cria material de suporte, o produto do seu trabalho vem sobre a forma de uma linguagem de controlo, denominada G-code.

O principal fator de controlo da qualidade do produto é a devida parametrização e calibração do equipamento. A parametrização consiste na definição de parâmetros como temperatura de extrusão, temperatura da placa de aquecimento, velocidade de impressão e retração. A calibração é o que assegura o comprimento dos parâmetros referidos, entre outros. Assegurando-se assim que o material está a ser devidamente trabalhado, geralmente de acordo com as recomendações do seu fabricante, maximizando a qualidade do produto final.

4 Projeto da prótese

O projeto da prótese foi realizado ao longo de vários passos com o objetivo final de se obter uma prótese funcional e esteticamente apelativa. Para que se conseguisse uma prótese com uma forma natural foram aplicadas técnicas de engenharia inversa. Isto foi seguido pelo projeto de atuadores, que viriam a simular os dedos, recorrendo a modelação e simulações que validassem o *design*, tal como na metodologia apresentada na Figura 3.11, do subcapítulo 3.4 “Tecnologias Emergentes”. A tecnologia que foi adaptada para a constituição desta prótese recorre a uma ramificação da robótica designada de *soft robotics*, caracterizada pelos seus métodos de atuação alternativos, baixo peso e custos, e constituição *soft*. Uma vez realizado o projeto dos atuadores, estes foram fabricados e, para conclusão da prótese foi ainda modelada e fabricada a zona da palma da mão.

4.1 Tecnologia *Soft robotics*

Com a expansão da robótica para áreas relacionadas com a saúde, exploração de territórios e interação com humanos, as soluções convencionais da robótica presentes na indústria são insuficientes para dar respostas às necessidades destas disciplinas (6). A robótica tradicional dispõe de produtos capazes de uma grande potência e precisão, mas na interação com organismos ou ambientes revelam dificuldade devido à alta variabilidade e sensibilidade destes (6).

A *soft robotics* é o produto da robótica inspirada na biologia, e têm o potencial de dar resposta a algumas das dificuldades que surgem na robótica convencional (47). Ao contrário da robótica convencional, que apresenta estruturas rígidas (Figura 4.1-a), na *soft robotics* surgem máquinas compostas essencialmente por materiais flexíveis que permitem elevadas deformações contínuas, com pequenos raios de curvatura, que resultam numa elevada complacência durante a interação, ou seja, numa adaptabilidade morfológica ao meio, ou objeto com que entram em contato (Figura 4.1-b) (6,47,48). Para além disto devido à sua composição conseguem ser mais leves que os convencionais, são económicos pois são fáceis de fabricar e apresentam ainda um bom rácio de potência-peso (49).

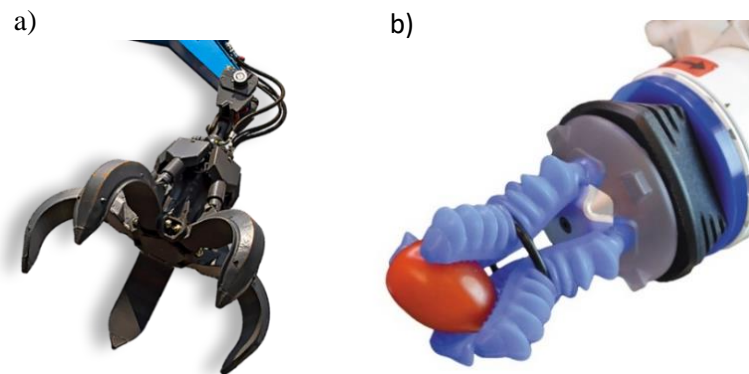


Figura 4.1 - Garra robótica: a) rígida (50); b) *soft* (51).

Como referido, as características mecânicas dos *soft robots* advêm da composição das suas estruturas, que são maioritariamente constituídas por materiais que apresentam um comportamento elástico (48). A constituição destes robôs pode consistir em fluídos, géis, polímeros suaves e outros materiais suaves que apresentam comportamentos mecânicos semelhantes aos observados na biologia (6).

Um dos polímeros mais requisitados na *soft robotics* é a borracha de silicone, tal como outros materiais utilizados, este é maleável e elástico, o que permite que se deforme muito e que absorva grande parte da energia resultante das colisões durante a interação (47). Este comportamento é um dos que leva a que a dinâmica dos *soft robots* se assemelhem às biológicas, tal como um tentáculo de um polvo que consegue suavemente envolver um objeto e segurá-lo sem o danificar. A segurança durante as interações é conseguida pela complacência gradual do tecido mole, do polvo (Figura 4.2-a) ou do *soft robot* (Figura 4.2-b), que leva a que haja uma grande área de contacto evitando colisões e concentrações de tensões (6).

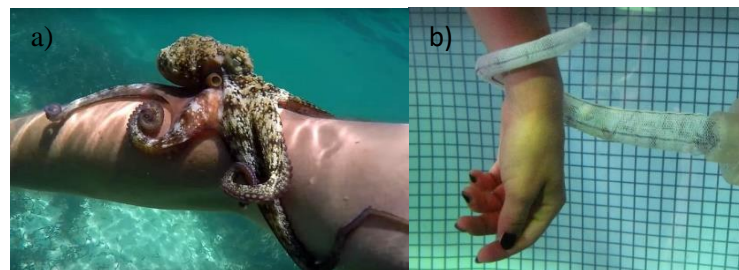


Figura 4.2 - Complacência do membro de um: a) polvo (52); b) *soft robot* (53).

Existe uma grande variedade de estruturas na natureza compostas por materiais *soft* e que, devido a essa composição apresentam um elevado número de graus de liberdade possibilitando um número ilimitado de movimentos. É caso disto a língua dos mamíferos, a tromba de um elefante, um tentáculo de um polvo, entre muitos outros (54). Os *soft robots* têm o potencial de mimetizar estas estruturas naturais conseguindo-se fletir, torcer, estender e contorcer (54).

Existem várias técnicas de atuação de *soft robots* como por exemplo: atuação por tendões recorrendo a cabos ou *shape-memory alloys*; atuação elétrica utilizando polímeros eletroativos; e ainda atuação por fluído (FEA¹²), podendo esta ser pneumática ou hidráulica (47,55).

Os FEAs consistem em estruturas compostas por uma ou várias câmaras interligadas e constringidas fisicamente que quando pressurizadas, pneumáticamente ou hidráulicamente, realizam movimento (47). Neste trabalho propõem-se a utilização de FEAs para atuação da mão protética, mais em concreto FEAs pneumáticos também designadas por *soft pneumatic actuators* (SPAs¹³) (49).

Existem várias vantagens em utilizar ar na atuação, como o facto de o ar permitir uma atuação rápida devido à baixa viscosidade que apresenta, estar disponível na atmosfera, ser leve e não poluente (56).

¹² FEA – *Fluidic Elastomer Actuator*, ou em português, atuador elastômero fluído.

¹³ SPA – *Soft Pneumatic Actuator*, ou em português, Atuador pneumático suave.

Em adição a estas vantagens, o facto desta uma energia ser muito utilizada pela indústria, a tecnologia associada à manipulação e controlo desta encontra-se muito desenvolvida (56).

Os SPAs têm sido alvo de alguma atenção nos últimos anos devido à sua fácil fabricação, alta personalização, constituição suave e um output de força capaz (57). Apesar das capacidades e potencialidades, estes atuadores ainda não são muito utilizados por não terem um comportamento padronizado, limitando-os nas aplicações com requerimentos restritos (57).

Os SPAs podem ser classificados relativamente à sua estrutura como: *pneumatic artificial muscles* (PAMs), *fiber-reinforced actuators* (FRAs) e *pneu-net ctuators* (PNA's) (56,58,59).

Os PAMs, ou em português músculos artificiais pneumáticos, foram os primeiros SPAs a serem desenvolvidos por volta dos anos 50 (60,61). Originalmente os PAMs foram denominados como *McKibben artificial muscles*, em nome do seu inventor Joseph Laws McKibben (60,61).

Os PAMs apresentam uma estrutura tipo tubo de borracha envolvido numa malha que se comporta como uma articulação em tesoura (Figura 4.3), que ao ser pressurizado contrai ou expande axialmente (54). A resposta à pressurização varia de acordo com um ângulo (α) que a malha apresenta, cujo se for a baixo de um valor crítico (α_c) permite que expansão do tubo aconteça apenas radialmente, levando à contração axial do tubo (Figura 4.3-a), e acima desse valor permite apenas uma expansão axial (Figura 4.3-c) (54). Caso o $\alpha = \alpha_c$ então o PAM não expande nem contrai axialmente (Figura 4.3-b) (54).

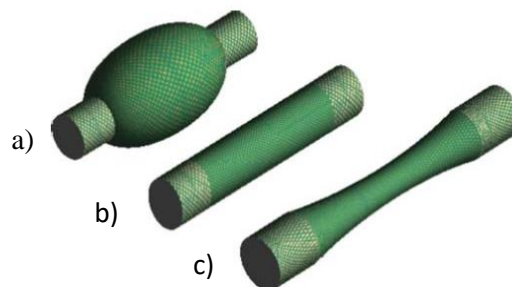


Figura 4.3 - Musculo artificial pneumático pressurizado: a) $\alpha < \alpha_c$; b) $\alpha = \alpha_c$; c) $\alpha > \alpha_c$ (54).

Os FRAs, ou em português, atuadores reforçados por fibras, vieram a ser desenvolvidos cerca de duas décadas depois dos PAMs. Estes consistem numa câmara geralmente tubular, constituída por um material elástico, que está envolvida por malha de fibras (Figura 4.4-a) e que contem uma lamina de material inextensível fixa no lado inferior (Figura 4.4-b). Ao contrário do PAM, este atuador ao ser pressurizado flete, em vez de contrair ou estender. Isto deve-se ao facto de a malha e a lâmina impedirem a expansão radial e axial na zona inferior, enquanto na zona exterior a malha permite sobretudo uma expansão axial, que aumenta gradualmente desde a zona inferior. É a combinação da atuação destes dois componentes que leva à flexão do atuador (62,63).

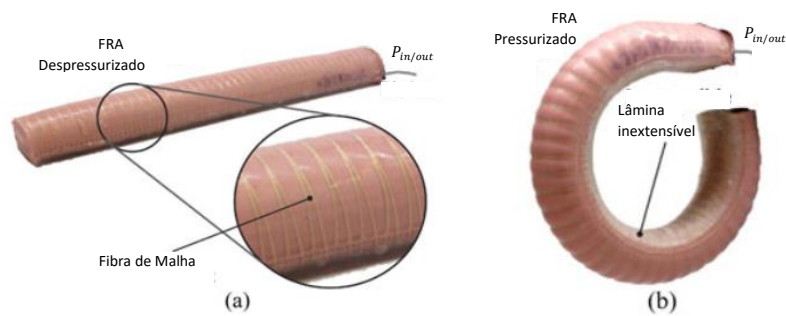


Figura 4.4 – Atuador reforçado por fibra: a) Despressurizado; b) Pressurizado (63).

Em *pneu-net actuators* (PNA's), o termo *pneu-net* advém da estrutura principal que compõe este atuador, que é caracterizada por ter uma rede (*net*) de câmaras atuadas pneumaticamente (*pneu*) (56). Tal como os outros atuadores este é composto de um material elástico, contudo ao contrário dos outros, este atuador não está envolvido por uma malha, em vez disso, este apresenta múltiplas câmaras que interagem entre si induzindo o movimento (Figura 4.5). Tal como no FRA, este atuador apresenta normalmente uma lâmina inextensível que condiciona o seu comportamento mecânico. Este comportamento é também influenciado pelas características estruturais e dimensionais do PNA como diferenças de espessuras, alturas, comprimentos e larguras, o tipo de interação entre as câmaras ao serem infladas (56,57).

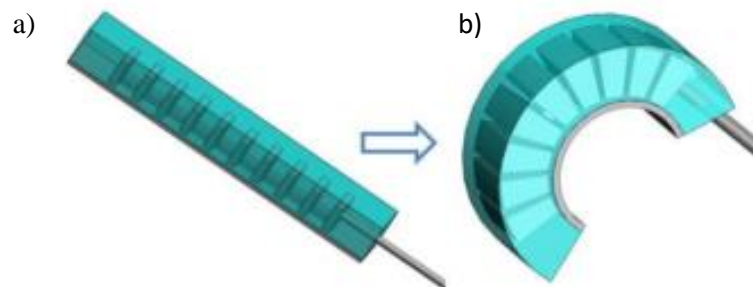


Figura 4.5 – Atuador Pneu-net: a) Despressurizado; b) Pressurizado (57).

Para este projeto decidiu-se utilizar os PNA's como atuadores para simular os dedos da mão protética. Esta decisão teve como maior peso o facto destes atuadores serem mais simples de fabricar e personalizáveis, comparativamente aos outros descritos anteriormente.

4.1.1 Caracterização dos PNA's

Para que os atuadores fossem concebidos com critério foi necessário compreender e conseguir caracterizar PNA's, contudo, estes atuadores tal como os restantes SPA's, são difíceis de caracterizar mecanicamente.

A quantificação analítica do output de força e movimento realizado, através do conhecimento da pressão aplicada à estrutura é difícil de ser prevista com precisão, devido ao seu comportamento não-linear.

Existem dois tipos de PNA's, os *slow pneu-net actuators (sPNA's)* e os *fast pneu-net actuators (fPNA's)* (Figura 4.6) (56). Os sPNA's foram os primeiros a serem desenvolvidos e são caracterizados por apresentar as câmaras unidas, ou seja, câmaras com paredes partilhadas (56,57). Devido à sua estrutura, os sPNA's requerem uma grande quantidade de energia sob a forma de volume de ar pressurizado, para realizar movimento (Figura 4.7) (56). Isto resulta em três fraquezas destes atuadores: atuação lenta, grande variação de volume e tempo de vida útil curto.

Com o intuito de reduzir a energia, volume e o tempo que os sPNA's necessitam para realizar movimento, o grupo de investigação de Whitesides, de Harvard, desenvolveu os fPNA's (56,64).

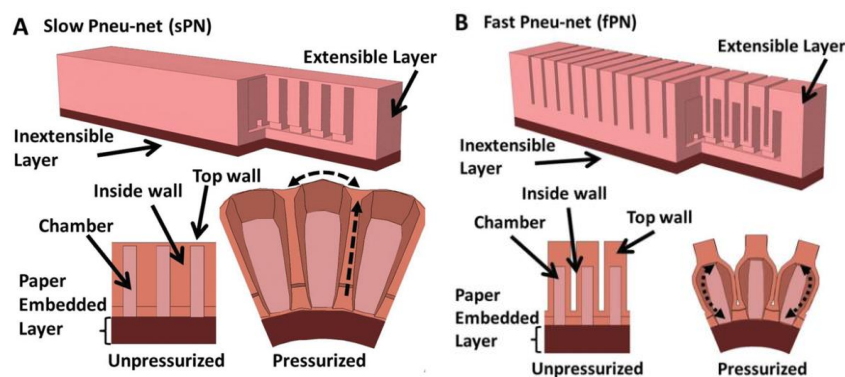


Figura 4.6 - Atuador pneu-net: A) Despressurizado; B) Pressurizado (48).

Os fPNA's, tal como o sPNA's, são compostos por uma camada superior extensível e uma inferior inextensível, contudo apresentam as câmaras parcialmente separadas na zona da camada extensível. Estes atuadores apresentam uma espessura inferior e uma área maior nas paredes interiores das câmaras comparativamente às restantes paredes. Esta característica leva a que a pressão induza a deformação preferencialmente nessas paredes mais estreitas e com maior área, conduzindo a deformação ao longo de um plano.

Em adição a este fenómeno, como as múltiplas paredes se encontram próximas umas das outras, ao expandirem interagem entre si empurrando-se induzindo o movimento. Esta diferença resulta numa atuação mais rápida pois requerem que menos volume seja injetado para concluir o movimento, como se pode verificar na Figura 4.7.

Ao requerer menos volume de ar para realizar a ação, os fPNA's são mais rentáveis energeticamente e ao serem mais rápidos permitem ações mais rápidas, razões pelas quais este tipo de atuador é o mais apropriado para aplicação em causa (56).

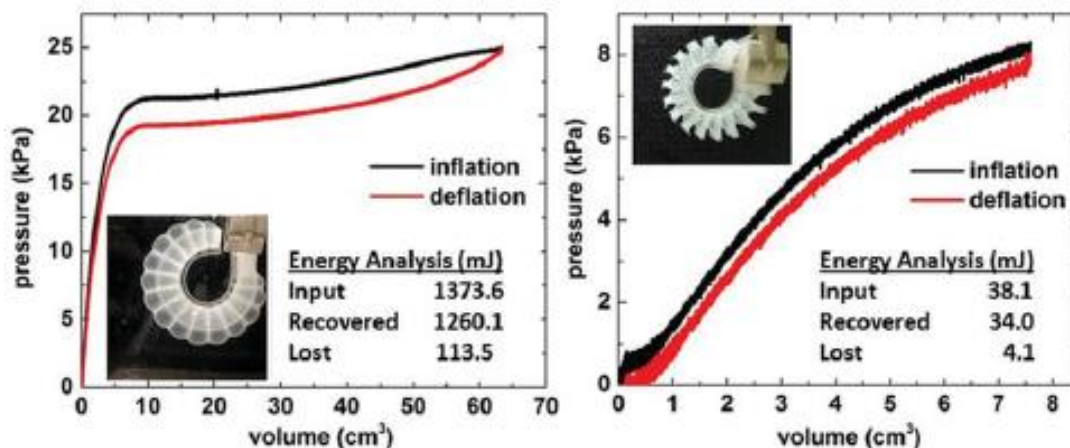


Figura 4.7 - Comparação da atuação entre sPNA e fPNA (56).

Nos vários estudos destes atuadores (56,57,65,66), são geralmente avaliadas as deformações e forças resultantes, tendo como variáveis o material, as características geométricas, as pressões e o caudal do ar, e ainda a temperatura ambiente.

A quantificação do impacto do material na atuação do PNA é difícil, não só devido ao facto dos materiais utilizados apresentarem um comportamento mecânico não-linear, como também devido à complexidade das estruturas dos próprios atuadores (56).

A rigidez do material afeta a pressão necessária para que o atuador flita, no sentido em que quanto maior a rigidez maior será a pressão necessária. Esta rigidez do material é afetada pela temperatura, na medida em que quanto maior a temperatura menor a sua rigidez e tenacidade, ou seja, menor a resistência à inflação e menor a pressão que consegue suportar (56).

Quanto à morfologia, a diminuição da espessura das paredes leva à diminuição da pressão necessária para realizar o movimento e aumenta a força realizada pelo atuador, no entanto, a pressão máxima que poderá ser aplicada reduz (56). Ou seja, para a mesma pressão, a diminuição da espessura das paredes, sem que seja ultrapassado o limite de cedência, resultará numa maior deformação e maior força resultante do atuador. O aumento da altura das câmaras aumenta o output da força, mas sem afetar consideravelmente o movimento do atuador (56). O aumento do número de câmaras resulta na diminuição da pressão necessária para realizar o movimento, bem como o volume de ar necessário (56,66).

4.2 Desenvolvimento da prótese

Concluindo-se que o atuador mais indicado para a prótese seria o fPNA, iniciou-se a modelação da mesma. Para isso recorreu-se a metodologias da engenharia inversa com o objetivo de aproximar, o máximo possível, o dispositivo à morfologia da mão. Obtida a forma da estrutura procedeu-se à modelação dos constituintes da prótese, iterando com simulações até se obter o produto final.

4.2.1 *Software* utilizado

O 3D Slicer trata-se de uma plataforma de *software* de código aberto para informática de imagem médica, processamento de imagem e visualização tridimensional. Este *software* já conta com cerca de duas décadas de desenvolvimento tendo dado os primeiros passos em 1997 e encontra-se atualmente disponível a sua versão estável 4.6.2. Esta plataforma tem a capacidade processar imagens provenientes de diferentes exames médicos como ressonância magnéticas, tomografias computadorizadas, ultrassons entre outros. O processamento destas imagens pode ter como objetivo possibilitar uma visualização mais intuitiva, fazer modelos 3D de partes de interesse para aplicações como a engenharia inversa, por exemplo. O 3D Slicer permite ainda controlo em tempo real para procedimentos guiados por imagem. Apesar de não ter permissões para uma utilização clínica, trata-se de um *software* reconhecido pela comunidade científica (67).

O SolidWorks é um *software* CAE desenvolvido pela SolidWorks Corporation que permite criar, simular e publicar modelos através de múltiplas ferramentas (68). Este *software* é vastamente reconhecido pela comunidade por ser muito intuitivo, fiável aumentando a eficiência no *design* de novos produtos (68). No desenvolvimento deste trabalho foi utilizado a versão de SolidWorks 2017 para estudantes fornecida pelo ISEL.

O Abaqus é comercializado pela Simulia da Dassault Systemes S.A, tal como o SolidWorks, mas foi desenvolvido pela HKS Inc. de Rhode Island, USA. Este *software* foi lançado 1978 contando assim com cerca de 17 anos de diferença de desenvolvimento comparando com o SolidWorks que surgiu em 1995. Para este trabalho recorreu-se a uma versão disponibilizada pela cooperação com a Universidade de Sevilha, pois a versão de livre acesso para estudante permite apenas o estudo de estruturas até 1000 nós, o que é insuficiente dado que o SolidWorks para uma malha normal (não fina) do atuador concluiu com 17727 nós (69).

4.2.2 Obtenção da forma

O desenvolvimento da prótese iniciou-se com a utilização de um exame de imagiologia realizado à mão direita, por tomografia computadorizada (TC). Este exame foi trabalhado por um *software* dedicado ao processamento digital de imagens médicas, o 3D Slicer, onde foram criados dois modelos anatómicos: um do volume total da mão, que foi trabalhado até se ter chegado à forma final da prótese; e o outro modelo do sistema esquelético que auxiliou a modelação da prótese ao providenciar pontos de referência. Isto veio a permitir a modelação de uma prótese personalizada, esteticamente apelativa e que se assemelha ao membro original.

Após a importação dos ficheiros, em formato DICOM, resultantes do exame imagiológico para o 3D Slicer, o produto deste é apresentado em três planos espaciais (Figura 4.8), sagital, frontal e horizontal, que se podem deslocar no espaço nas suas respetivas direções. Este deslocamento pode ser independente ou sincronizado dependendo de um ponto selecionado pelo utilizador em qualquer uma das três imagens.

Nestes três planos podem-se ajustar, em simultâneo, a intensidade e o contraste, podendo tornar mais perceptível as diferentes estruturas em cada imagem. Na Figura 4.8 é possível verificar a intensidade e o contraste utilizados, com o intuito de destacar a estrutura óssea.

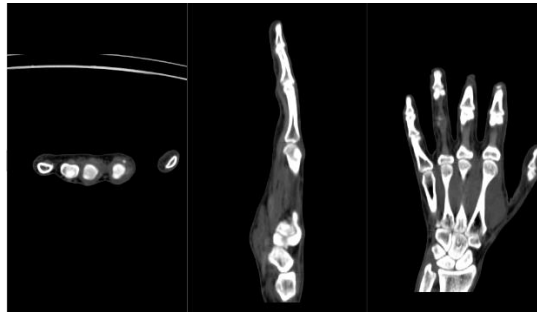


Figura 4.8 – Resultado do exame imagiológico por TC.

Ainda na Figura 4.8, é possível verificar que existem vestígios do objeto de apoio ao membro superior, durante a realização do exame. Como era pretendido que apenas a mão fosse transportada para o *software* CAD, foi necessário isolar o volume de interesse usando a função “CropVolume” (Figura 4.9) (70).

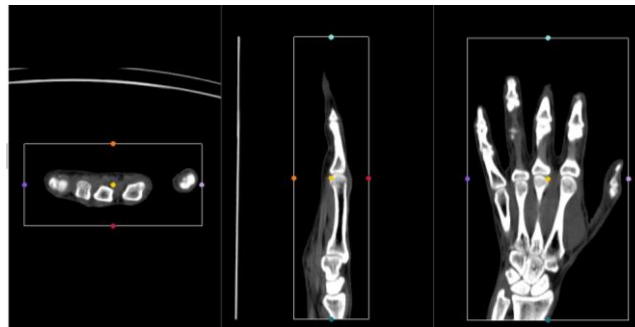


Figura 4.9 – Delimitação do volume de interesse da TC.

Uma vez delimitado o volume de interesse, este pode ser isolado criando um volume independente. A partir do novo volume e aplicando-se técnicas de *threshold* podem ser impostos filtros de intensidade que facilitam a identificação de diferentes estruturas presentes na imagem (70,71). Essas estruturas podem ainda ser etiquetadas, providenciando ao utilizador uma forma rápida de identificação de cada volume, pela cor ou nome, como mostrado na Figura 4.10.

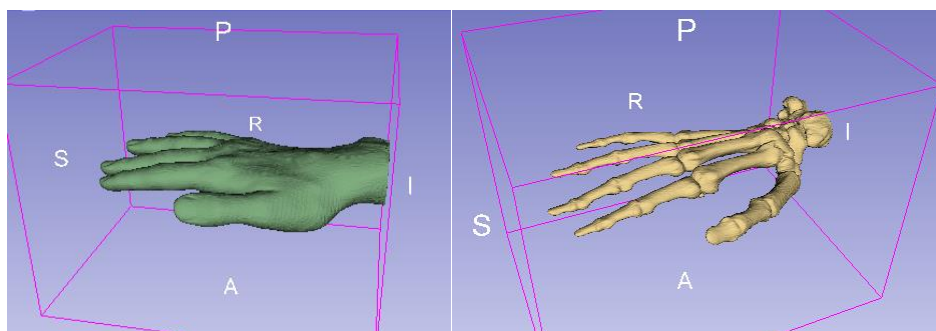


Figura 4.10 – Modelos finais da mão obtidos por processamento da TC: a) Volume total; b) Sistema esquelético.

Após o isolamento de cada volume de interesse é possível guardar os ficheiros em formato STL, que permitirá o seu tratamento em *softwares* CAD, como o SolidWorks.

Ao serem importados para o SolidWorks, estes modelos anatómicos podem ser abertos como sólido, superfície ou corpo gráfico. Este último trata-se de um modelo limitado à visualização e por isso foi automaticamente posto de parte no presente estudo.

Os corpos sólido e de superfície são modelos que podem ser utilizados para modelação, uma vez que já apresentam zonas de referência como faces, arestas e pontos, mas, tal como o nome suscita, o modelo sólido trata-se de um modelo preenchido, que contém mais informação, levando a que a sua modelação seja também mais pesada. Por esse motivo e tendo em conta a complexidade das malhas a tratar, decidiu-se tratar os diferentes volumes com modelos diferentes.

Relativamente ao modelo esquelético, onde se podem localizar as articulações MF, que correspondem ao ponto de início de flexão dos atuadores, decidiu-se importá-lo como superfície, já que a sua função será apenas a de auxiliar a localização dessas zonas de interesse.

Finalmente, o modelo da mão, onde se podem obter as dimensões exteriores e assim determinar o formato e comprimento dos atuadores, foi importado como sólido, para que a partir deste fosse modelada a prótese.

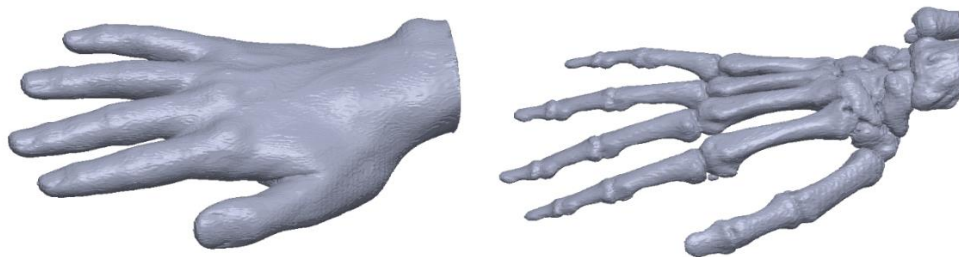


Figura 4.11 – Modelo de mão e sistema esquelético importados diretamente para o SolidWorks.

Como se pode verificar pela Figura 4.11, os modelos anatómicos ao serem importados diretamente para o SolidWorks, apresentam algumas irregularidades na superfície, podendo inclusivamente perceber-se a direção das ondas da TC, evidenciadas especialmente na zona do polegar no modelo da mão.

As irregularidades da superfície não são relevantes para a função do modelo do sistema esquelético, mas para o modelo da superfície da mão, uma vez que este servirá de base para a modelação exterior do atuador, compromete a estética da prótese. Por este motivo, optou-se por se recorrer ao *software* Geomagic da 3D Systems, em específico à sua extensão no SolidWorks, com o principal objetivo de reduzir esta rugosidade.

Em adição ao tratamento superficial, foi também possível fazer outras correções relacionadas com irregularidades da malha, que vieram simplificar o modelo, tornando-o mais leve, motivando assim também o processamento do modelo do sistema esquelético.

Para a utilização da extensão Geomagic, é necessário importar os modelos como malha poligonal, que foi depois tratada com o uso de algumas ferramentas como: “Repair”, que repara irregularidades na malha; “Smooth”, que suaviza a malha reduzindo assim a rugosidade; “Remesh” que atualiza a malha de acordo com as alterações realizadas.

Uma vez retificadas as malhas, foram concebidos os modelos finais, aos quais foi adicionada uma coloração natural, como se pode verificar na Figura 4.12.

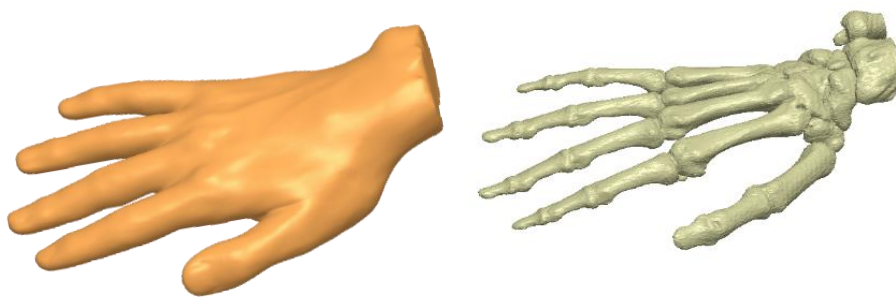


Figura 4.12 – Modelos anatómicos finais com coloração natural.

4.2.3 Determinação das zonas de interesse

Com os dois modelos anatómicos prontos para modelação, iniciou-se o processo de *design* da prótese. O primeiro objetivo da modelação foi delimitar as várias zonas de interesse que viriam a constituir os atuadores da prótese (dedos) e a zona rígida (palma da mão).

Apesar de os dedos serem estruturas fáceis de identificar no modelo do membro superior, a localização precisa pode ser difícil sem o destacamento das articulações MF, o que só é possível recorrendo ao modelo do sistema esquelético. Com isto na primeira etapa foi realizada uma sobreposição dos dois modelos, como se verifica na primeira descrição da Figura 4.13.

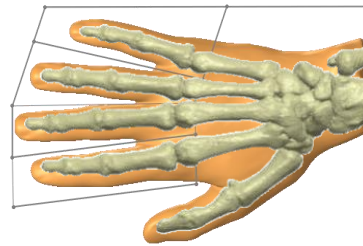
O segundo passo, apresentado na mesma figura, é a delimitação das áreas de interesse, correspondentes aos atuadores dos dedos de *II* a *V* a partir de um plano paralelo à palma da mão. Sendo que estas zonas de interesse, incluem toda a zona de deformação dos dedos durante a sua flexão, mais especificamente, desde a extremidade dos dedos de *II* a *V*, até às suas primeiras articulações MF. Este passo é seguido do isolamento destes mesmos dedos.

As mesmas etapas foram repetidas para o polegar, mas num plano próprio devido à localização diferenciada que este apresenta relativamente aos outros. Obtendo-se assim não só as formas iniciais de cada atuador, como também das suas zonas de suporte, da palma da mão e do pulso.

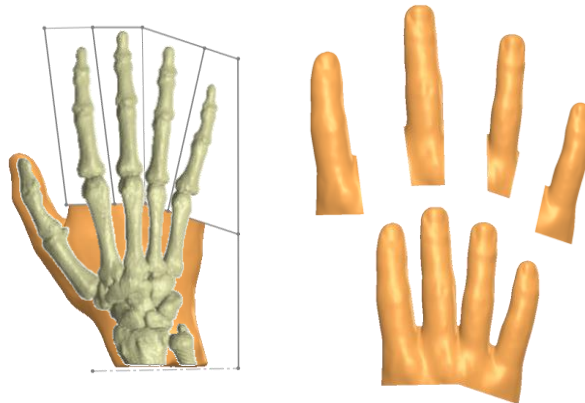
1° Sobreposição dos modelos



2° Delimitação dos dedos II a V



3° Isolamento dos dedos II a V



4° Delimitação e Isolamento do dedo I, palma da mão e pulso

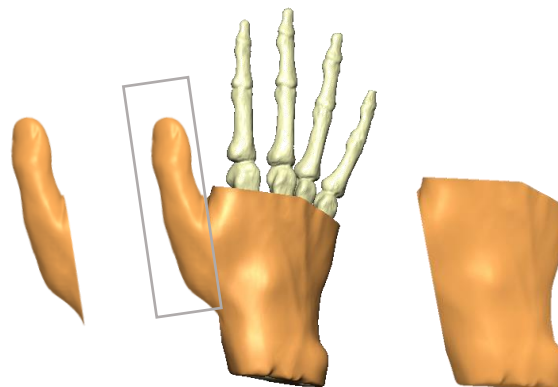


Figura 4.13 - Delimitação dos dedos.

4.2.4 Correção da postura natural da mão

Observando a forma conseguida, verifica-se que os dedos apresentam uma ligeira flexão (Figura 4.14), que advém da postura natural da mão, captada durante a realização da tomografia computadorizada. Para que a extensão máxima dos atuadores correspondesse às dos dedos, esta posição e a dos restantes dedos foram corrigidas através de modelação.



Figura 4.14 – Volume inicial para modelação do atuador correspondente ao indicador.

O processo de correção é apresentado na Figura 4.15 e é composto por várias fases. O primeiro passo desta modulação consiste na criação de um plano (Plane 44), que divida o dedo da forma mais simétrica possível, uma vez que é feito manualmente. Neste plano, tal como se pode verificar na Figura 4.15-a, foram desenhadas linhas guia que acompanham as zonas contínuas do dedo, com pontos de interseção nas zonas de descontinuidade, ou seja, nas articulações. Com estas linhas estipuladas seccionou-se o dedo, tendo em consideração os ângulos das linhas guias como se pode ver na Figura 4.15-b, para que quando fossem unidas as várias secções os ângulos se anulassem. Após a união das secções do dedo, como mostra a Figura 4.15-c, verificou-se que, apesar do dedo se apresentar direito, continha algumas descontinuidades nas zonas de união. Para corrigir as descontinuidades foi necessário fazer uma reconstrução nessas mesmas áreas, concluindo-se assim a reconfiguração do dedo indicador, como na Figura 4.15-d.

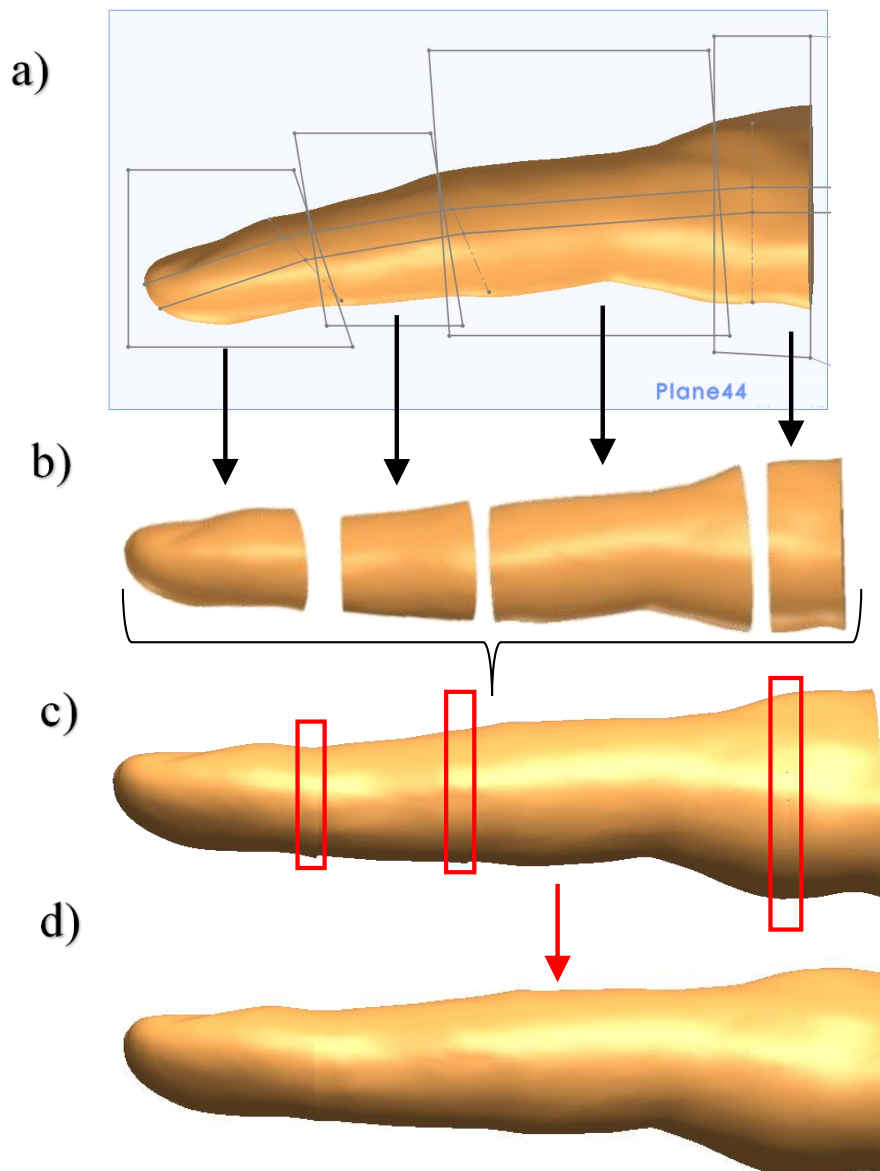


Figura 4.15 – Processo de correção da pose natural do dedo indicador: a) Delimitação; b) seccionização; c) Religação; d) Correção entre secções.

4.2.5 *Design* e estudo dos atuadores

No projeto destes atuadores foi estipulado que estes teriam de corresponder a certas expectativas funcionais e estéticas. As características funcionais seriam cumpridas se o atuador conseguisse fletir totalmente, sem se danificar e consumindo pouca energia, e as estéticas se a aplicação do conceito na forma obtida não alterasse, significativamente, a morfologia inicial. Em adição a isto pretende-se que estes atuadores fossem fabricados sem complicações.

Foi ainda definido que os atuadores desenvolvidos não iriam recorrer à camada inextensível, referida anteriormente, por dois motivos:

- O primeiro prende-se o facto de a aplicação desta camada ser pouco prática limitando os possíveis métodos de fabricação do protótipo;

- O segundo consiste no facto de que a função desta camada inextensível é impedir uma expansão axial, forçando uma flexão derivado à sua localização. Este fenómeno pode ser parcialmente compensando por uma maior concentração de material na mesma zona. Contudo esta compensação é parcial porque não se impede a expansão axial, mas como a rigidez nesta zona aumenta relativamente à parte superior do atuador esta expansão é desprezável e irá ainda assim conduzir à flexão.

Focando os atuadores individualmente e atendendo aos movimentos realizados por cada dedo do membro superior, é possível perceber que a nível funcional a ação crucial dos dedos é a flexão com exceção ao polegar que comporta uma função extra de oposição, que é conseguida pela rotação na articulação MF.

Estes dois movimentos diferenciados implicaram a criação de dois *designs* diferenciados entre o polegar e os restantes dedos. Por este motivo optou-se por iniciar o projeto de *design* dos atuadores mais simples, correspondentes aos atuadores de II a V, utilizando o indicador como referência.

Com o intuito de se realizar um estudo progressivo e validar conceitos revistos foi modelado primariamente um fPNA clássico, e só posteriormente, foram desenvolvidos os atuadores incutidos na forma obtida, por engenharia inversa.

O desenvolvimento do atuador do indicador concluiu-se com a geração de dois *designs*, devido a duas possibilidades de material e correspondente método de fabrico.

Tendo estes atuadores definidos foi então desenvolvido o atuador do polegar de acordo com o mesmo material selecionado, e por fim foi trabalhado o método de fixação dos atuadores e a zona restante da prótese (palma da mão e pulso).

No seguimento do trabalho para que houvesse uma descrição coerente e precisa entre o atuador desenvolvido e a bibliografia aplicada, foram sobrepostos os planos anatómicos ao dedo que analogamente corresponderão ao atuador, como mostra a Figura 4.16.

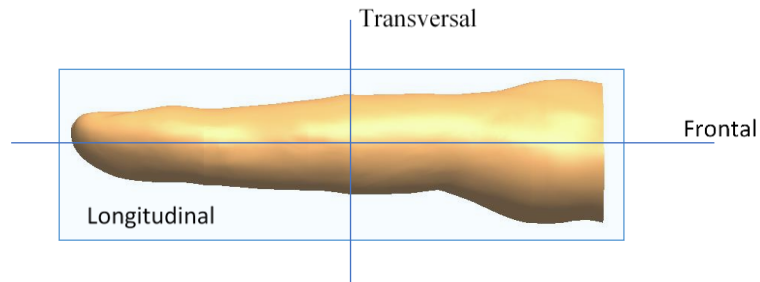


Figura 4.16 – Planos anatômicos aplicados ao dedo.

4.2.5.1 Atuador Clássico

O desenvolvimento deste modelo, construído de acordo com o revisto em 4.1.1 Caracterização dos PNA's, tem o objetivo de servir de padrão para comparações com os modelos e *designs* seguintes. Para a obtenção das cotas máximas do atuador, foi utilizado o volume total do dedo, que se pode verificar na Figura 4.17, obtendo-se assim o comprimento e secção. As restantes dimensões, nomeadamente a espessura das paredes, a profundidade dos cortes, a altura das câmaras e o espaçamento entre as mesmas, foram estipuladas de acordo com o revisto na bibliografia (64), ou conforme as possibilidades.

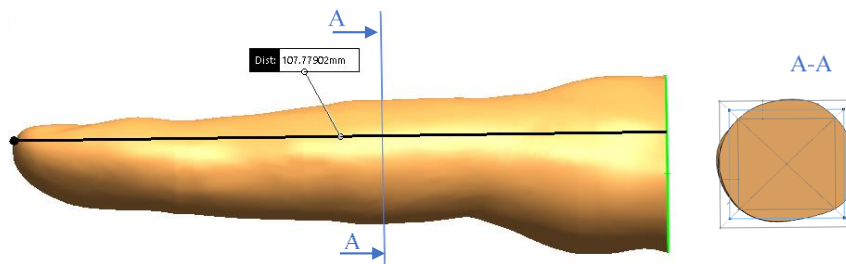


Figura 4.17 - Obtenção das dimensões gerais do atuador clássico.

Relativamente às medições realizadas, obteve-se um comprimento de aproximadamente 108 mm , e uma secção de $18,86 \times 18\text{ mm}^2$. Para determinar as medidas da secção transversal do atuador, com o objetivo de se aproximar a secção do atuador à secção do troço da falange proximal, foi realizada uma média de duas áreas retangulares concêntricas com linhas paralelas, uma área interior com todos os seus vértices no interior da secção e outra exterior, cujas linhas ainda que ajustadas manualmente, são o mais tangente possível à forma da secção do dedo, como mostra a secção AA da Figura 4.17.

Ainda referente às dimensões do atuador, foram seguidas as recomendações revistas na bibliografia, e estipulou-se uma espessura das suas paredes internas de 1 mm , com 1 mm de espaçamento (64). Determinou-se ainda um comprimento interior de cada câmara de 4 mm , o que, juntamente com o comprimento total do atuador, levou à realização de 15 câmaras. As paredes exteriores à esquerda e à direita do atuador apresentam 3 mm de espessura, enquanto que as paredes anteriores e posteriores apresentam $2,5$ e as inferiores e superiores, 2 mm de espessura. Todas estas cotas podem ser verificadas no desenho apresentado na Figura 4.18.

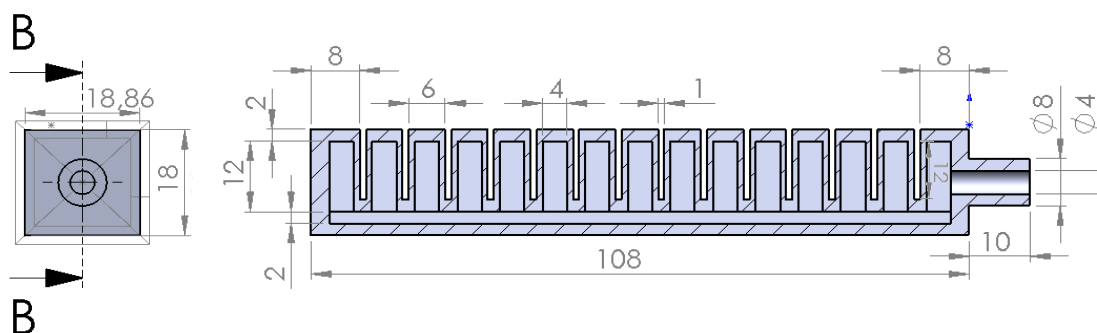


Figura 4.18 – Atuador clássico modelado a partir do dedo indicador.

Uma vez concluída a modelação do atuador clássico, foi possível analisar a resposta deste à pressurização. Esta análise, como já referido, permitiu não só a validação e compreensão do comportamento do atuador revisto na bibliografia, como também a comparação deste com os atuadores adaptados ao presente projeto.

Através das simulações por FEM no *software* SolidWorks, foram realizados estudos do tipo não-linear estáticos, em consequência do comportamento hiperelástico do material a utilizar e das elevadas deformações induzidas pela pressurização.

Neste tipo de estudos, o *software* recorre a pseudo-passos temporais para aplicar, de forma gradual uma condição sobre o corpo e dessa forma ir calculando o seu efeito. Estes passos, *steps*, ou incrementos são dados num intervalo de tempo, estipulado por defeito entre zero e um, e podem variar de tamanho de acordo com o sucesso ou falha na convergência do resultado. O tamanho destes *steps* ao longo do pseudo-tempo, são pré-definidos antes da simulação, e podem variar entre um valor máximo e mínimo editáveis, que por definição são 0,1 e 1×10^{-8} respetivamente. Ainda dentro do intervalo de tamanho, é possível definir o número de ajustes do tamanho de *step*, ou *step size*, que o *software* realiza, sendo por definição 5. Com isto o *software* divide o intervalo marcando cinco pontos e começa pelo mais alto (0,1) e ao falhar a convergência reduz o tamanho do *step* para o ponto seguinte até chegar ao tamanho mínimo (1×10^{-8}) na quinta tentativa.

As definições acima referidas, ainda que possam ser alteradas, mantiveram-se com os valores originais, predefinidos pelo *software*. No entanto, para que a simulação fosse o mais real possível, foi necessário editar algumas opções, nomeadamente, “Geometry nonlinearity options” onde foi ativada a opção “Update load direction with deflection”, que permite uma atualização constante da direção de cargas normais aplicadas num corpo a cada *step*, permitindo simular o que acontece nas paredes interiores expostas a uma pressão uniforme, proveniente do ar pressurizado.

Ainda nas propriedades da simulação é possível escolher o tipo de *solver* que realizará a análise não-linear, são dadas várias opções das quais foi escolhida o “Direct Sparse” por ter uma maior chance de convergir problemas altamente não-lineares. As restantes opções das propriedades mantiveram-se

inalteradas com exceção a uma localizada nas opções avançadas identificada como “Singularity elimination factor (0-1)” que foi reduzido de 1 para 0 no sentido de ajudar a convergir os resultados.

Este tipo de simulação exige a especificação de certos requisitos como a carga aplicada, o tipo de material, os contactos existentes, os tipos de fixação e a definição da malha do corpo. Para a caracterização do material a simular, o SolidWorks dispõe de três modelos hiperelásticos: Blatz-ko, Mooney Rivlin e Ogden.

O modelo de Blatz-ko é dedicado à modelação de material compressível, por exemplo para borracha esponjosa de poliuretano, enquanto o de Mooney-Rivlin e o de Ogden são dedicados a materiais incompressíveis e indicados para deformações até 200% no primeiro caso e até 700% no segundo (72–74).

Nesta simulação era pretendido a realização de um estudo preliminar e não havendo ainda um material definido, por isso procurou-se um material hiperelástico tipo borracha silicone que fosse caracterizado pelo modelo de Mooney-Rivlin ou o de Ogden e que estivesse a ser utilizado no âmbito dos *soft robots*. Com isto selecionou-se o KE-1603-A-B, da Shin Etsu Silicones Corporation, que é um material semelhante ao utilizado pelo grupo caracterizado pelo modelo de Mooney-Rivlin de terceira ordem cujas propriedades se encontram representadas na Tabela 4.1 (65).

Tabela 4.1 – Propriedades mecânicas do KE-1603-A-B.

Propriedade	Valor	Unidades	
Coefficientes do Modelo de Mooney-Rivlin	C_{10}	0,0863497	N/mm^2
	C_{01}	0,0621348	N/mm^2
	C_{11}	-0,0128964	N/mm^2
	C_{20}	0,00342553	N/mm^2
	C_{30}	-0,657745	N/mm^2
Densidade Mássica	1030	kg/m^3	
Tensão de Cedência	4,3	N/mm^2	

Como explicado anteriormente, devido à pressurização as paredes do atuador deformam, levando ao contacto entre as mesmas enaltecendo o movimento. Por este motivo foi necessário estipular, à priori, o tipo de contacto na simulação em “contact set”, tendo-se definido que não poderia haver penetração entre as várias superfícies das paredes, ou seja, entre uma face assinalada a roxo e uma azul, observáveis na Figura 4.19.

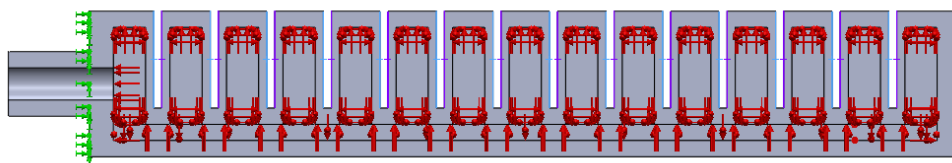


Figura 4.19 – Vista em corte de atuador com destaque a zonas de fixação, carga e contacto.

Um dos requisitos para se conseguir executar uma simulação estática é o constrangimento do corpo no espaço. Neste caso definiu-se como fixação por encastramento na primeira face do atuador, como demonstrado a verde na Figura 4.19, por ser a zona de fixação do atuador. Com a fixação por encastramento toda a zona seleccionada fica impedida de se deformar, deslocar ou rodar.

Para estipular a gama de pressões a que os atuadores poderão estar expostos, foi seleccionada para referência uma micro bomba da Parker (Figura 4.20) capaz de exercer até $0,193\text{ MPa}$, que é utilizada na bibliografia (75,76). E para simular o efeito de pressurização foi aplicada uma carga sobre a forma de pressão com o valor de $0,010\text{ MPa}$ em todas as faces interiores do atuador, com exceção ao tubo de alimentação, como representado a vermelho na Figura 4.19.



Figura 4.20 - Micro bomba pneumática.

Como referido anteriormente, devido ao tipo de simulação a pressão é aplicada gradualmente ao longo do tempo desta, aumentando linearmente com os *steps*, como demonstrado na Figura 4.21.

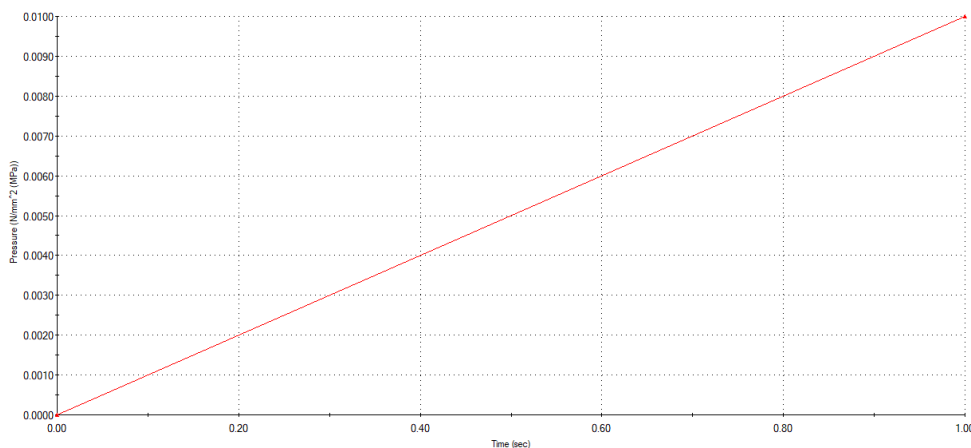


Figura 4.21 – Valor de pressão ao longo da simulação.

A criação do *mesh*, foi executada sem editar as predefinições do SolidWorks. O “Standart Mesher” tratou o modelo como sólido resultando numa malha com 17727 nós, divididos por 9245 elementos tetraédricos. Com isto, todas as propriedades necessárias encontram-se definidas, e a simulação encontra-se pronta para correr, estando as suas propriedades sintetizadas na Tabela 4.2.

Tabela 4.2 – Propriedades da simulação do atuador clássico adaptado do SolidWorks.

Properties of the study	
Analysis type	Nonlinear - Static
Time increment	Auto <i>stepping</i>
Large displacement formulation:	On
Update load direction with deflection:	On
Solver type	Direct sparse solver
Incompatible bonding options	Simplified
Control technique	Force
Iterative technique	NR(Newton-Raphson)
Integration Method	Newmark
Load	10 kPa
Contact Set	No Penetration
Material Name	KE-1603-A-B
Model Type	HyperElastic Mooney-Rivlin
Mesh type	Solid Mesh
Mesher Used	Standard mesh
Element Size	3.07928 mm
Total Elements	9245
Total Nodes	17727

Executada a simulação esta falhou em convergir o resultado no *step* 111, localizado temporalmente nos 0,915313 s ficando a 0,084687 s do fim da simulação, pois o intervalo de tempo é de 1 s.

Em adição à falha de convergência, os seus resultados apresentados na Figura 4.22 não estão de acordo com o previsto como se observou na Figura 4.7, pelo que se conclui que o *software* se encontra desenquadrado da solução.

Com o objetivo de perceber se a falha na convergência e o resultado inesperado advieram duma má utilização do *software*, foram feitos vários testes. Estes testes incluíram variação de *solvers*, variação de tipos e dimensões de *mesh*, variação do “Singularity elimination factor” e redução do tamanho do atuador removendo câmaras. As variações permitiram chegar à conclusão que o problema era essencialmente do *software*, que através dos seus métodos não conseguia convergir devidamente.

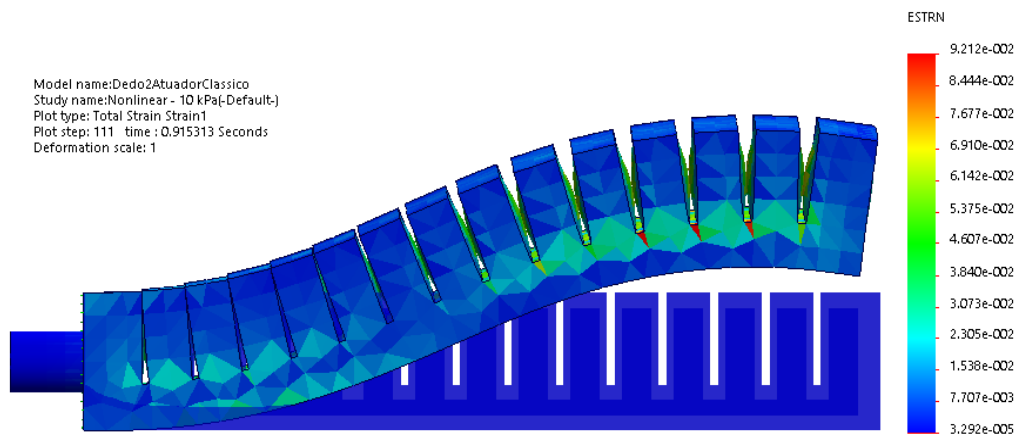


Figura 4.22 – Resultado da simulação do atuador clássico com escala de deformação percentual.

A conclusão retirada foi essencialmente assente em quatro testes onde se mantiveram as propriedades acima referidas e apenas se reduziu o atuador, cortando-o, deixando apenas com uma, duas, três e quatro câmaras em cada teste, respetivamente.

No primeiro teste foi possível resolver a simulação até ao fim. No segundo isto não aconteceu pois esta não conseguiu convergir a simulação até ao fim do tempo, ainda que o comportamento até ao último *step* suportado foi o esperado.

A conclusão feita sobre o modelo com duas câmaras manteve-se para quando este apresentava três câmaras, mas o mesmo não aconteceu para quatro câmaras, onde já relevava uma solução inesperada. Com isto deduziu-se que o erro da solução apresentada inicialmente se deve possivelmente a uma limitação de *software*.

4.2.5.1.1 Simulações no Abaqus

Devido à falha na simulação do comportamento mecânico dos atuadores no SolidWorks, procurou-se um *software* alternativo mais indicado. Com isto optou-se por utilizar o *software* Abaqus por ser utilizado em investigações estudadas (55,56,63,64,66).

Para realizar as simulações no Abaqus o ficheiro do modelo foi importado do SolidWorks no formato ACIS SAT (Figura 4.23-a).

A preparação da simulação no Abaqus em termos de *inputs* é semelhante à do SolidWorks, sendo necessário definir o material, a carga, os tipos de contactos existentes, os tipos de fixação, a malha do corpo e outras definições da simulação.

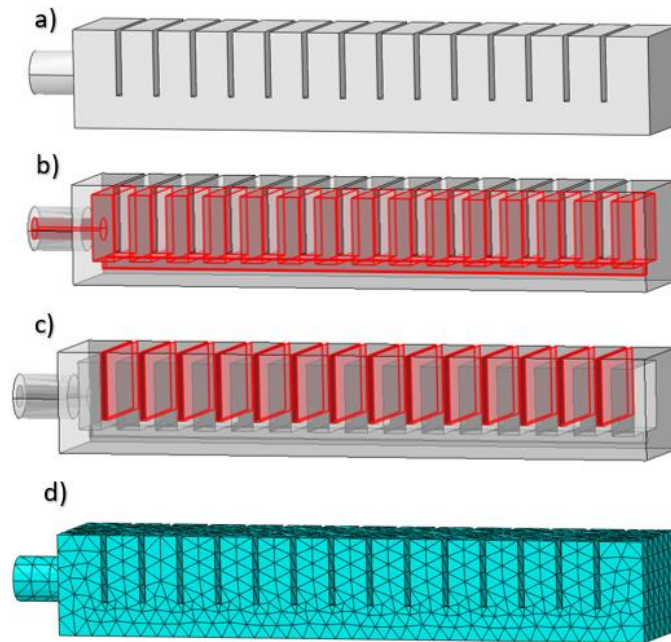


Figura 4.23 - Atuador clássico no Abaqus SIMULIA: a) Modelo importado; b) Faces a pressurizar; c) Faces de contacto; d) Malha obtida.

A preparação da simulação no Abaqus começou pela caracterização do material, na qual o *software* permite a utilização de nove modelos hiperelásticos diferentes. Isto permitiu que se recorresse a um material mais comumente utilizado em estudos de *Soft robots*, o Elastosil M4601 A/B caracterizado pelo modelo hiperelástico de Yeoh de segunda ordem pelos coeficientes $C_{10} = 0.11 \text{ MPa}$ e $C_{20} = 0.02 \text{ MPa}$, uma densidade mássica 1130 Kg/m^3 e um tensão de cedência de $6,9 \text{ MPa}$ (Tabela 4.3) (63,66,77).

Tabela 4.3 – Propriedades mecânicas do Elastosil M4601 A/B.

Propriedade	Valor	Unidades
Coefficientes do modelo de Yeoh	C_{10}	0,11 N/mm^2
	C_{01}	0,02 N/mm^2
Densidade Mássica	1130	kg/m^3
Tensão de cedência	6,9	N/mm^2

Tal como no SolidWorks a carga foi definida como pressão normal e uniforme aplicada em todas as paredes interiores (Figura 4.23-b), e o seu valor variou entre os 0 e os 30 kPa nas simulações realizadas.

Foi também necessário estabelecer a condição de não penetração entre as várias paredes do atuador que entram em contato (Figura 4.23-c) tendo-se definido como método de discretização a opção “surface-surface”, com um comportamento mecânico tangencial sem fricção.

A fixação tal como anteriormente, foi estipulada como um encastramento na primeira parede exterior do atuador.

Relativamente à malha seguiu-se as recomendações da bibliografia selecionando-se o elemento tetraédrico, standard, de ordem geométrica quadrática e formulação híbrida, com um tamanho global aproximado de 3 mm, resultando em 9380 elementos que partilham 18032 nós (Figura 4.23-d) (64). Tendo todas as propriedades requeridas estipuladas (sintetizadas na Tabela 4.4) as simulações poderão então ser executadas.

Tabela 4.4 – Propriedades da simulação do atuador clássico no Abaqus.

Properties of the study	
Analysis type	Nonlinear Geometric
Time increment	Auto <i>stepping</i>
Equation Solver Method	Direct
Solution technique	Full Newton
Control technique	Force
Load	[10-30] kPa
Contact Set	Tangential Behavior – Frictionless
Material Name	Elastosil M 4601 A/B
Material Model Type	HyperElastic Yeoh
Mesher Used	Standard Quadratic Geometric Order
Mesh Element	Tetrahedric
Element Size	3 mm
Total Elements	9380
Total Nodes	18032

Para analisar o comportamento mecânico do atuador foram realizadas três simulações que tiveram como variável o valor da pressão aplicada, tendo sido os valores: 10kPa, 20kPa e 30kPa, tal como se pode verificar na Figura 4.24.

Com estas simulações foi possível obter uma primeira validação do comportamento deste tipo de atuadores.

Em primeiro lugar confirmou-se que ao ser pressurizado o atuador flete, neste caso, deformando-se com um ângulo constante formando um círculo ao aproximar-se dos 30 kPa (Figura 4.24), relevando um inchar nas paredes de contacto e uma deformação desprezável nas restantes paredes Nesta primeira abordagem foi também possível concluir que não é necessária uma folha de papel a prevenir a extensão axial do atuador, pois devido à sua sobre espessura na base este tende a resistir a essa deformação e em

adição a isto o movimento de flexão leva à contração do material nessa zona reforçando a ideia de que a utilização da lâmina inextensível é dispensável.

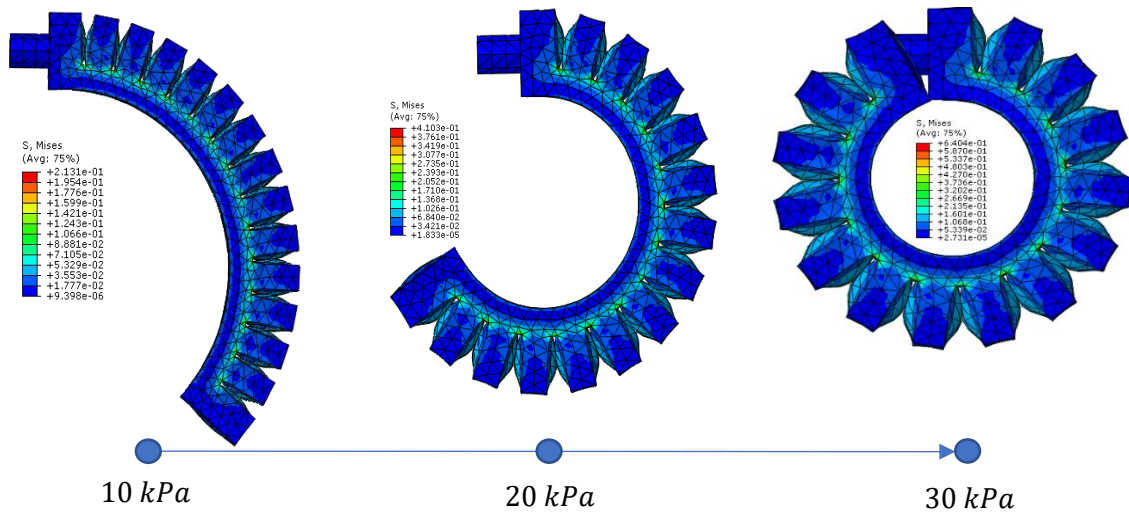


Figura 4.24 – Resultado das simulações do atuador clássico.

Por fim, analisando em detalhe os resultados da terceira simulação, correspondente à carga de 30 kPa, concluiu-se que as concentrações de tensões surgem elevadas nas arestas laterais nos espaços entre as paredes de contacto, e nas mesmas paredes, mas em valores inferiores (Figura 4.25).

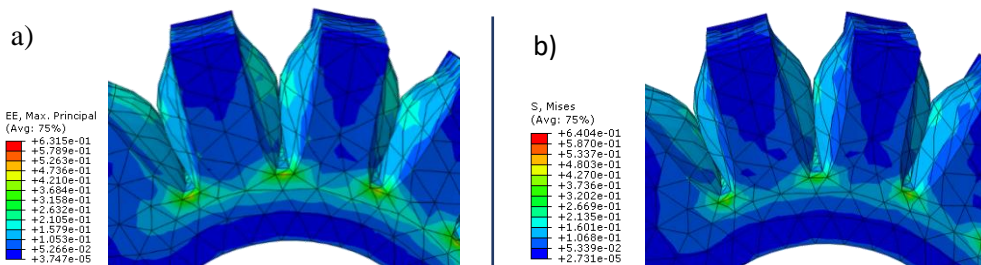


Figura 4.25 – Resultado da simulação do atuador clássico em detalhe para 30 kPa numa escala de: a) Deformação elástica; b) Tensão de Von Mises.

Posteriormente foi ainda realizada uma quarta simulação, onde se aplicou uma pressão negativa, ou seja, vácuo. Esta simulação tinha como objetivo averiguar se uma pressão contrária levaria também a um movimento contrário, para tal, mantendo os parâmetros, mas aplicando-se uma pressão de -10 kPa nas mesmas faces. Caso se verifique este comportamento, significará que é um mecanismo ao qual se pode recorrer quando se quer forçar o atuador a ficar estendido quando tem uma carga que induz o mesmo tipo de flexão de quando pressurizado, como a gravidade.

O resultado obtido (Figura 4.26) validou esta ideia, relevando que o atuador consegue realizar uma flexão oposta caso seja exercida uma pressão negativa. Contudo o movimento resultante é muito mais limitado em comparação ao efeito contrário, sendo que o atuador flete gradualmente e

proporcionalmente até haver contacto entre as paredes. A partir do momento de contacto o vácuo tem de aumentar significativamente para induzir o mínimo de movimento, o que era de esperar dado a estrutura do atuador.

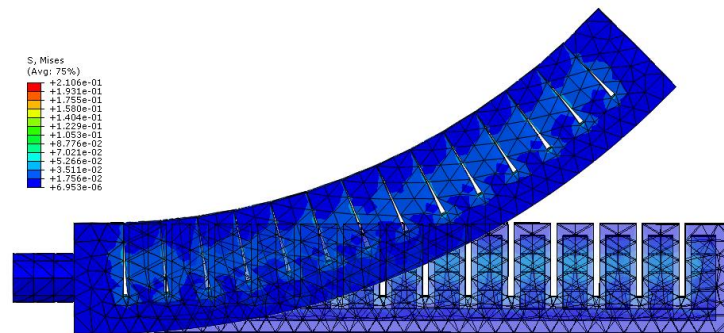


Figura 4.26 – Resultado da simulação do atuador aplicando vácuo.

Observando os resultados da simulação no Abaqus constou-se que os valores de tensão se mantiveram, mas os locais de concentração surgem agora nas paredes mais finas, que são as de contacto.

4.2.5.2 Projeto dos atuadores correspondentes aos dedos de dois a cinco

O plano de projeto dos atuadores foi implementar os conceitos estruturais do atuador clássico na estrutura obtida por engenharia inversa, mais concretamente na zona dos dedos, utilizando o SolidWorks como ferramenta de modelação e o Abaqus de simulação para validação. O desenvolvimento dos atuadores começou pelo dedo indicador para que o seu *design* final fosse aplicado aos dedos de III a V, mas não diretamente ao polegar pois como mencionado este requer um *design* diferente dedicado.

O projeto destes atuadores iniciou-se com a modelação dum modelo base que uma vez analisado resultou no desenvolvimento de dois modelos. Esta bifurcação na solução deu-se por se ter examinado a reação do modelo base quando este era constituído por um de dois materiais seleccionados.

Os materiais seleccionados foram o Elastosil M4601® e o NinjaFlex®, e a sua selecção teve como requerimentos uma elevada elasticidade, a devida caracterização na bibliografia consultada, e ainda o facto de requererem diferentes métodos de fabrico.

O Elastosil® é um silicone de borracha líquido que quando curado apresenta uma elevada flexibilidade, sendo por isso vastamente utilizado para a conceção de produtos por molde onde este pode servir de molde ou de constituinte do produto final (78). O NinjaFlex® trata-se dum termoplástico de poliuretano, comercializado como filamento flexível, pronto a ser utilizado para impressão 3D destacando-se pela sua alta flexibilidade e resistência mecânica e química (79).

O modelo base resultou numa aplicação quase directa do conceito do atuador clássico à zona isolada correspondente ao dedo indicador (Figura 4.27).

A aplicação do *design* é evidenciada pelas dezasseis câmaras com 4 mm de comprimento e distribuídas uniformemente, com um espaçamento de 1 mm entre cada, isto sobre uma base de altura

máxima quase constante ao longo do atuador (Figura 4.27 - A-A). Outra característica do clássico aplicada foi a definição de que a espessura das paredes envolvidas fossem o dobro das de contato.

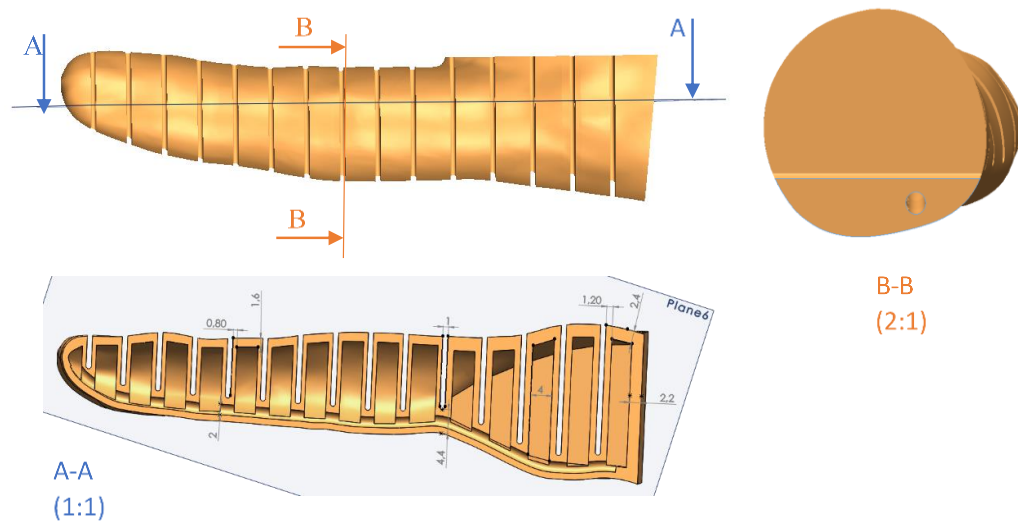


Figura 4.27 – Modelo base para estudo dos atuador do indicador.

Uma das diferenças do *design* deste atuador relativamente ao do atuador clássico, é a variação das espessuras das paredes de contacto, tendo as primeiras nove uma espessura superior às restantes. Esta característica foi implementada após se ter verificado em simulações que a flexão do atuador não se deformava o suficiente e de forma regular, que se deve à variação da secção do dedo. Ou seja, como a secção na zona de ligação à palma da mão é maior do que na extremidade, as paredes mais próximas da palma incham mais, resultando numa maior deformação e por consequência flexão. Com isto estipulou-se que as primeiras nove paredes de contacto teriam uma espessura superior de $1,2\text{ mm}$ e as restantes de $0,8\text{ mm}$, pois como no fabrico por impressão 3D o bico utilizado é de $0,4\text{ mm}$, é ideal que a espessura das paredes seja múltipla deste valor, para que a impressão seja realizada com maior exatidão.

A outra diferença relativamente ao *design* do atuador clássico advém novamente da variação da secção do dedo, que ao contrário do atuador clássico que apresenta uma estrutura regular, com uma profundidade de corte e de altura de base, a morfologia do dedo leva a que se tenha de definir se queremos manter como constante a profundidade dos cortes ou uma altura guia da base que confere estrutura ao longo do atuador. No atuador clássico esta altura da base define a altura da secção da base retangular, enquanto no atuador modelado define apenas um raio de uma estrutura quase semicircular que varia ao longo do atuador (Figura 4.27-B-B).

A possibilidade de manter a profundidade dos cortes constante foi rejeitada porque resultaria numa flexão pouco eficiente, pois a média da secção das paredes de contato seria inferior induzindo menos a flexão, e a média da secção da base seria maior resultando numa maior rigidez. Havia ainda a possibilidade de fazer variar a altura da base e a profundidade dos cortes ao longo atuador, mas isso só complicaria o desenvolvimento do atuador. Com isto estipulou-se que os cortes ao longo do atuador

ficariam a 4,4 mm da base. Ao manter esta distância fixa manteve-se assim a altura guia da base constante ao longo do seu plano de definição. Este plano de definição foi estipulado com o objetivo de servir de plano de desenho para os cortes, e para o canal de ligação entre câmaras. Para isto este plano tinha de corresponder certos critérios como: atravessar todo o atuador; ser paralelo ao plano de flexão do atuador, e o mais centrado com o mesmo sem comprometer o espaço para o canal de ligação das câmaras com secção circular de 2 mm de diâmetro.

Concluída a modelação do atuador base procedeu-se para as simulações, e tal como no estudo do atuador clássico, é necessário parametrizar a simulação e caracterizar os materiais devidamente, segundo modelos apropriados. A parametrização geral da simulação foi repetida tal como executado na simulação do atuador clássico, mas como referido anteriormente, estas foram realizadas para dois materiais diferentes.

A primeira simulação foi executada com o material Elastosil® caracterizado na bibliografia segundo o modelo de Yeoh (Tabela 4.5) (63,66,77).

Tabela 4.5 – Propriedades mecânica do Elastosil.

Propriedades	Valor	Unidades
Coefficientes de Yeoh	C ₁₀	0.11 <i>N/mm²</i>
	C ₀₁	0.02 <i>N/mm²</i>
Densidade	1130	<i>kg/m³</i>
Tensão de cedência	6.5	<i>N/mm²</i>

Tal como na simulação anterior, para determinar a pressão a que o atuador conclui a flexão, foi necessário realizar múltiplas simulações onde se foi aumentando a pressão até se ter concluído que o atuador flete por volta dos 10 kPa, obtendo os resultados demonstrados na Figura 4.28.

Como se verifica nos resultados representados aos 10 kPa, *step* 53, o atuador já teria completado a flexão e já estaria a interagir consigo mesmo pelo que se poderá invalidar este momento final. Observando o *step* anterior que se encontra temporalmente nos 0.9125 s, verifica-se que a flexão está a breves instantes de se dar.

Considerando então este penúltimo *step* como valor de referência e simplificando assumindo a linearidade da pressão no momento podemos concluir com uma maior precisão do que inicialmente de que a flexão se dá a cerca dos 9.125 kPa (este critério é utilizado nas restantes simulações). Com estes resultados concluiu-se que o atuador base quando constituído por Elastosil® apresenta uma elevada flexibilidade, que conclui a flexão com baixos valores de pressão e com baixas tensões na ordem dos 0.88 *N/mm²*.

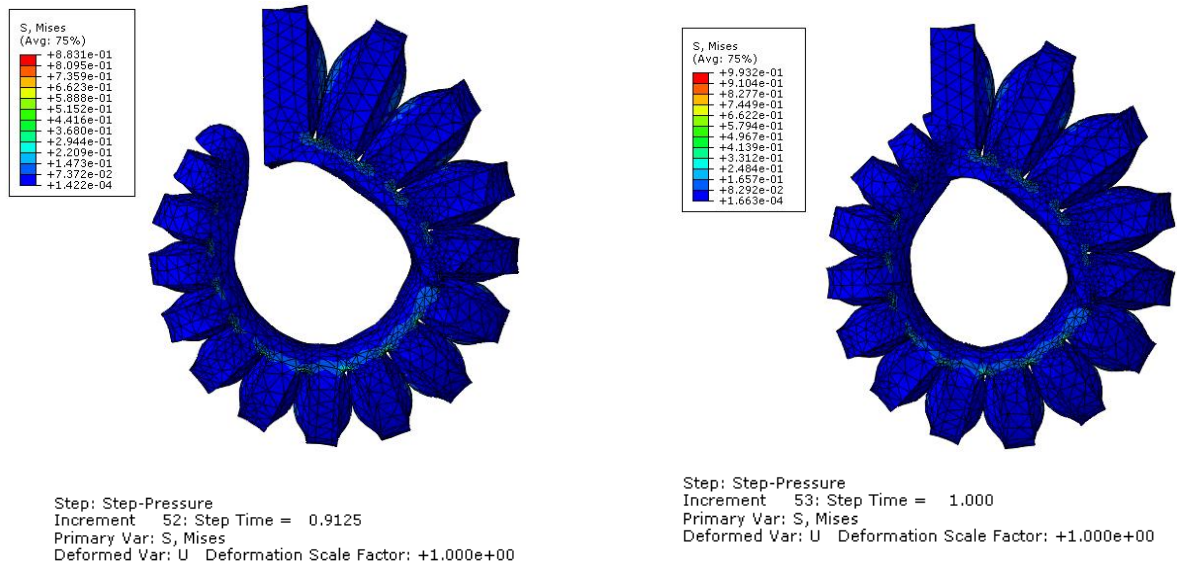


Figura 4.28 – Resultado da simulação do atuador base com o material Elastosil.

A segunda simulação foi executada com o material NinjaFlex[®] caracterizado por múltiplos modelos na bibliografia tendo sido apresentado que o mais rigoroso era o de Ogden, cujas propriedades mecânicas se encontram sintetizadas na **Erro! A origem da referência não foi encontrada.** (55,79).

Tabela 4.6 – Propriedades mecânica do NinjaFlex.

Propriedades	Valor	Unidades
Parâmetros de Ogden	μ_1	-30.921 N/mm^2
	α_1	0.508 -
	μ_2	10.342 N/mm^2
	α_2	1.375 -
	μ_3	26.7911 N/mm^2
	α_3	-0.644 -
Densidade	1190	kg/m^3
Tensão de cedência	4	N/mm^2

Novamente, para determinar a pressão a que o atuador conclui a flexão, realizou-se múltiplas simulações onde foi aumentada a pressão até se ter concluído que ao se simular com um valor de pressão de 60 kPa o valor da tensão de cedência foi ultrapassado sem que fosse concluída a flexão, como demonstra a Figura 4.29.

Analisando os resultados desta simulação concluiu-se que este material é significativamente mais rígido do que o Elastosil, e que, como destacado, as concentrações de tensões nas arestas laterias entre paredes, o que esta de acordo com o revisto nas simulações do atuador clássico.

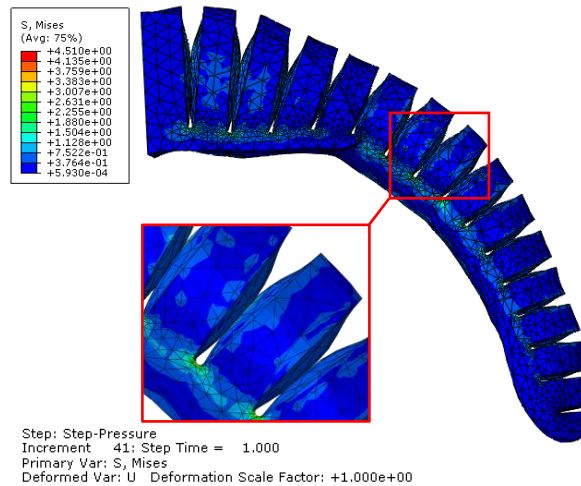


Figura 4.29 – Resultado da simulação do atuador base com o material NinjaFlex.

Com o estudo do comportamento do atuador, quando constituído por diferentes materiais, foi possível concluir que, devido aos diferentes comportamentos do mesmo, é necessário proceder-se a uma refinação de *design* dedicada a cada material. Assim foram criados dois modelos finais, o NinjaFlex e o Elastosil, que se diferenciam pelo número de câmaras e suas localizações, e a secção da base estrutural entre câmaras.

Modelo Elastosil

O *design* do modelo Elastosil foi desenvolvido após se ter verificado, nas simulações ao modelo base, que ao fletir o atuador, este apresentava tensões baixas, e que, tal como no atuador clássico, a deformação era gradual, resultando numa estrutura quase circular. Isto significa que a estrutura poderia estar exposta a uma maior pressão e se deformar mais, dando espaço a abordagens de *design* alternativas.

Assim surgiu a possibilidade de se concentrar as deformações, colocando os cortes em zonas de interesse e obter uma maior deformação em zonas de interesse ao pressurizar o atuador. Com isto concentrou-se os cortes nas zonas das articulações dos dedos, conseguindo-se obter uma flexão completa e ainda um comportamento aproximado ao dedo real como evidenciado nas simulações (Figura 4.30).

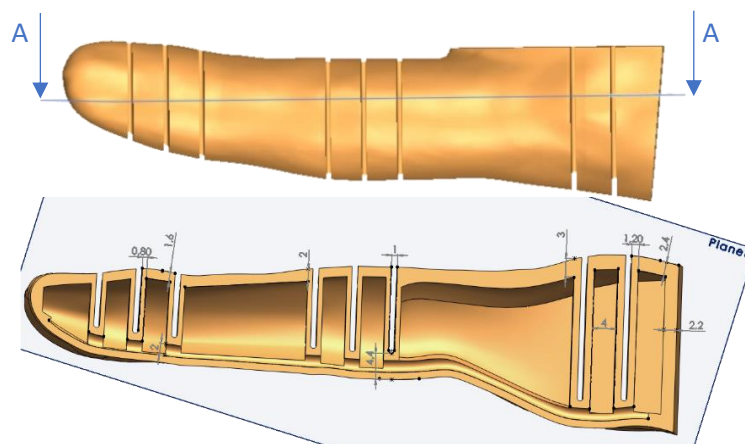


Figura 4.30 – Modelo Elastosil.

Estruturalmente este *design* apresenta um princípio semelhante ao base, mas com apenas nove câmaras, sendo que as paredes de contacto surgem apenas nas zonas das articulações IF e MF.

Nas zonas das articulações interfalangeanas estipularam-se três cortes, e na metacarpofalangeana dois cortes, sendo que inicialmente eram também três, mas após simulações concluiu-se que a flexão era excessiva nesta zona. A simulação deste atuador, quando exposto a uma pressão de 25 *kPa* veio validar o *design* implementado (Figura 4.31).

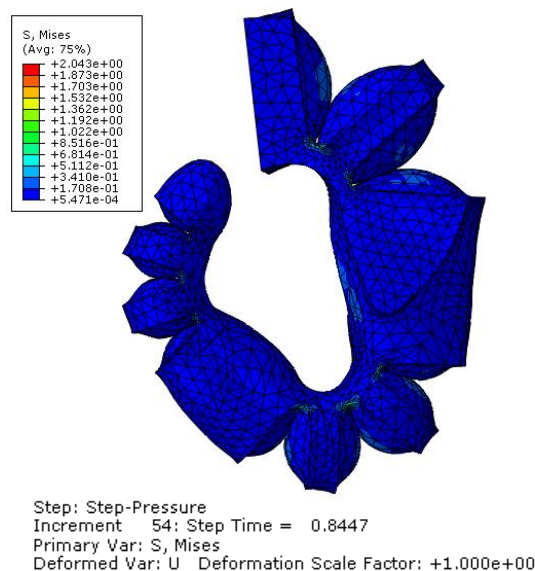


Figura 4.31 – Resultado da simulação do modelo Elastosil.

Observando o resultado da simulação, confere-se que se conseguiu obter uma deformação contínua, mas irregular que resultou num comportamento mais similar ao natural, sem comprometer os limites de tensão do material. Este resultado apresentado, trata-se do *step* anterior à auto interseção do atuador, localizando-se em 0.8447 *s* o que simplifadamente representa cerca de 21.12 *kPa*. Contudo a pressão para obter uma flexão completa aumentou para cerca do dobro, contudo continua a ser um valor muito baixo comparando com as capacidades da bomba selecionada como exemplo.

Modelo NinjaFlex

O *design* do modelo NinjaFlex é muito semelhante ao base, sendo a única diferença estrutural a ausência de material nas zonas laterais da base localizada entre as paredes de contacto (Figura 4.32).

As alterações que concluíram neste *design* foram aplicadas ao se verificar nos resultados das simulações realizadas ao modelo base, que as concentrações de tensões eram muito elevadas nestas zonas entre cortes. Com isto esperava-se que estas concentrações se dissipassem pela estrutura e que o atuador conseguisse fletir mais por se ter reduzido a secção da base que confere rigidez ao atuador. A simulação que veio a validar o *design* tinha como valor de pressão 60 *kPa*, e os resultados encontram-se representados na Figura 4.33.

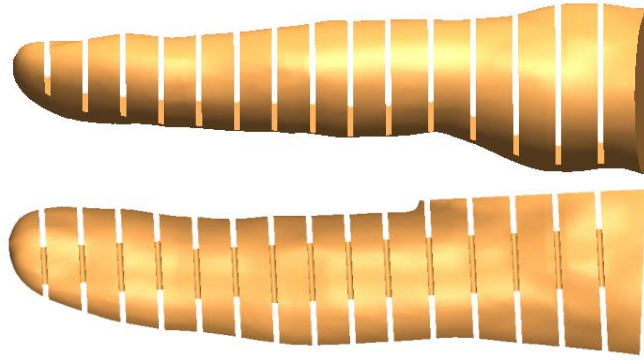


Figura 4.32 – Modelo NinjaFlex.

Analisando os resultados verifica-se pela escala de cores que a estrutura se encontra toda exposta a tensões aceitáveis, contudo a tensão máxima é superior à de cedência, o que significa que em alguma zona do atuador os valores são inaceitáveis o que poderia ter invalidado o *design*. Numa avaliação mais em detalhe, na procura da zona de concentração de tensões esta foi localizada numa zona concentrada e inesperada, e trata-se de uma zona muito concentrada. Estas características levaram à conclusão de erro numérico que se pode dever à malha ou ao método de cálculo feitos pelo Abaqus ou a um pequeno defeito consequente da aquisição e processamento da forma. Independentemente da origem do erro, este não deverá ter implicações num modelo real, pelo que se considerou que o *design* do atuador válido.

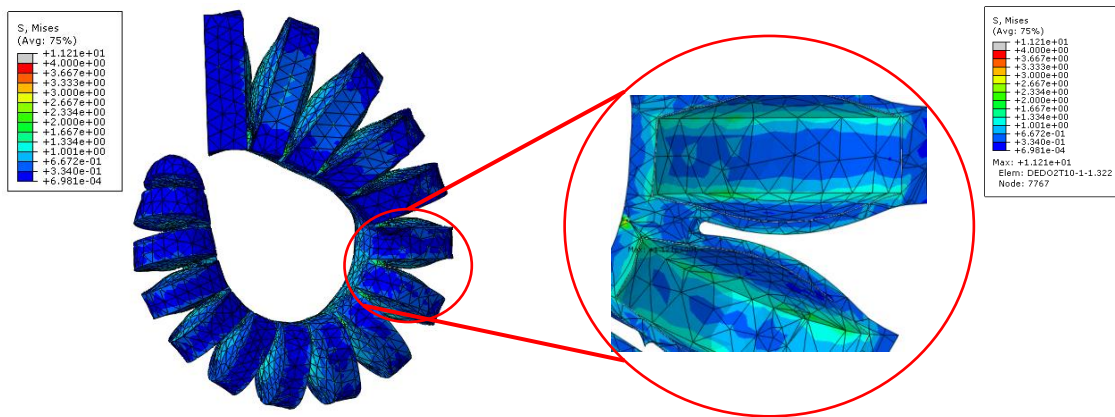
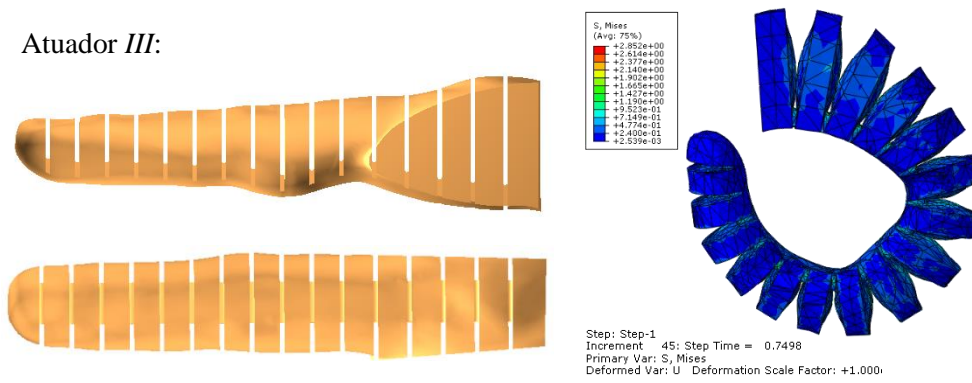


Figura 4.33 - Resultado da simulação do modelo NinjaFlex.

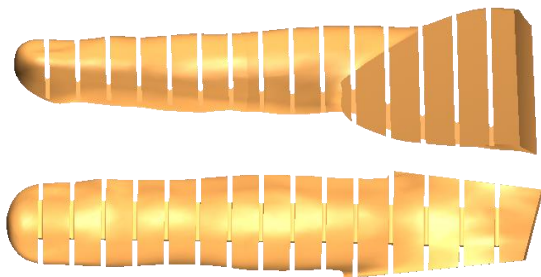
Com os dois *designs* concluídos foram testados os seus métodos de fabrico, sendo o do Elastosil por molde e o NinjaFlex por impressão 3D.

Após múltiplos testes, que se encontram aprofundados no subcapítulo do fabrico, concluiu-se que o mais viável seria o do NinjaFlex, e por este motivo adaptou-se o *design* do modelo NinjaFlex aos restantes atuadores correspondentes aos dedos de três a cinco, tendo-se validado com simulações cada um, com exceção ao quarto dedo cujas simulações nunca conseguiram convergir (Figura 4.34).

Atuador III:



Atuador IV:



Atuadores V:

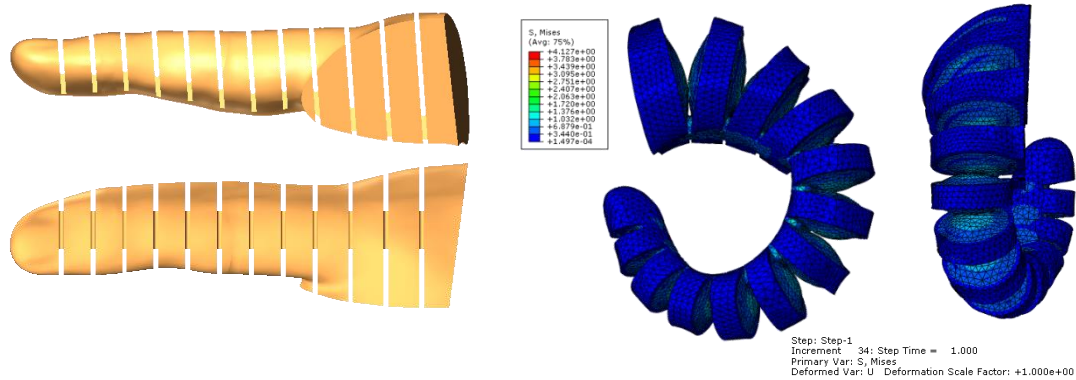


Figura 4.34 - Modelos dos atuadores de 3 a 5 com respectivas simulações.

4.2.5.3 Design do atuador do polegar

O atuador polegar foi desenvolvido após o desenvolvimento dos restantes atuadores, ou seja, o seu projeto foi executado com foco no material NinjaFlex e por este motivo este apresenta um único *design* (Figura 4.35).

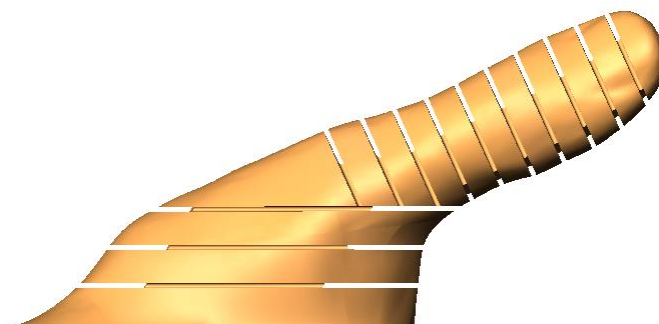


Figura 4.35 - Modelo do atuador do polegar.

A diferença deste atuador para os restantes reside nas direções do movimento. Enquanto os outros atuadores executam uma flexão que se dá ao longo de um plano, o atuador do polegar executa também o movimento de oposição e por isso requer que haja um segundo movimento de rotação.

Em termos de modelação as regras e dimensões estruturais deste atuador são as mesmas que dos restantes, diferindo na necessidade de termos dois planos iniciais um para cada função, tendo se alojado o movimento de rotação no início do atuador com quatro câmaras, três cortes. A quarta câmara interage no terceiro corte com a terceira câmara, mas também participa no segundo movimento de flexão ao interagir com a quinta câmara no quarto corte. A estrutura dedicada ao movimento de flexão conta então com a quarta câmara e outras dez. Devido ao *design* as câmaras cinco a sete ainda interagem com a terceira, mas as respetivas paredes de contato não foram modeladas para que se deformassem, ou seja, não apoiam o movimento de rotação. Por fim, a espessura das paredes na zona de flexão é de 0,8 mm tal como nos outros modelos, mas na zona de rotação é de 1,6 mm, pois a secção do dedo aqui é muito elevada comparando com os outros atuadores.

Devido à complexidade acrescida deste atuador, nunca se conseguiu que as simulações convergissem num resultado.

4.2.5.4 Fixadores dos atuadores e palma da mão

Como se verificou nas figuras anteriores as faces de ligação dos atuadores à palma da mão são planas, pelo que o único método de fixação seria por colagem. Como esta alternativa não é a mais prática, nem a mais capaz mecanicamente, modelou-se uns fixadores que permitem um acoplamento dos atuadores à palma da mão.

Foi estipulado no início do projeto destes fixadores, que teriam de fixar o atuador à mão mecanicamente e permitir a acomodação de um engate rápido (Figura 4.36), para ligação ao tubo de alimentação de ar (80).



Figura 4.36 - Engate rápido para tubo pneumático de 4mm de diâmetro.

O desenvolvimento dos fixadores começou com um *design* que consistia numa estrutura paralelepípedica com um entalhe em torno de toda a estrutura, que engata na palma da mão, e um interior com espaço e formato para acomodar o engate rápido (Figura 4.37).

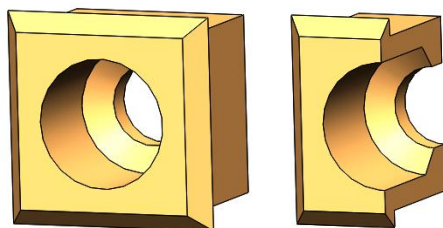


Figura 4.37 - Fixador inicial.

Este fixador foi impresso e testado, o que revelou que ao acomodar o engate rápido no fixador, tornava-se impossível o acoplamento do atuador à palma da mão.

Com o intuito de dar resposta aos constrangimentos do fixador concebido inicialmente, desenvolveu-se um novo fixador com uma câmara de ar e com entalhe apenas na face superior e inferior (Figura 4.38).

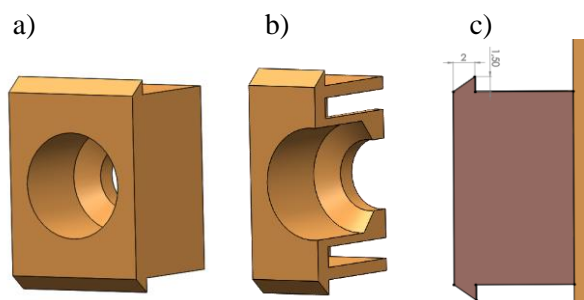


Figura 4.38 - Fixador final: a) fixador, b) vista em corte do fixador; c) cotas do entalhe do fixador.

Com esta câmara de ar o fixador pode ser apertado de modo a ajudar o acoplamento do atuador, e como se encontra ligada à primeira câmara do atuador, quando em funcionamento devido à pressurização do seu interior esta folga torna-se numa zona de apoio à fixação, por aperto, para além do entalhe (Figura 4.38-b). O entalhe foi reduzido para as faces superior e inferior, com 2 mm de comprimento e 1.5 mm de altura (Figura 4.38-c); pois são as zonas fundamentais de apoio ao fixador dado que as principais cargas se darão no mesmo plano da flexão para os atuadores dos dedos de dois a cinco.

Este fixador foi também fabricado, por impressão 3D, para testes e verificada a sua funcionalidade modelou-se os fixadores diretamente nos atuadores. Nesta modelação surgiu uma complicação que não se deu no primeiro atuador, que foi a limitação de espaço, porque alguns dos atuadores tem uma face de contato com a palma mais reduzida. Isto levou a que se tivesse de fazer um personalizado para cada dedo ajustando o espaço ocupado pela câmara de ar de acordo com espaço existente (Figura 4.39).

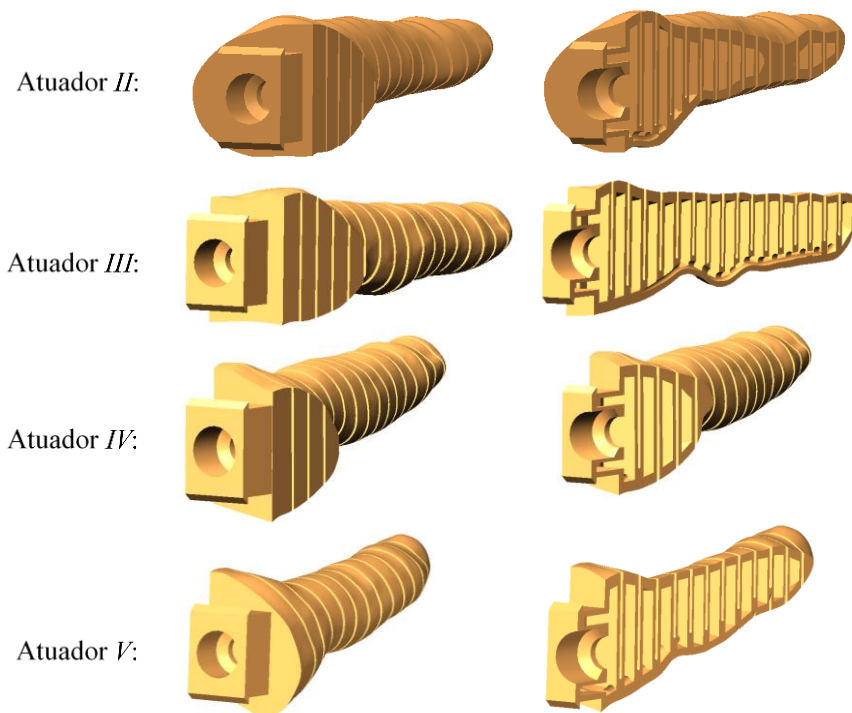


Figura 4.39 – Atuadores de 2 a 5 com os fixadores (vista normal/vista em corte).

No polegar como os movimentos e solicitações são mais complexas manteve-se um entalhe em torno do fixador, mas com quebras nos vértices (Figura 4.40).

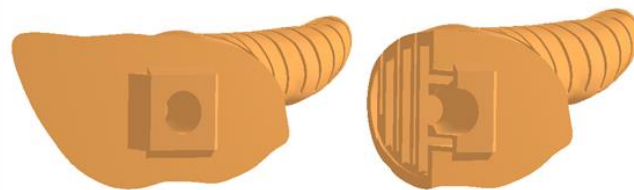


Figura 4.40 - Atuador do polegar com fixador (vista normal / vista em corte).

Com os fixadores definidos, trabalhou-se a palma da mão de modo a acomodar estes fixadores. Para isso foi removido o material em excesso do interior da palma da mão, tornando-a oca e permitindo a passagem dos tubos de ar e também a redução do peso da prótese. Foi ainda adicionada uma pequena folga na palma da mão nas zonas de engate dos fixadores. O resultado deste processo pode ser verificado na Figura 4.41.

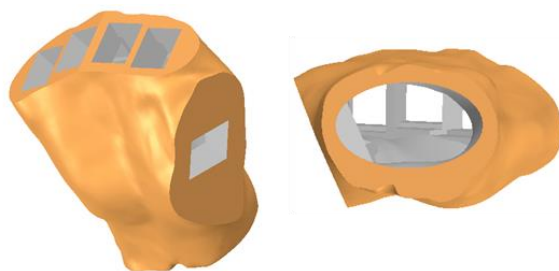


Figura 4.41 - Palma da mão.

4.2.5.5 Processo de modelação

Como referido anteriormente, o processo de modelação revelou-se complexo, devido aos conceitos estruturais que se incutiu numa estrutura irregular e sem pontos de referência, que é a mão humana. Por este motivo decidiu-se criar este subcapítulo para orientação de trabalhos de futuros.

Como se verificou na Figura 4.13, do subcapítulo Determinação das zonas de interesse, ao delimitar-se a zona dos atuadores verificou-se a existência de faces em contacto entre os mesmos. Por esta razão o primeiro passo da modelação foi a remoção de cerca de 0.5 mm material nessa face, para que houvesse uma pequena folga entre cada atuador (Figura 4.42).

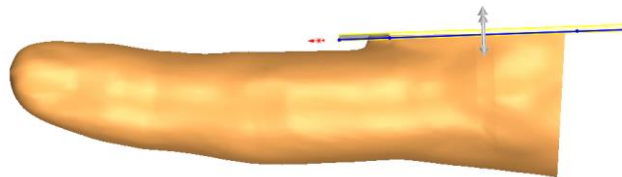


Figura 4.42 – 1º passo da modelação dos atuadores de 2-5: criação de folga.

Quando se realizou este primeiro passo nos atuadores *III* e *IV*, como estes têm duas faces em contacto com outros atuadores, a remoção de material deu-se em duas faces. Já no atuador correspondente ao polegar este primeiro passo não se aplicou, pois este não se encontra em contacto com outro atuador na sua posição de repouso.

O segundo passo da modelação foi a delimitação das câmaras, ou zona dos cortes do atuador, o que requereu a estipulação o plano de definição, como demonstrado na Figura 4.27.

Este plano é conseguido pela execução da ferramenta “reference geometry plane”, onde são pedidas referências para a criação do plano. Foi então seleccionada uma face à qual o novo plano será paralelo e um ponto no dedo que centrasse, o melhor possível, este plano (Figura 4.43).

Tal como referido anteriormente foi neste plano que se delimitou parte da estrutura do atuador, nomeadamente os cortes entre câmaras. Para isto desenhou-se as áreas de corte onde se definiu que as linhas que definem a profundidade seriam paralelas a uma linha guia criada a partir da intersecção do plano com a face de ligação à palma da mão.

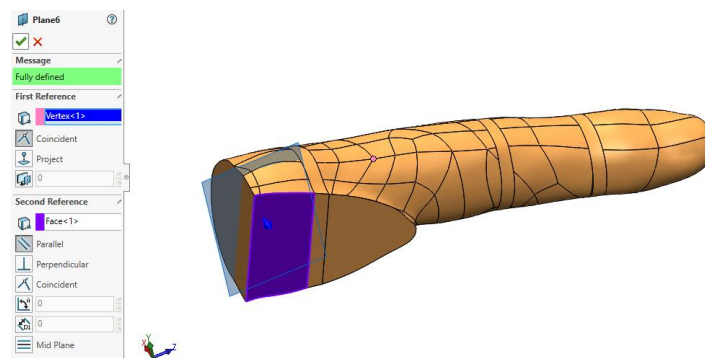


Figura 4.43 – 2º passo da modelação dos atuadores: estipulação de um plano guia.

A profundidade dos cortes foi definida que ficaria a 4,4 mm da base, que na figura aparece como 4,9 mm, devido ao raio de curvatura do boliado do corte. O espaçamento entre cada corte varia pois tal como explicado anteriormente a espessura das paredes varia ao longo do atuador (Figura 4.44).

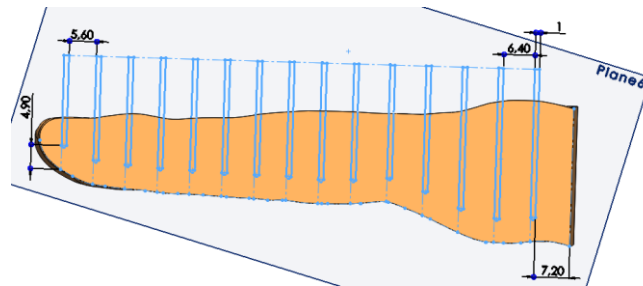


Figura 4.44 – 3º passo da modelação dos atuadores: delimitação das zonas dos cortes.

A partir deste desenho o dedo foi cortado recorrendo à ferramenta “extruded cut”, concluindo-se assim o segundo passo de modelação. Este passo no caso do polegar é feito de maneira semelhante mas com dois planos dedicados a cada movimento (Figura 4.45).

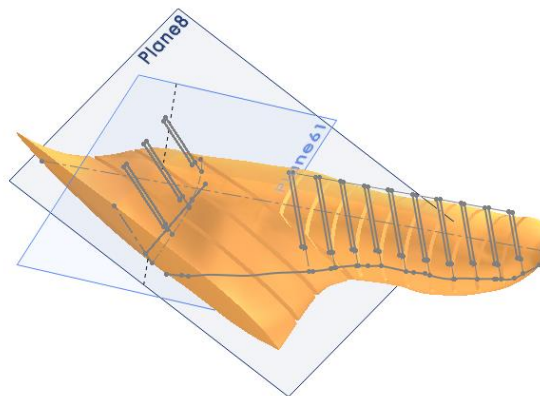


Figura 4.45 - Planos de definição e desenhos dos cortes do polegar.

Ficando já evidentes as paredes de contato, o passo seguinte começou pela definição de novos planos de trabalho que iriam delimitar cada câmara do atuador. Estes planos foram definidos pela mesma ferramenta utilizada no início do segundo passo, mas desta vez utilizou-se apenas as faces de contato e uma distância que corresponde à espessura de cada parede de contato, criando assim planos paralelos aos cortes que corresponderão, cada um deles, a umas das paredes interiores da câmara (Figura 4.46).

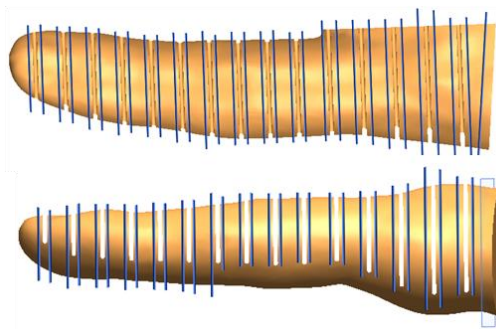


Figura 4.46 - Planos correspondentes a faces interiores das câmaras.

Nestes novos planos foram então delimitadas as secções interiores de cada câmara de modo que a espessura das paredes de não contato fosse o dobro da de contato. Para isto em cada um dos pares de planos das câmaras foi retirado o contorno externo utilizando a ferramenta de desenho “intersection curve” que permite obter as curvas de interceção das faces do corpo com o plano.

Tendo este contorno externo foi então aplicada outra ferramenta de desenho denominada de “offset entities” que permite a criação de uma nova área proporcional estabelecendo uma distância, que neste caso corresponde à espessura das paredes de não contato (Figura 4.47-a-b).

Com os dois planos e respectivos desenhos definidos é possível executar a ferramenta “lofted cut” que permite a remoção de material entre dois perfis, com um caminho linear estipulado nesta ferramenta. Contudo a utilização direta deste método revelou que produzia defeitos nas câmaras, por este motivo teve de se criar para cada câmara um terceiro desenho tridimensional onde se desenhou múltiplas linhas guia para que o “lofted cut” tivesse uma melhor orientação (Figura 4.47-c).

Com os três desenhos conseguiu-se então executar o “lofted cut” obtendo-se câmaras sem defeitos, concluindo assim o terceiro passo da modelação (Figura 4.47-d).

Com as câmaras modeladas (Figura 4.47-e), o passo que se sucedeu teve como objetivo a modelação do canal de ligação das câmaras. Para isto recorreu-se novamente ao primeiro plano, onde se criou um desenho e obteve-se a linha que contornava a base do atuador com a ferramenta “intersection curve”. De seguida aplicou-se a ferramenta de desenho “offset entities”, para que fosse criada uma linha igual a uma distância de 2,2 mm desta, ficando centrada com o canal.

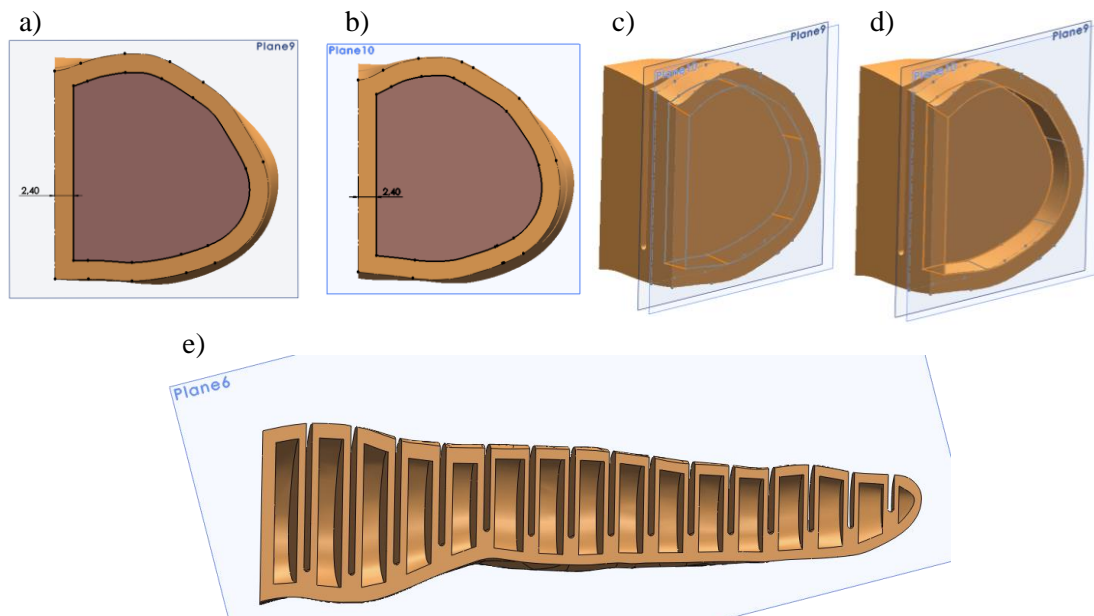


Figura 4.47 – 4º passo do processo de modelação: modelação das câmaras.

Para estipular a secção do canal de ligação foi criado um plano no início da linha e perpendicular à mesma onde se desenhou uma secção circular com 2 mm de diâmetro. Com isto já se tinha as informações necessária para aplicar a ferramenta “swept cut”, uma secção e uma linha guia e assim modelar o canal de alimentação que intersesta todas as câmaras

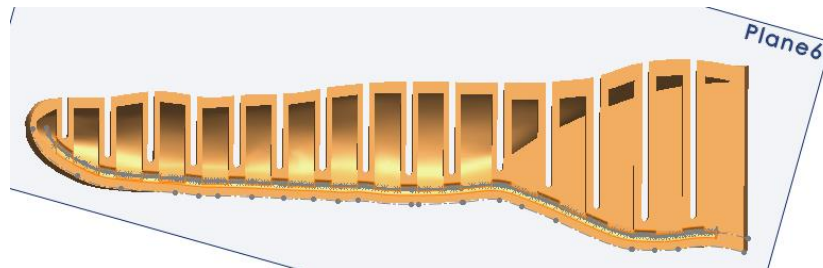


Figura 4.48 – 5º passo do processo de modelação: modelação do canal de ligação das câmaras.

Com o processo descrito agora, consegue-se modelar o atuador com o modelo Elastosil, contudo para o modelo NinjaFlex, ignorando o processo associado à modelação dos fixadores, é necessário um último passo.

Como referido anteriormente, para que o comportamento do mecânico do atuador estivesse de acordo com o desejado foi removido material nas zonas laterais entre cada corte. Para remover este material foi criado um plano perpendicular aos cortes, e foi delimitado uma largura inicial de 10 mm centrada com o canal de ligação, que vai reduzindo gradualmente à extremidade onde concluí com o dobro da espessura máxima da parede de não contato do atuador, 4,8 mm (Figura 4.49).

Com os vários passos descritos e desprezando a modelação dos fixadores, por esta ser simples, consegue-se então modelar cada atuador.

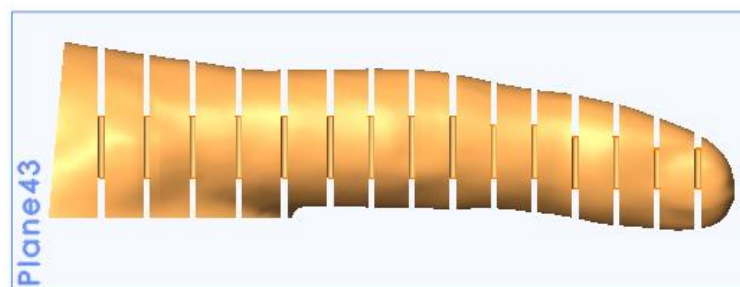


Figura 4.49 – 6º passo do processo de modelação: remoção de material da base entre cortes.

4.3 Fabrico

A validação final de qualquer projeto experimental desenvolvido por métodos teóricos e computacionais, é conseguida por ensaios experimentais a protótipos. Por este motivo, o desenvolvimento desta prótese foi acompanhado pela conceção e teste de protótipos, com o objetivo de ir percebendo qual o melhor método de fabrico e por consequência qual o material a seleccionar, mas também ir refinando detalhes associados ao próprio método de fabrico.

Como referido anteriormente, foram seleccionados, para constituintes dos atuadores, dois materiais que se encontram associados a diferentes métodos de fabrico: 1- O Elastosil M4601[®], cujo fabrico seria realizado recorrendo a moldes; 2- O NinjaFlex[®], que trabalhado por impressão 3D. A palma da mão como foi estipulada que seria rígida, ficou definido à priori que seria concebida por impressão 3D com PLA, tal como os moldes para a opção de utilização do Elastosil[®].

Para o fabrico dos protótipos recorreu-se a duas impressoras 3D diferentes a Beethfirst[®] (Figura 4.50-a), comercializada pela Beeverycreative[®], disponibilizada pelo Laboratório de Automação de Processos Industriais (API), e uma 3D Prusa+Mendel90 RepRap[®] (Figura 4.50-b), disponibilizada pelo Professor Doutor Tiago Charters, no Laboratório de Oficina Digital do ISEL (ODI). Nesta segunda recorreu-se a um MKII (Makerbot versão open source) e uma placa de aquecimento com 20x20 cm² (81,82).

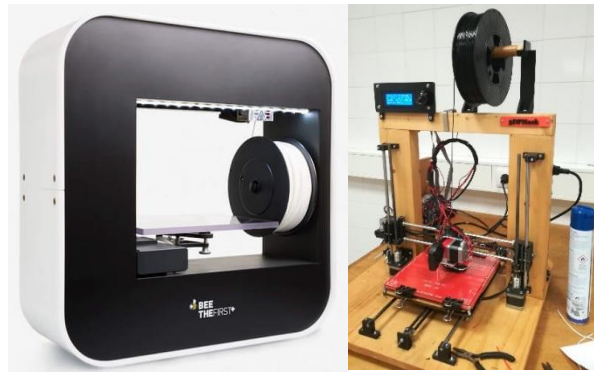


Figura 4.50 - Impressoras 3D utilizadas: a) BeeTheFirst[®]; b) 3D Prusa+Mendel90 RepRap[®].

O primeiro protótipo impresso para validação do conceito foi o modelo clássico do fPNA. No início deste trabalho tinha-se apenas disponível a impressora BeeTheFirst[®], e como esta impressora encontra-se por definição configurada para imprimir materiais mais rígidos como PLA, tentou-se adaptá-la para impressão de material *soft*. A adaptação ao novo material consistiu na alteração do bico de impressão e ajuste dos parâmetros associados à impressão como temperatura e velocidade de impressão. Como o material ainda não se encontrava definido utilizou-se o material *soft* comercializado pela Beeverycreative[®], o TPU-Flex[®], que é similar ao NinjaFlex[®], mas mais rígido. Apesar deste material não se encontrar devidamente caracterizado para que se pudesse realizar as simulações correspondentes, através deste protótipo poder-se-ia validar o comportamento, esperando uma grande redução do movimento devido à rigidez do material, e permitiria uma primeira avaliação da impressão direta do atuador

Apesar dos esforços para se conseguir esta primeira abordagem, o produto da impressão foi de baixa qualidade apresentando um mau acabamento e fugas (Figura 4.51). Em adição a estes problemas a impressora também começou a apresentar avarias, como fugas de material fundido no topo do cabeçote.



Figura 4.51 - Atuador clássico, impresso com TPU-Flex pela Beeverycreative®.

Com a falha desta primeira opção decidiu-se estudar a alternativa de utilizar moldes. Para isto houve um acréscimo de trabalho de modelação para se criar os moldes, que depois foram fabricados por impressão 3D. Para isto voltou-se a reconfigurar a impressora e imprimiu-se os moldes com PLA.

Este estudo de viabilidade da utilização de moldes foi realizado em paralelo com o desenvolvimento do atuador do indicador, e por isso os moldes testados correspondem a versões não finais do atuador.

A modelação dos moldes revelou-se ser um processo tão complexo quanto o desenvolvimento do próprio atuador. Como o atuador contém detalhes interiores, nomeadamente as câmaras e o canal de ligação que as intersecta, o atuador tem de ser fabricado em duas partes que posteriormente têm de ser unidas. Com isto o atuador foi dividido numa parte superior que contém os pormenores interiores das câmaras, e uma parte inferior que contém o canal de ligação das câmaras Figura 4.52.

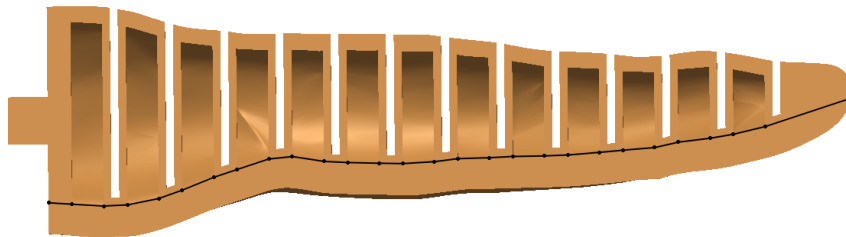


Figura 4.52 – Divisão do atuador para modelação dos moldes para a parte superior e inferior.

Com o atuador do dedo dividido, modelou-se um molde para a sua parte superior e inferior (Figura 4.53). O molde, para ambas as partes, teve de ser composto por duas peças devido às irregularidades e particularidades de cada. De modo a permitir que o ar preso possa escapar e possibilitar o enchimento do molde por injeção, adicionou-se um furo no ponto mais alto do molde, procurando minimizar o impacto no produto final. Para permitir o fecho e auxiliar a abertura, após a cura do silicone, foi adicionada uma folga de 0.1 mm nas faces em contato, e foram adicionadas saliências que permitem que se segure melhor as partes do molde ao abrir. Isto é importante pois apesar da estipulação de folga existe ainda atritos entre as peças e o silicone ao curar irá colar-se às duas partes, requerendo assim alguma força para abrir o molde.

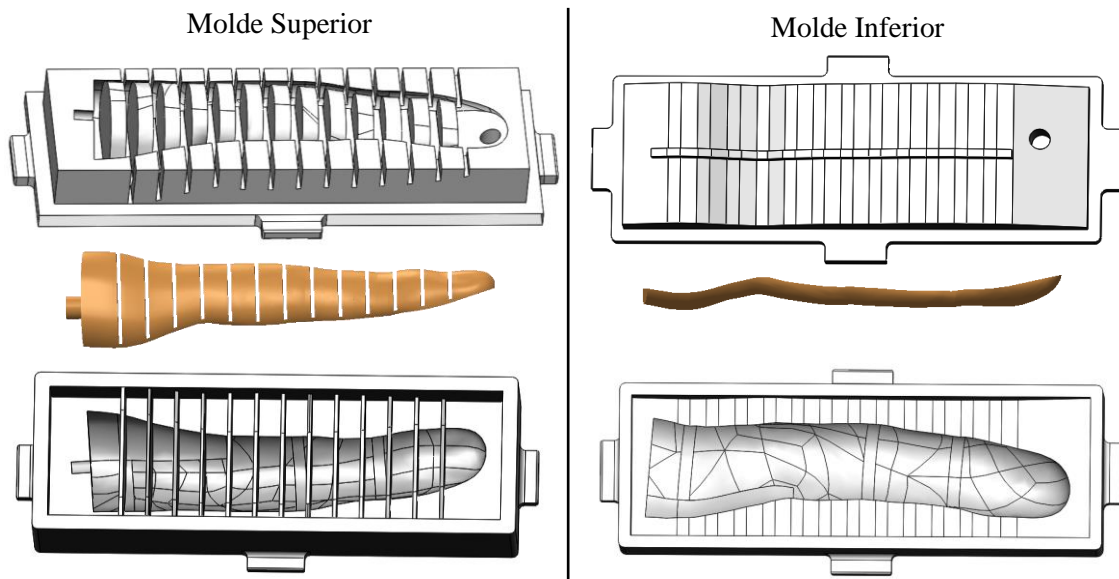


Figura 4.53 – Modelos dos moldes para o atuador do indicador: Superior | Inferior.

A modelação resultou num molde superior complexo com muitas faces e concavidades onde o silicone pode aderir e com pouco espaço para que as bolhas de ar possam escapar. Por contraste o molde inferior é mais simples, mas contém pontos altos onde as bolhas de ar podem ficar presas. Com os moldes modelados, estes foram impressos pela BeeTheFirst® com PLA.

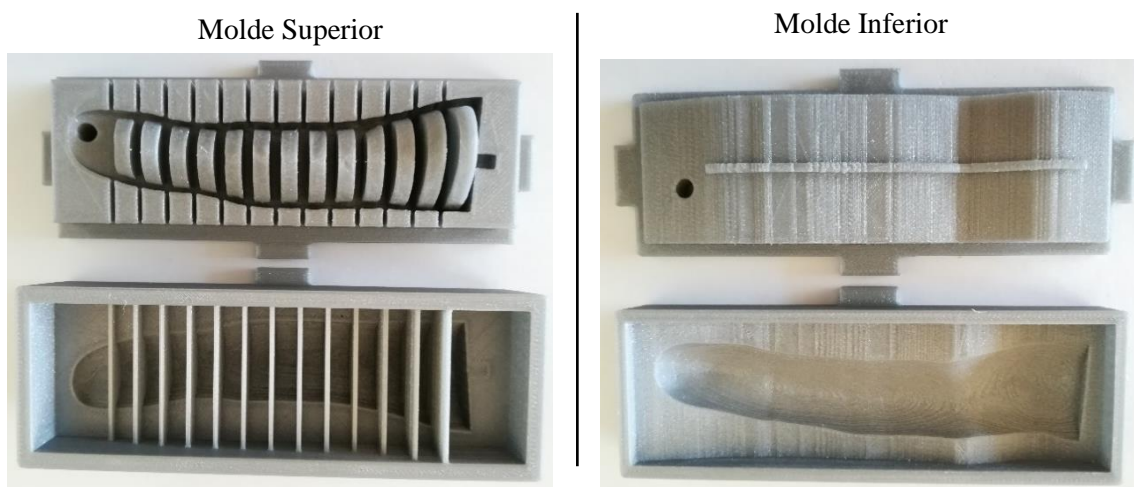


Figura 4.54 - Produto da impressão 3D do molde: Superior | Inferior.

O produto da impressão para além de ter confirmado preocupações referidas, veio acrescentar outras complicações. Para além do próprio molde já ter concavidades que agarram o silicone, como se pode observar na Figura 4.55, o molde apresenta rugosidade e nas zonas dos cortes a estrutura impressa do molde superior, apresenta uma deformação que constrixe o fecho e abertura do molde e que poderá resultar num ponto de fixação do silicone.



Figura 4.55 - Vista detalhada do molde superior.

Com os moldes impressos procedeu-se ao fabrico do protótipo. Apesar do material definido nos estudos ser o Elastosil M4601[®], como se tratava de um estudo preliminar utilizou-se um silicone semelhante disponível, o ZC 20-120[®] da Zhermack[®] (83). Após mistura com o endurecedor este foi colocado no molde, sendo que uma parte foi por vazamento e depois quando fechado por injeção. Para auxiliar a descolagem do silicone aplicou-se previamente e abundantemente no molde um spray de óleo de silicone puro, o R6, que se trata de um agente de libertação e lubrificante (84). Contudo, apesar dos esforços os resultados foram negativos (Figura 4.56).

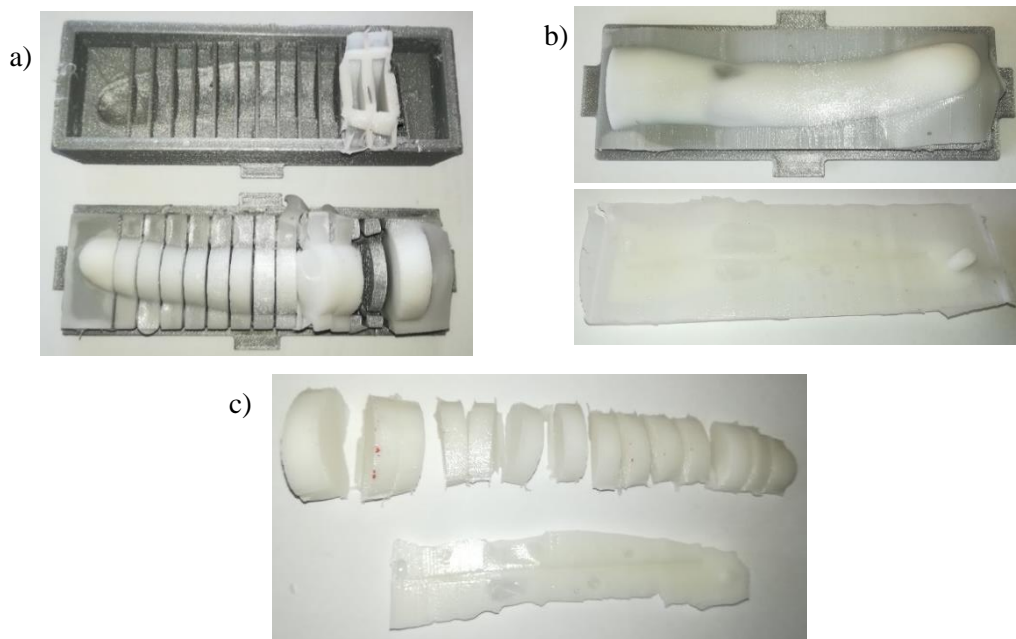


Figura 4.56 – a) Molde superior; b) Molde inferior; c) Moldes após remoção do produto final.

Após o tempo de cura do silicone procedeu-se à abertura do molde, que foi diferente nos dois moldes. No molde superior a abertura foi difícil, o que é explicado pelas múltiplas zonas de intersecção entre as duas partes do molde e zonas onde o silicone atua como cola. Para além disso ao abrir este molde o seu produto veio danificado, como visível na Figura 4.56-a. E quando se tentou remover o silicone a ligação entre as câmaras rompeu-se (Figura 4.56-c), o que é explicado pela concavidade do molde que dificulta a saída da peça final e pelo facto desta ligação ter pouca espessura, o que levou ao seu aumento após este teste.

A abertura do molde inferior foi fácil por contraste ao molde superior, o que se deve à simplicidade do molde. Contudo, ao abri-lo verificou-se que continha bolhas de ar que ficaram presas no molde (Figura 4.56-b). Em adição a isto verificou-se uma dificuldade na remoção do material em excesso, tendo o resultado ficado irregular (Figura 4.56-c).

Os problemas apresentados neste estudo levaram a concluir que a solução poderia passar pela divisão das peças no caso do molde superior, e uma melhor colocação ou mais um furo para remoção do ar no caso molde inferior. A utilização de uma câmara de vácuo poderia também ser bastante útil na ajuda de remoção do excesso de ar. Apesar destas propostas de melhorias que poderiam levar ao sucesso deste método, este foi abandonado por ter surgido a possibilidade utilizar a 3D Prusa+Mendel90 RepRap2®, que tem um maior potencial para conseguir realizar a impressão de material *soft* devido à sua fácil personalização, e placa aquecida.

A impressão 3D revelou algumas dificuldades, nomeadamente na definição da posição de impressão, o ajuste dos parâmetros e componentes para a impressão do material NinjaFlex®. Entre a conclusão da peça e a impressão existe um preparação do modelo para impressão, no qual se enquadra o modelo no espaço de impressão e se cria, em caso de necessidade, material de suporte, num formato de G-code. Para este passo intermediário utilizou-se o *software* Cura, da Ultimaker. Idealmente a impressão de um objeto é feita a partir de uma base plana, que colocada virtualmente, paralela ao plano de impressão, contudo o dedo apresenta uma forma irregular e única, sem base plana para além da face do fixador. No entanto, o uso dessa face como base para impressão resulta em vários problemas de suporte e equilíbrio estrutural durante o processo. Estes problemas surgem nas paredes de contato, que nesta posição de impressão, são paralelas ao plano de construção e têm uma área grande com suporte insuficiente, e o desequilíbrio advém da esbelteza da estrutura. A impressão feita desta forma levaria à necessidade de criar suporte estrutural dentro das câmaras e aumentaria os defeitos no produto final, o que comprometeria seu comportamento mecânico.

Para evitar todos estes problemas, o atuador foi impresso horizontalmente, com as paredes perpendiculares ao plano de fabricação. Isso levou à necessidade de criar, principalmente, um suporte estrutural na base do atuador para que a impressora pudesse acompanhar a irregularidade do dedo, mas também algum suporte residual no interior do atuador.

Embora esse processo tenha trazido melhorias para a impressão, ela não está livre de defeitos.

Devido à flexibilidade do material e às temperaturas utilizadas no processo, uma pequena percentagem da base funde-se com o atuador, sendo necessário removê-lo manualmente, comprometendo o aspecto estético final do mesmo, como mostra a Figura 4.57.

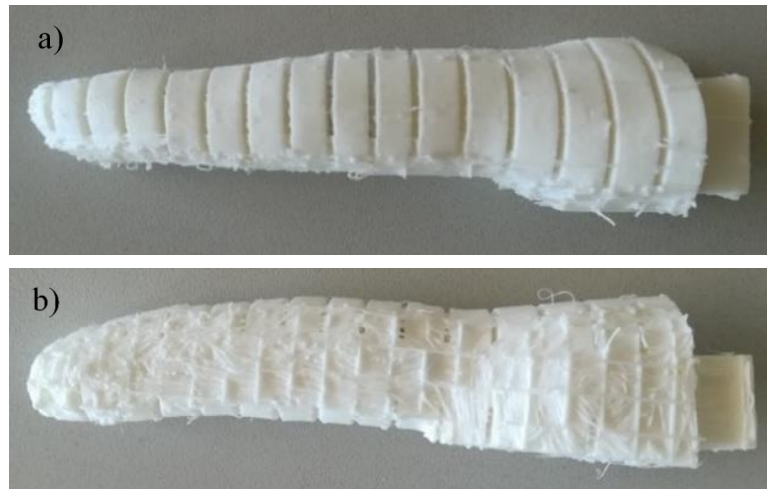


Figura 4.57 - Atuador do dedo indicador impresso: a) Vista lateral; b) Vista inferior.

A impressão dos atuadores, como referido, foi feita com o material NinjaFlex[®], e os parâmetros de impressão foram 250 °C para a ponta quente, 80 °C para a placa de aquecimento (em todas as camadas), 30 mm/s de velocidade de impressão, uma retração de 6 mm/s a 20 mm/s e um preenchimento de 100 % para o atuador *II* e 20 % para os restantes. Recorreu-se ainda a ventilação direcionada para ajudar o material a arrefecer procurando aumentar a qualidade de impressão e teve de se recorrer a um extrusor especializado obtido na plataforma aberta, Thingiverse (85).

Imprimiu-se apenas o atuador *II* a 100 % devido a gestão de material e para que houvesse um atuador para ensaios. Os restantes atuadores foram impressos no sentido de providenciar uma imagem final do produto conseguido (Figura 4.58).

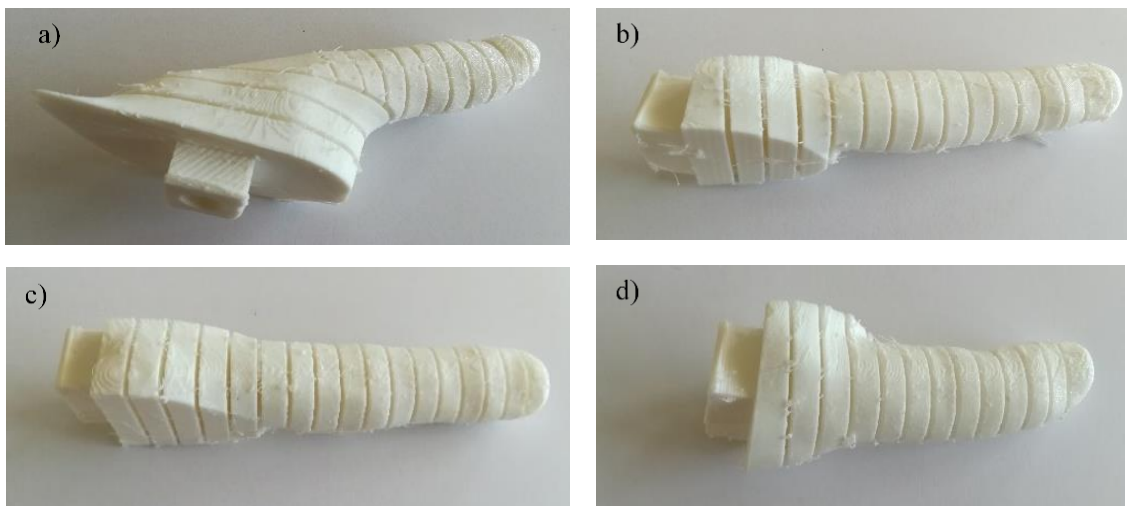


Figura 4.58 - Atuadores impressos: a) *I*; b) *III*; c) *IV*; d) *V*.

Em paralelo com a impressão dos atuadores foi também impressa a palma da mão rígida em PLA (branco), com a impressora BeeTheFirst[®]. Esta impressão foi conseguida sem adversidades, pois este componente contém faces planas e o material é rígido (Figura 4.59).

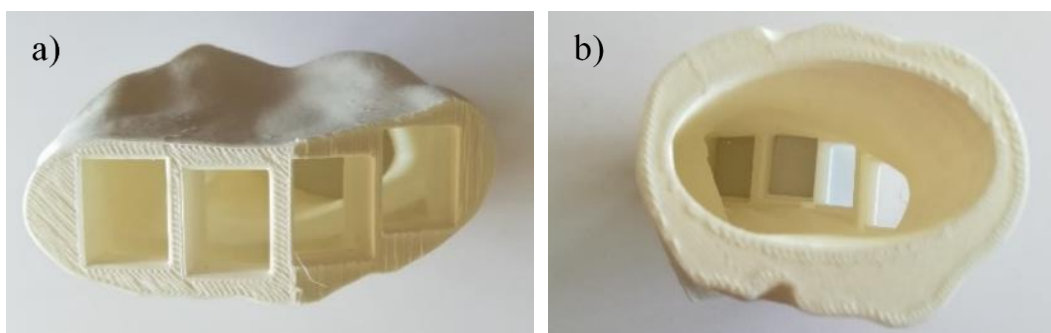


Figura 4.59 - Palma da mão impressa: a) Vista superior; b) Vista inferior.

Com os atuadores e palma da mão impressos pôde-se montar a prótese, como se pode verificar Figura 4.60. Avaliando o aspeto final da prótese, verifica-se que se conseguiu uma morfologia final muito similar, fruto do processo de engenharia inversa com exceção à zona MC do polegar. Isto deve-se ao facto da sua reestruturação ser mais complexa, mas que pode ser corrigida com um scan onde a mão se encontra na postura desejada. O aspeto superficial deste produto pode ainda ser melhorado recorrendo a uma luva estética.



Figura 4.60 - Prótese montada, ao lado do membro original e uma moeda para referência de tamanho.

5 Controlo

Realizado o estudo e conceção da prótese procedeu-se ao projeto de um sistema de controlo, com o objetivo de iniciar a estipulação de uma metodologia de controlo da prótese e poder testar o produto já conseguido até agora.

Como referido anteriormente, as próteses comercializadas recorrem a sistemas eletromecânicos para controlar os seus movimentos, convertendo energia elétrica em mecânica através de motores, sistemas de engrenagens, roldanas ou alavanca. Contudo neste trabalho os atuadores requerem uma atuação por ar comprimido, o que levou ao desenvolvimento de um sistema electropneumático.

Nos sistemas electropneumáticos a energia elétrica é convertida em mecânica sobre a forma de ar comprimido por intermédio de uma bomba pneumática. O sistema projetado, foi pensado no âmbito de poder realizar alguns ensaios experimentais mais simples, e com este intuito foi desenvolvido com o propósito de controlar a prótese por grupos. Os grupos de atuação são dois, e a sua definição é feita manualmente por união de tubos pneumáticos recorrendo a engates rápidos tipo “T” (80). Isto permite, por exemplo, realizar ensaios onde se tenta executar a garra, juntando num primeiro grupo os atuadores de *II* a *V* e no outro o grupo o atuador *I*. ou associar um grupo ao atuador *I* e o *II* ao outro grupo para executar a pinça de precisão.

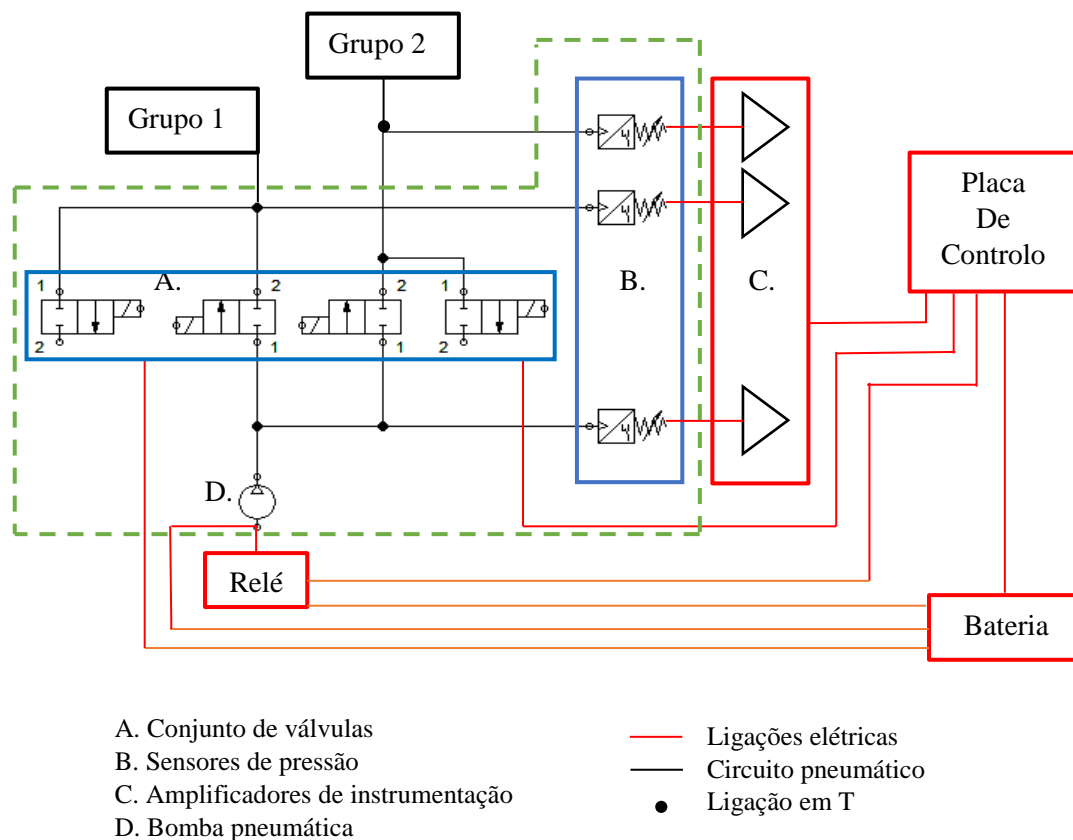


Figura 5.1 - Esquema representativo do circuito eletropneumático

Com isto projetou-se um sistema eletropneumático, representado na Figura 5.1, composto por uma bomba pneumática para alimentar o circuito pneumático, quatro válvulas, duas por grupo onde em cada um a primeira válvula controla a admissão de ar ao atuador (pressurização), e a segunda a despressurização.

Para leitura dos valores de pressão, estabeleceu-se que seriam necessários três sensores de pressão, o primeiro à saída da bomba pneumática para verificação do output desta e os outros dois à entrada do respetivo grupo.

Para controlo do bomba pneumática, válvulas e leitura dos valores de pressão é necessária uma placa de controlo e para fornecer energia a todo o sistema elétrico, uma bateria. Devido a questões da potência requerida para atuação da bomba pneumática foi também necessário recorrer a um relé, e para ler o sinal proveniente dos sensores de pressão foi necessário projetar um circuito de amplificação de sinal com um amplificador de instrumentação.

A representação feita na Figura 5.1 trata um esquema simplificado do circuito eletropneumático projetado, onde apenas a simbologia do circuito pneumático foi feito segundo a norma DIN ISO 1219 (86). O circuito elétrico simplificou-se para que não sobrecarregasse a figura, mas encontra-se especificado mais detalhadamente neste capítulo, após a exposição dos componentes selecionados.

5.1 Componentes selecionados para o circuito eletropneumático

Definida a constituição do circuito realizou-se um estudo de mercado para aquisição dos diferentes componentes, isto tendo sempre em consideração a contenção de custos para que o valor final seja mais acessível.

Para pressurização do circuito selecionou-se uma bomba de pistão (Figura 5.2) DC 12V e 45W, capaz de exercer uma pressão até 0.580 MPa, com um escoamento nominal de 48 L/min, cujo custo foi de 23.94 € (87). Comparando à bomba de diafragma revista na bibliografia e identificada no capítulo Atuador Clássico, as principais desvantagens da bomba de pistão são que esta atinge uma pressão inferior, mas que não é requerida dado que a pressão para flexão dá-se por volta dos 0.06 MPa, que o nível de ruído é mais elevado cerca 20db e que o seu peso de 0.5 kg é bastante superior em comparação aos 0,17 kg da de diafragma, o que é aceitável dado que se está a projetar o sistema para teste do comportamento mecânico da prótese desenvolvida e não para uma aplicação final, portátil (76,87). Apesar das desvantagens esta bomba consegue um caudal cerca quatro vezes maior e o seu preço é bastante inferior à de diafragma cujo o preço é 259.78 € (76,87). As propriedades da bomba de pistão selecionada encontram-se sintetizadas na Tabela 5.1.

As válvulas selecionadas são de solenoide, permitindo o controlo do escoamento por intermédio do controlador. Estas válvulas como já evidenciado na Figura 5.1, são de duas vias normalmente fechadas,

o seu uso não restringe a ar comprimido e as pressões admitidas são superiores à máxima da bomba. O custo de cada válvula foi 6,15 € e as suas propriedades encontram-se especificadas na Tabela 5.2 (88).

Tabela 5.1 – Propriedades da bomba de pistão selecionada (87).



Figura 5.2 – Bomba de pistão selecionada (87).

Propriedades	Valor	Unid.
Tensão nominal DC	12	V
Potência	45	W
Diâmetro a porta	6.6	mm
Pressão máxima	0.580	MPa
Vácuo máximo	85	kPa
Caudal nominal	48	L/min
Velocidade do motor	5000	rpm
Ruido	< 65	dB
Tamanho	43.6 × 87 × 112	mm
Peso	500	g

Tabela 5.2 – Propriedades das válvulas selecionadas (88).

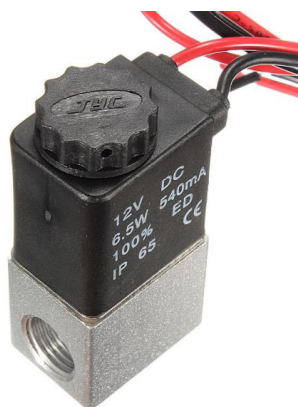


Figura 5.3 - Válvula selecionada (88).

Propriedades		
Porta de ligação	¼" BSP	
Tensão da bobine	AC	220 V
	DC	24 V
	DC	12 V
Potência da bobine	6.5 W	
Fluído de serviço	Ar, Gás, Água, líquido	
Modo de operação	Direto	
Tempo de resposta	20 ms	
Gama de pressão	[0 , 0.7] MPa	
Gama de temperatura	[-5 , 80] °C	

O controlador utilizada foi o GEVCU - *Generalized Electric Vehicle Control Unit*, que se trata de uma placa didática dedicada ao controlo de veículos (89). Este controlador foi desenvolvido com base num Arduino Due e que ao longo do tempo se transformou num hardware mais robusto capaz de sobreviver às condições do meio automotivo, sem perder a compatibilidade com a *software* da

plataforma Arduíno (89). Este controlador foi disponibilizado pelo grupo de investigação LCEC - *Low Carbon Energy Conversion* e encontra-se no mercado a cerca de 509,86 €, o que é um valor elevado comparando ao resto do sistema por se tratar de um componente robusto (90). Por este motivo para referência de custos utilizou-se o valor de uma placa Arduíno Due (35 €) que seria comprada caso fosse necessário (91).

Tabela 5.3 – Propriedades do controlador (91).

Propriedades	
Processador	Atmel SAM3XBE ARM Cortex-M3 CPU
Core	32 bit
CPU Clock	84 Mhz
SRAM	96 kB
Flash memory for code	512 kB
EEPROM for persistent data	256 kB
Operating Voltage	3.3 V
Input Voltage	6-16 V
Isolated analog inputs	4
Isolated digital inputs	4
Digital outputs	8
Ambiente de programação	Arduíno Due



Figura 5.4 - Placa de controlo utilizada.

Para medição das pressões atingidas nos vários pontos de interesse, adquiriu-se sensores de pressão de montagem de placa básico, com um desempenho simples, mas de alta qualidade. Os sensores de pressão seleccionados, que se podem verificar na Figura 5.5 admitem uma pressão máxima de 1 MPa, e o seu output é na ordem dos mV por ser não amplificado. O custo de cada sensor foi de 7,26, € (92).



b)

Characteristic	Min.	Typ.	Max.	Unit
Supply voltage (Vsupply) ^{1,2}	1.8	5.0	12.0	Vdc
Supply current (at 5.0 Vdc supply)	-	1.5	2.5	mA
Specified temperature range ³	-40 [-40]	-	125 [257]	°C [°F]
Accuracy ⁴	-	-	±0.25	%FSS BFSL ⁵
Input resistance	2.4	3.0	5.5	kOhm
Thermal effect on resistance (TER) ⁶	1200	-	3200	ppm/°C

¹ Ratiometry of the sensor (the ability of the device output to scale to the supply voltage) is achieved within the specified operating voltage.

² Incorrect application of supply voltage or ground to the wrong pin may cause electrical failure.

³ The specified temperature range is the temperature range over which the sensor will produce an output proportional to pressure within the specified performance limits.

⁴ Accuracy: The maximum deviation in output from a Best Fit Straight Line (BFSL) fitted to the output measured over the pressure range at 25 °C [77 °F]. Includes all errors due to pressure non-linearity, pressure hysteresis, and non-repeatability.

⁵ Full Scale Span (FSS) is the algebraic difference between the output signal measured at the maximum and minimum limits of the pressure range. (See Figure 1 for ranges.)

⁶ TER (Thermal Effect on Resistance): The deviation in input resistance due to change in temperature over the specified temperature range, relative to input resistance measured at 25 °C [77 °F].

Figura 5.5 – Sensor pneumático seleccionado: a) Ilustração, b) Características (92).

Como o sinal proveniente do sensor é na ordem dos mV, se este sinal fosse enviado diretamente para o controlador, a razão entre sinal e ruído poderia ser baixa ao ponto do ruído absorver completamente o sinal do sensor, por este motivo é preciso amplificar o sinal o máximo possível, sendo este máximo delimitado pelo controlador. Para amplificar o sinal de cada sensor foi então utilizado um amplificador de instrumentação INA125 por ser um amplificador de baixa potência e alta resolução. Cada amplificador foi adquirido por 5,88 € e algumas das suas propriedades encontram-se sintetizadas na Figura 5.6 (93).

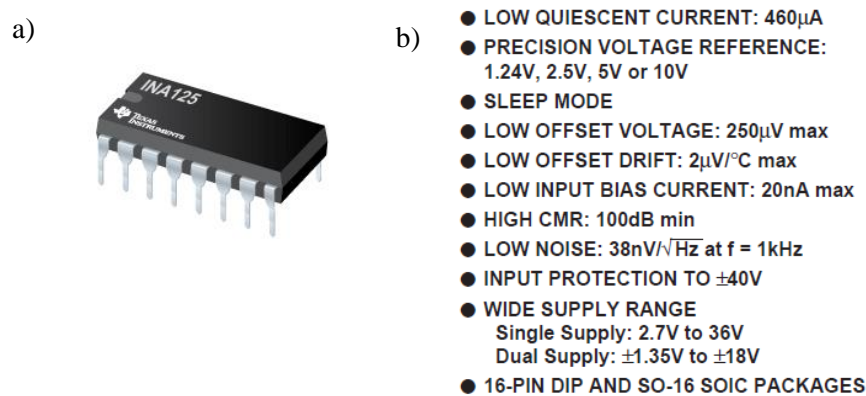


Figura 5.6 - Amplificador de instrumentação: a) Ilustração; b) Caraterísticas (93).

O relé e a bateria, tal como o controlador, foram disponibilizados pelo grupo de investigação LCEC (90). O relé foi necessário para que a bomba não fosse diretamente alimentada pelo controlador, assim o controlador controla o relé que por sua vez controla a alimentação da bomba. Este relé encontra-se disponível por 7,77 € e algumas das suas características encontram-se sintetizadas na Tabela 5.4 (94).

Tabela 5.4 – Propriedades do relé selecionado (94).



		Propriedades	
		<i>Contact arrangement</i>	1 form A, NO/1 NO (82X87)
	Tensão nominal DC	12V	24 V
	limite de corrente contínua	-	-
	23 °C	60A	60A
	85 °C	40A	40A
	125 °C	17A	17A

Figura 5.7 - Relé selecionado (94).

A bateria utilizada é de 12 V e 7,0 AH, e apresenta um inconveniente comum à bomba selecionada, que é o peso, tendo esta 2,1 kg e sendo por isso pouco prática para o propósito final, mas que para o trabalho em causa se adequa. Esta bateria encontra-se comercializada por 16,00 € e a sua especificação encontra-se na Figura 5.8 (95).

Adicionando aos custos revistos anteriormente e contabilizando ainda uma estimativa dos acessórios elétricos e pneumáticos, como tubo pneumático de 4 mm de diâmetro, engates rápido, resistências,

condensadores e as placas personalizadas utilizadas no circuito de amplificação de sinal do sensor, o custo final do circuito final é de cerca de 178,73 €.

a) 

b) **Speification:**

Battery Model	MS 7-12 12V7.0AH			
Designed Floating Life	3~5 Years			
Capacity (25°C)	20HR(0.35A,10.5V)	10HR(0.673A,10.5V)	5HR(1.26A,10.5V)	1HR(4.19A,10.5V)
	7,00AH	6,73AH	6,30AH	4,19AH
Dimensions	Length	Width	Height	Total Height
	151mm (5,94inch)	65mm (2,56inch)	94mm (3,70inch)	98mm (3,86inch)
Approx. Weight	2,10Kg (4,63 lbs) ±5%			
Internal Resistance	Full charged at 25°C : ≤28 mΩ			
Self Discharge	3% of capacity declined per month at (25°C)			
Capacity Affected by Temp.(20HR)	40°C	25°C	0°C	-15°C
	102%	100%	85%	65%
Charge Voltage(25oC)	Cycle use		Float use	
	14,4-15,0V(-30mV/°C), max. Current: 2,10A		13,6-13,8V (-20mV/°C)	

Figura 5.8 – Bateria selecionada: a) Ilustração; b) Características (95).

A lista dos componentes do circuito e os respetivos custos encontram-se resumidos na Tabela 5.5.

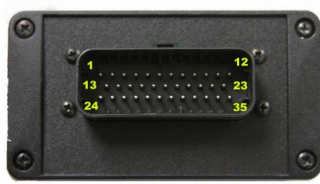
Tabela 5.5 – Resumo de quantidades e custos dos componentes do circuito eletropneumático.

Componente	Qtd.	€/Qtd.	€
Bomba de pistão	1	23,94	23,94
Válvula pneumática	4	06,15	26,60
Sensor de pressão	3	07,26	21,78
Amplificador de instrumentação	3	05,88	17,64
Controlador	1	35,00	35,00
Relé	1	07,77	07,77
Bateria	1	16,00	16,00
Acessórios	-	-	30,00
Total			178,73

5.2 Circuito elétrico do sistema eletropneumático

A ligação adequada dos diferentes componentes é crucial para conseguir-se o comportamento esperado e evitar avaria dos componentes que o constituem. Para que as ligações sejam feitas devidamente, por vezes, é preciso aferir as fichas técnicas ou manuais dos diferentes componentes para perceber o que representa cada ponto de ligação.

No caso do controlador, este apresenta uma ficha de 11 pinos, onde cada pino corresponde a uma ligação como mostra a Figura 5.9.



Pin	Color 4.01	Symbol	Description
1	BLK	VIN(+12V)	Positive Power Supply (Ignition KEY)
2	BRN	+12V	Regulated +12V output
3	TAN	DOUT0	Digital Output No. 0
4	VIO	DOUT1	Digital Output No. 1
5	GRY	DOUT2	Digital Output No. 2
6	YEL	DOUT3	Digital Output No. 3
7	RED	GND	Ground
8	ORN	GND	Ground
9	BLU	CAN0 HI	CAN High Channel 0
10	GRN	CAN0 LO	CAN Low Channel 0
11	PNK	CAN1 HI	CAN High Channel 1
12	WHT	CAN1 LO	CAN Low Channel 1
13	BLK/RED	GND	Ground
14	BRN/BLK	GND	Ground
15	BLU/RED	DOUT4	Digital Output No. 4
16	VIO/BLK	DOUT5	Digital Output No. 5
17	GRY/BLK	DOUT6	Digital Output No. 6
18	GRN/RED	DOUT7	Digital Output No. 7
19	RED/BLK	GND	Ground
20	ORN/BLK	AIN0	Analog Input No. 0
21	PNK/BLK	AIN1	Analog Input No. 1
22	TAN/BLK	AIN2	Analog Input No. 2
23	YEL/BLK	AIN3	Analog Input No. 3
24	WHT/BLK	+5V	Regulated +5V output
25	BLK/RED/BLU	+5V	Regulated +5V output
26	BRN/BLK/RED	+5V	Regulated +5V output
27	BLU/BLK/RED	+5V	Regulated +5V output
28	VIO/BLK/RED	+5V	Regulated +5V output
29	GRY/BLK/RED	GND	Ground
30	GRN/BLK/RED	GND	Ground
31	RED/BLK/BLU	GND	Ground
32	ORN/BLK/RED	DIN0	Digital Input No. 0
33	PNK/BLK/RED	DIN1	Digital Input No. 1
34	TAN/BLK/RED	DIN2	Digital Input No. 2
35	YEL/BLK/RED	DIN3	Digital Input No. 3

Figura 5.9 - Pins de ligação do controlador e respetivas ligações (91).

Começando a descrição do circuito pela bateria, representada no topo do esquema da Figura 5.10 esta encontra-se ligada pelo seu polo positivo no primeiro pino, dando energia ao controlador e permitindo que este posteriormente alimente o circuito dos sensores que não se encontra representada nesta figura. A bateria encontra-se também ligada aos polos positivos das quatro válvulas de solenoide, que são facilmente identificados pois os seus fios já vinham ligados e devidamente coloridos. Os polos negativos das válvulas encontram-se ligados ao controlador GEVCU nos pinos de três a seis. Por último a bateria liga ainda ao relé para que este possa alimentar o motor quando indicado pelo controlador.

O relé, tal como controlador, requereu uma atenção especial para que a ligação fosse feita devidamente. Como se consta no topo direito da Figura 5.10 o relé encontra-se numerado sendo que os números 86 e 85 marcam os polos da bobine que fecha o circuito por indução do interruptor marcado pelos números 87 e 30. A bateria liga-se por isso nos pontos 86 e 87, o 85 é ligado ao controlador pelo pino 15 para que este possa controlar o relé, e por último o 30 liga-se ao polo positivo do motor da bomba, o polo negativo da bomba é depois ligado ao *Ground* (14) e ao negativo da bateria.

Destaca-se ainda a utilização de dois *transiente Voltage supression* (TVS) nos polos do motor da bomba e na bobine do relé. A função destes componentes é prevenir o efeito denominado como *inductive kickback* que se dá ao abrir um circuito com bobinas como é o caso destes dois componentes. As válvulas deveriam ter também este componente, mas por questões praticas optou-se por não se utilizar.

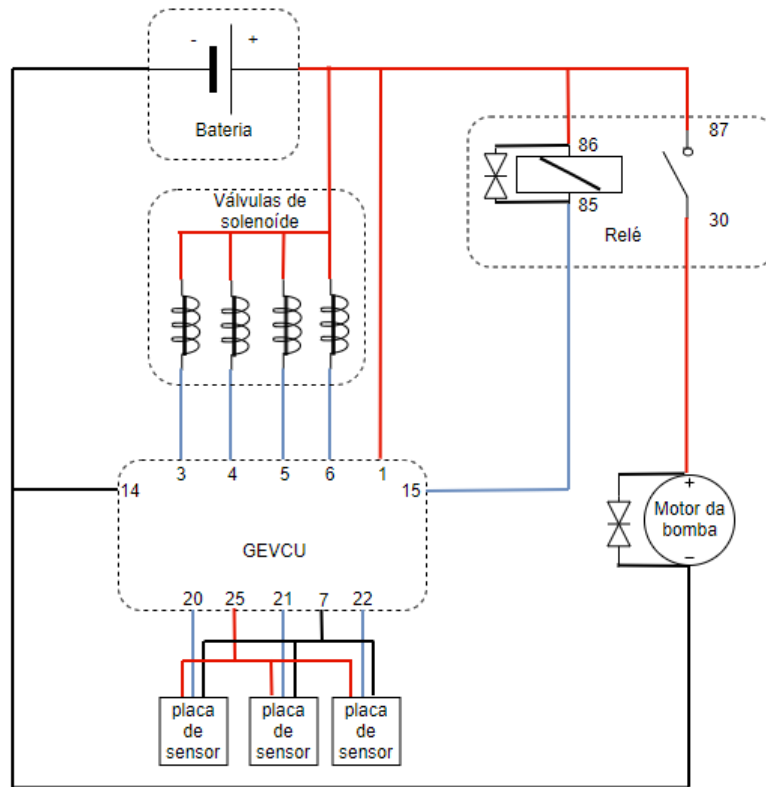


Figura 5.10 - Circuito elétrico do sistema eletropneumático.

Por último o circuito dos sensores permite, obter os valores de pressão no circuito eletropneumático, cada sensor tem uma ligação individual ao controlador para que sejam feitas as leituras de cada ponto de interesse (pinos 20, 21 e 22), mas todos partilham a mesma fonte de tensão (pino 25) e o mesmo *Ground* (pino 7). Na Figura 5.10 o circuito dos sensores não se encontra detalhado, mas para fazer as ligações entre sensor, amplificador e outros componentes foram projetadas placas personalizadas onde foram soldados os componentes Figura 5.11.



Figura 5.11 - Placa do sensor.

Esta placa assegura que a ligação é feita devidamente e reduz consideravelmente o ruído que chega ao amplificador. Para projetar esta placa e garantir que as ligações são bem feitas é necessário consultar as fichas técnicas dos componentes.

Começando pelo sensor este apresenta 4 pontos de contato que devem ser identificados para que possam depois ser ligado ao amplificador. Consultando então a ficha técnica conclui-se que o pino 1 corresponde ao ponto de alimentação do sensor, o pino 2 e 4 o polo negativo e positivo, respetivamente, do sinal de saída, e por último o pino 3 o ponto de ligação ao *Ground* (92).

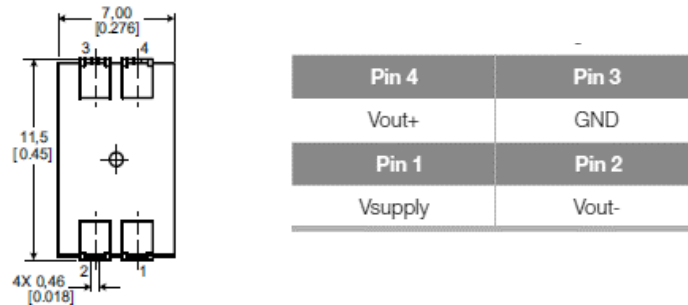


Figura 5.12 - Identificação dos pontos de ligação do sensor (92).

Tendo os pontos de ligação do sensor devidamente identificados, procedeu-se para a identificação dos pontos de ligação ao amplificador. A ficha técnica do amplificador apresenta um esquema que inclui o seu sistema e ainda uma representação do sensor por uma ponte de Wheatstone, localizada na parte esquerda da figura onde foi ainda inserido os pontos de ligação correspondentes ao sensor, com a referência PS, de ponto do sensor.

Como se verifica na Figura 5.13 o ponto 1 do sensor encontra-se alimentado por 2,5 V, os pontos 2 e 4 encontram-se respetivamente ligados às entradas de tensão negativa e positiva, que providenciam o sinal, e por ultimo o ponto 3 encontra-se ligado ao *Ground*.

Relativamente ao amplificador, este é ligado ao controlador (pino 25) para receber tensão pelo ponto 1 localizado no topo esquema. O *Ground* corresponde ao ponto 5 localizado no lado inferior direito do esquema que liga ao controlador no pino 7, e por último o output do sinal é enviado pelo ponto 11 que ligará a um dos três pinos de leitura de sinal analógico do controlador (20,21,22).

A função deste componente é amplificar o sinal proveniente do sensor para que não seja perdido com o ruído, a sua função de ganho para este amplificador é demonstrada na Figura 5.13:

$$G = 4 + \frac{60 \text{ k}\Omega}{R}$$

Como se verifica, o ganho depende da resistência seleccionada e para o fazer é preciso saber o quanto queremos aumentar. Isto foi decidido pela capacidade de receção do controlo que vai até 5 V, ou seja,

sabendo pela ficha técnica do sensor que a sua sensibilidade nominal é de $26 \frac{mV}{V}$ e dado que a alimentação deste é $2.5 V$, então o output de tensão do sensor (OPTS) é de:

$$OPTS = 2.5 V \times \frac{26 mV}{V} = 65 mV$$

Se queremos aumentar a tensão da medição de $65 mV$ para valores mais elevados e próximos dos $5 V$ então a razão entre estes será o ganho que pretendemos, e invertendo a equação do ganho da Figura 5.13 em ordem à resistência assim pode-se calcular a resistência ideal para este circuito:

$$i: G = \frac{5 V}{65 \times 10^{-3} V} \cong 76.92$$

$$ii: R = \frac{60 k\Omega}{G - 4} = \frac{60 k\Omega}{76.9 - 4} \cong 0.823 k\Omega = 823 \Omega$$

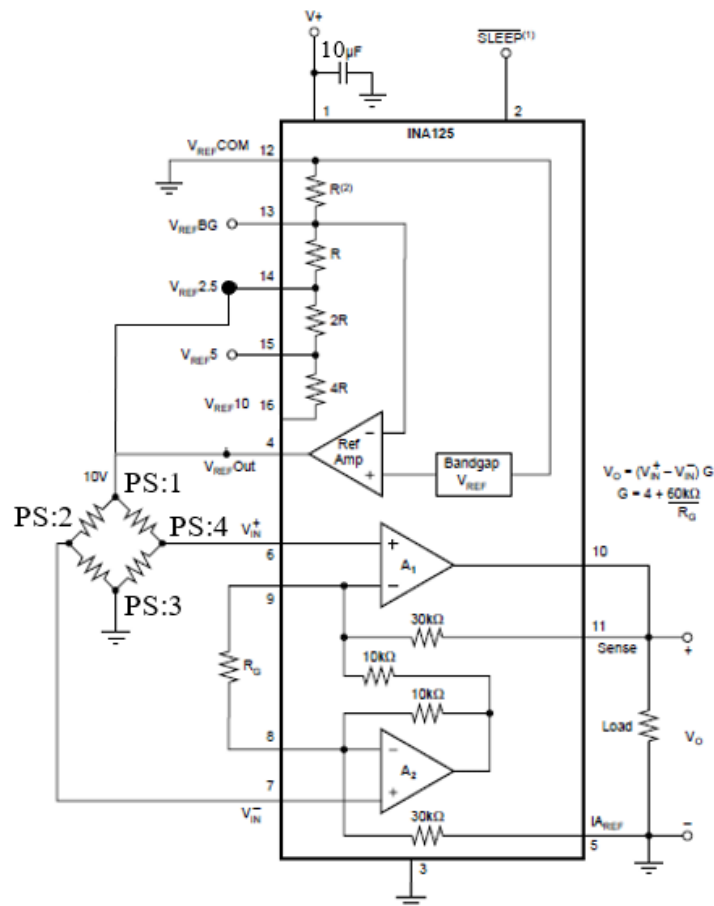


Figura 5.13 - Circuito elétrico do amplificador (93).

Com isto seleccionou-se uma resistência tipo E24 de $0.820 k\Omega$ completando assim o circuito do sensor, podendo-se por isso fazer a montagem final do circuito eletropneumático (Figura 5.14).

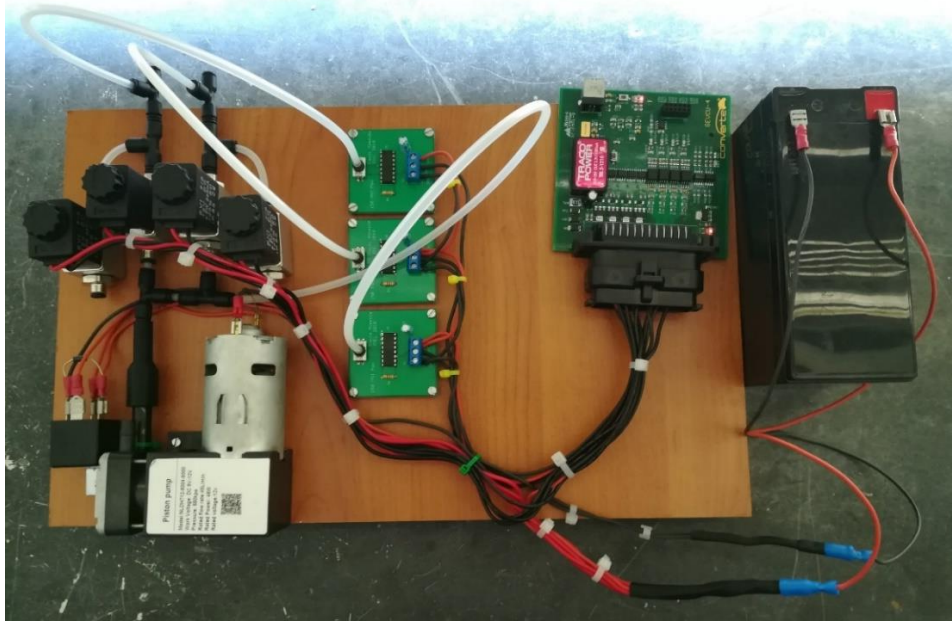


Figura 5.14 - Circuito Eletropneumático.

A montagem do circuito eletropneumático foi feita sobre uma placa de madeira, tendo-se criado vários componentes auxiliares como pés em NinjaFlex® (Figura 5.15-a), apoio do tubo (Figura 5.15-b), e o redutor de secção (Figura 5.15-c) em PLA, desenhados em SolidWorks e fabricados por impressão 3D.

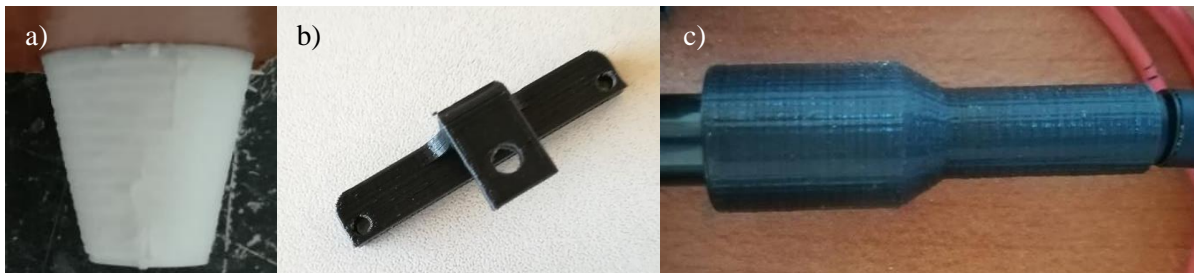


Figura 5.15 - pé de suporte do circuito eletropneumático.

Concluída a montagem do circuito eletropneumático é possível iniciar a programação do controlador, contudo é preciso concluir os ganhos que o sinal proveniente do sensor sofre para que seja estabelecida à priori no código uma variável de conversão do sinal de entrada para unidades de pressão de interesse. Para isto é preciso rever o ganho do amplificador e do sistema de processamento do sinal dentro do controlador, até chegar ao *analog to digital converter* (ADC).

Sabendo que no amplificador selecionou-se uma resistência de 820Ω o ganho é dado pela seguinte equação:

$$G = 4 + \frac{60k\Omega}{R} = 4 + \frac{60k\Omega}{0.820k\Omega} \cong 77.17$$

O sinal ao ser amplificado 77.17 vezes poderá chegar ao controlador em condições de ser processado, mas irá ainda passar por vários componentes sofrendo várias conversões até chegar ao ADC (Figura 5.16).

O sinal ao entrar no controlador GEVCU até chegar ao ADC tem de passar por um divisor de tensão que reduz a voltagem para uma banda entre os [0; 2]V para que o sinal possa passar o isolador existente para proteção galvânica. Após o isolador há um Ampop que aumenta a escala do sinal de [0;2] V para [0;3.3] V para aproveitar a banda do ADC.

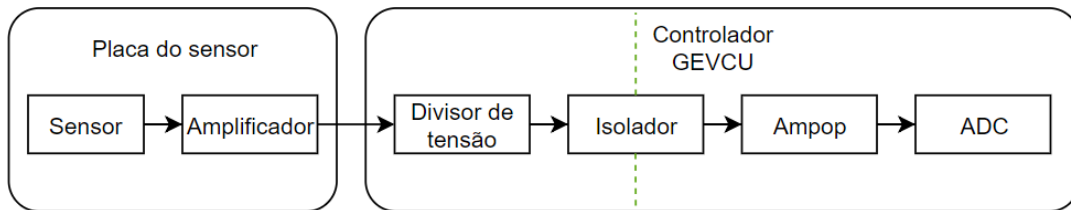


Figura 5.16 - Componentes do percurso do sinal do sensor até chegar ao ADC.

Como referido, a seguir ao amplificador o sinal chega ao controlador onde passa por um divisor de tensão onde se dá o primeiro ajuste de tensão no controlador (Figura 5.17).

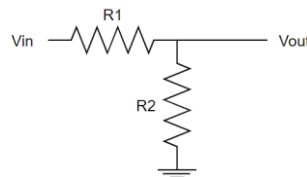


Figura 5.17 - Divisor de tensão

O divisor de tensão do controlador contém duas resistências, R1 de 15 kΩ e R2 de 10 kΩ, e a tensão de saída é dada pela seguinte equação:

$$V_{out} = V_{in} \times \frac{R2}{R1 + R2}$$

Então o ganho no divisor de tensão (GDT) é:

$$GDT = \frac{10 \text{ k}\Omega}{25 \text{ k}\Omega} = 0.40$$

O último componente que condiciona a tensão do sinal é um amplificador operacional (Ampop).

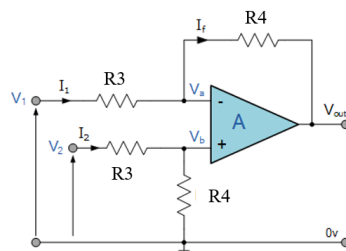


Figura 5.18 - Amplificador diferencial (96).

O Ampop contém duas resistências diferentes, R3 de 10 kΩ e R4 de 16.5 kΩ e a tensão de saída é dada pela seguinte equação:

$$V_{out} = V_{in} \times \frac{R4}{R3}$$

Logo o ganho neste Ampop (GAP) é:

$$G = \frac{R4}{R3} = \frac{16.5 \text{ k}\Omega}{10 \text{ k}\Omega} = 1.65$$

5.3 Código de controlo do sistema eletropneumático

Montado o circuito eletropneumático e quantificado o ganho dos sinais provenientes dos sensores, iniciou-se a programação do controlador no *software* Arduino, que utiliza a plataforma C/C++.

Esta programação é normalmente dividida em três partes:

- Uma primeira em que são definidas as variáveis e bibliotecas utilizadas;
- A segunda parte encontra-se sobre o domínio de “void setup” que corre apenas uma vez;
- A terceira trata-se do código que, uma vez aplicadas as duas primeiras partes, fica a decorrer até que se desligue o sistema, por este motivo, esta é denominada de “void loop”.

O código desenvolvido (Figura 5.19) começa pela definição de variáveis, sendo as duas primeiras responsáveis pela conversão do sinal digital em unidades de pressão (MPa) tendo em conta o ganho do sinal do sensor, discriminado anteriormente, que agora surge invertido para que se faça a conversão.

As restantes variáveis foram criadas para que possam depois ser utilizadas durante o “void setup” e no “void loop”. No “void setup” é iniciada a comunicação USB seguido da definição da resolução da leitura analógica para 12 bits. Depois disto são definidas as portas de comando da bomba e válvulas, sendo de seguida abertas as válvulas e desligado a bomba para se iniciar a calibração dos sensores.

Esta calibração é feita num ciclo “for”, onde é realizada a média de 20 leituras dos sensores quando a pressão relativa deve ser zero. O resultado da média é denominado de “offset” no código e tal como o nome indica trata-se de um desvio à referência zero, sendo por isso utilizado para se subtrair ao valor medido das leituras realizadas em funcionamento.

O resto do código, sejam componentes de partida para se iniciar o “void loop” ou o próprio código deste, varia de acordo com o que se pretende nos ensaios.

Por exemplo no caso do teste do atuador todas as válvulas são fechadas com exceção à de alimentação do atuador e a bomba é ligada ainda na secção “void setup”, enquanto no “void loop” é programada a leitura dos sensores.

```

float psiTobar = 0.0689475729;
float psiToMPa = 6.89475729/1000.0;
float Gain=((3300.0/4095.0)*(100.0/165.0)*1*(25.0/10.0)*(1.0/(4.0+60000.0/820.0))*(150.0/(26.0*2.5)))*psiToMPa;
float offsetS1;
float offsetS2;
float offsetS3;
float leituraS1;
float leituraS2;
float leituraS3;

void setup() {
  SerialUSB.begin(9600);
  analogReadResolution(12);
  pinMode(2, OUTPUT); //Bomba
  pinMode(4, OUTPUT); //Valvula 1
  pinMode(5, OUTPUT); //Valvula 2
  pinMode(6, OUTPUT); //Valvula 3
  pinMode(7, OUTPUT); //Valvula 4
  digitalWrite(4, HIGH);
  digitalWrite(5, HIGH);
  digitalWrite(6, HIGH);
  digitalWrite(7, HIGH);
  digitalWrite(2, LOW);
  delay (1000);
  for (int i = 0; i < 20; i++) {

    offsetS1 += analogRead(A1);
    offsetS2 += analogRead(A2);
    offsetS3 += analogRead(A3);
  }
  offsetS1 = offsetS1 / 20.0;
  offsetS2 = offsetS2 / 20.0;
  offsetS3 = offsetS3 / 20.0;
}

```

Figura 5.19 – Código inicial do sistema de controlo.

5.4 Testes dos sensores e bomba pneumática

Para validação do código implementado e de alguns componentes utilizados no circuito, nomeadamente os sensores de pressão e a bomba pneumática, foram realizados dois ensaios. O primeiro ensaio teve como objetivo verificar e ajustar a leitura dos sensores para que estes fossem válidos e o segundo teve como objetivo validar a capacidade de pressurização da bomba. Com estes dois ensaios conseguiu-se também validar a funcionalidade do código implementado bem como dos outros componentes utilizados para estes objetivos como controlador, bateria, válvulas e restantes.

Para validar as leituras feitas pelos sensores, estes foram expostos a gamas de pressões controladas, analisando-se o respetivo output já convertido em valores de pressão, através do Arduino. Para controlar a pressão exercida no sensor recorreu-se a um manómetro (Figura 5.20) que limita a pressão de ar proveniente de uma rede de ar comprimido que consegue atingir os 6.5 bar. Uma vez que a escala mais baixa do manómetro é de 0.05 MPa, e que é difícil proceder ao seu ajuste manual para valores com ordem de grandeza inferior, procurou-se utilizar um dos três sensores digitais como referência. Deste modo seria possível entender o erro dos outros dois sensores e ajustar o ganho de cada um.

Ao ser analisada uma primeira leitura, de 0 MPa, por estarem à pressão atmosférica, verificou-se que o Sensor 1 apresentava uma má calibração que se quantifica num excesso de pressão de 0.004 MPa e que os Sensores 2 e 3, apresentavam um valor correto de 0 MPa. À medida que se procederam as

restantes leituras, verificou-se que o Sensor 2 era aquele que apresentava menor diferença absoluta relativamente à pressão medida no manómetro. Por esse motivo foi utilizado como sensor de referência.



Figura 5.20 – manómetro.

De seguida realizaram-se novas leituras, entre 0 e 0.650 MPa, como se verifica na tabela x, em que o manómetro foi ajustado por forma à leitura no Sensor 2 correspondesse ao valor exato. Os valores da tabela são médias realizadas a 20 ensaios. Avaliando os valores da Tabela 5.6 verificou-se que a diferença percentual média entre os sensores 3 e 1 é de cerca de 10%, o que é explicado pelo erro da resistência selecionada no circuito de amplificação. Assumindo que o erro advém principalmente desta resistência cujo erro é de $\pm 5\%$, isto significa que as correspondentes a estes sensores se encontram em extremos opostos. Sabendo isto podemos ajustar o ganho final de cada um no código, aumentando ou diminuindo 5%. Sabendo que a diferença percentual média entre o sensor 1 e 2 é de cerca de 2% e que o 1 encontra-se no extremo superior então significa que o ganho do sensor 2 tem de ser reduzido 3% no código. Com isto conseguimos que os valores dos sensores 1,2 e 3 sejam mais precisos.

Tabela 5.6 – Leituras e diferenças percentuais médias dos sensores.

Leituras e diferenças percentuais médias						
Analógico	S1	S2	S3	S1/S2	S3/S1	S3/S2
0	0.004	0.000	0.000	-	-	-
0.05	0.052	0.050	0.046	4.000	-11.538	-8.000
0.1	0.103	0.100	0.091	3.000	-11.650	-9.000
0.15	0.154	0.150	0.136	2.667	-11.688	-9.333
0.2	0.206	0.200	0.184	3.000	-10.680	-8.000
0.25	0.257	0.250	0.230	2.800	-10.506	-8.000
0.3	0.307	0.300	0.273	2.333	-11.075	-9.000
0.35	0.358	0.350	0.319	2.286	-10.894	-8.857
0.4	0.406	0.400	0.364	1.500	-10.345	-9.000
0.45	0.456	0.450	0.407	1.333	-10.746	-9.556
0.5	0.508	0.500	0.454	1.600	-10.630	-9.200
0.55	0.560	0.550	0.501	1.818	-10.536	-8.909
0.6	0.601	0.600	0.546	0.167	-9.151	-9.000
0.65	0.660	0.650	0.593	1.538	-10.152	-8.769
Diferença média percentual:				2.157	-9.971	-8.187

O ensaio realizado à bomba tinha como objetivo verificar a pressão máxima que esta consegue exercer. Para isto esta foi ligada diretamente a dois sensores e verificou-se que seu o máximo de pressão correspondia ao apresentado na ficha técnica, $0,580\text{ MPa}$, como mostra a Figura 5.21.

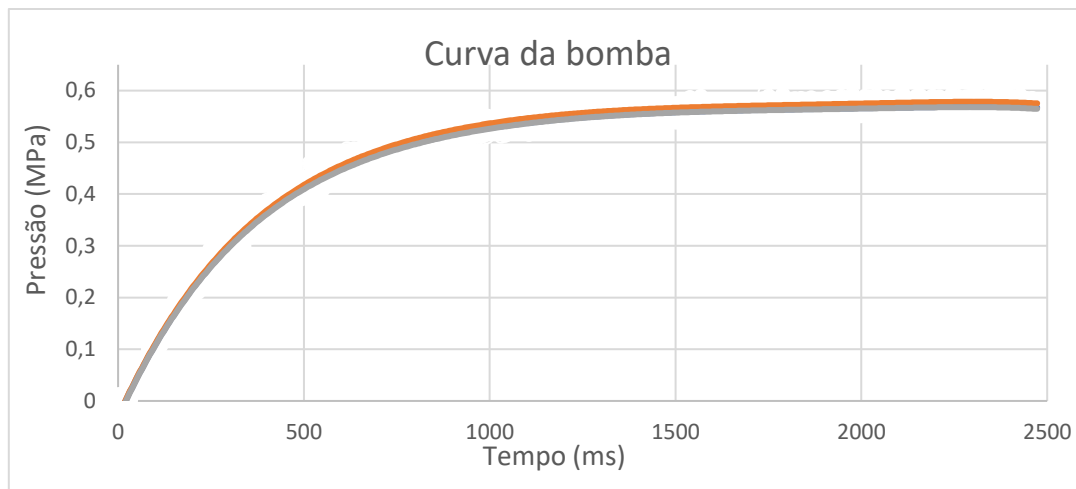


Figura 5.21 – Gráfico da curva da bomba.

Este resultado permitiu excluir a ideia de que o motivo pelo qual se estava a medir um valor muito inferior de pressão, na alimentação direta do atuador, se devia a um defeito na bomba pneumática. Reforçando a ideia de que o problema se encontra nas fugas do atuador.

5.5 Ensaios

Para conclusão deste trabalho projeto procurou-se validar o estudo mecânico realizado aos atuadores da prótese e verificar as capacidades do circuito eletropneumático. Para isto foram realizados múltiplos ensaios, utilizando o atuador do dedo indicador e um atuador clássico desenhado especialmente para o estudo da perda de pressão dos atuadores.

No primeiro ensaio tentou-se proceder à validação e quantificação da capacidade do sistema eletropneumático relativamente à pressurização suficiente à flexão do atuador. Contudo, como já mencionado, a conceção do produto por impressão 3D apresenta defeitos, sendo um dos problemas resultantes a não estanquicidade do atuador. Por este motivo, quando realizados os ensaios com o circuito eletropneumático, a pressão máxima que se conseguiu aplicar à entrada do atuador foi de cerca de $0,050\text{ MPa}$, como se verifica no gráfico da Figura 5.22.

A bomba pneumática é incapaz de aumentar a pressão do atuador pois o seu caudal é baixo, dando tempo a que o ar escape para o exterior, pelas zonas de defeito de impressão. E apesar de a pressão de entrada já ser suficiente para induzir algum movimento, esse valor desce criticamente a partir do momento em entra no atuador, só sendo assim garantido este valor de pressão na primeira câmara do atuador.

Uma vez que o ensaio realizado com o circuito eletropneumático se demonstrou incapaz, recorreu-se à rede de ar comprimido da área departamental de engenharia mecânica do ISEL, para a realização de ensaios com pressões superiores e assim verificar a flexão do atuador.

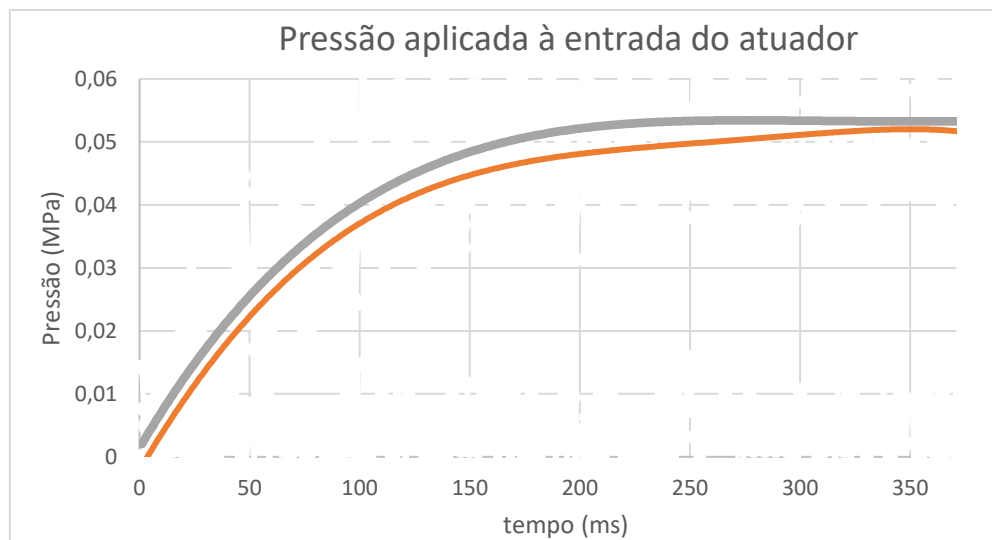


Figura 5.22 - Leitura dos sensores quando o atuador é alimentado pela bomba.

Para realizar os ensaios utilizando como fonte a rede de ar comprimido, recorreu-se novamente ao manómetro analógico para regular a pressão de entrada do atuador, com o auxílio dos sensores para se ajustar com maior precisão a pressão desejada.

Montado o sistema de ensaio, decidiu-se verificar se o atuador fletia e se era capaz de segurar um objeto.

Para este ensaio o atuador foi montado na palma da mão juntamente com os restantes atuadores e seleccionou-se uma tampa como objeto. Na realização do ensaio a pressão foi aumentada gradualmente até que o atuador fosse capaz de segurar o objeto (Figura 5.23). Tendo isto se dado a cerca de 0.3 MPa.



Figura 5.23 - Atuador do indicador a segurar uma tampa.

Para se quantificar a flexão ao longo da pressurização, realizou-se outro ensaio, onde o atuador foi fixado numa folha quadriculada alinhado com as suas linhas. Para ajudar na marcação do ângulo realizado pelo atuador foi colocado um arame paralelo aos cortes entre câmaras (Figura 5.24-A).

Como o controlo da pressão é através do manómetro analógico, foi feita uma picagem entre este e o atuador para se realizar um ajuste de pressão com maior precisão.

Na realização deste ensaio aumentou-se a pressão gradualmente de 0 a 0.3 MPa, em intervalos de 0.02 MPa, indo-se marcando manualmente a inclinação que o arame realiza com o aumento da pressão (Figura 5.24 - B; C; D).

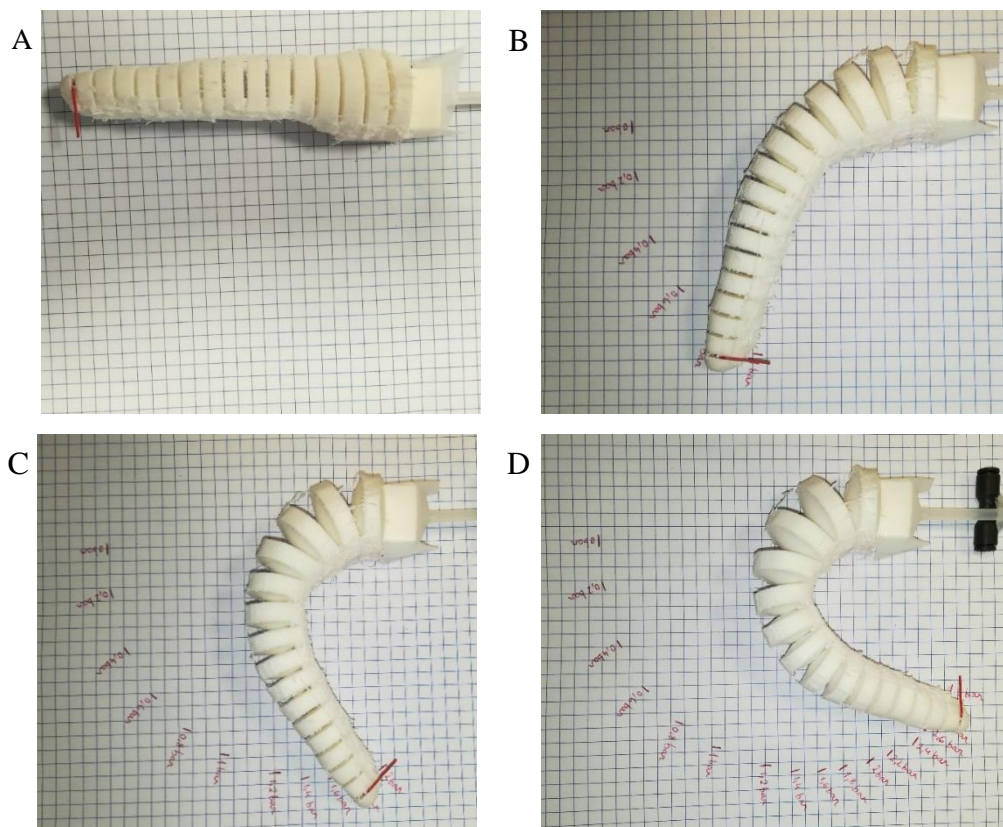
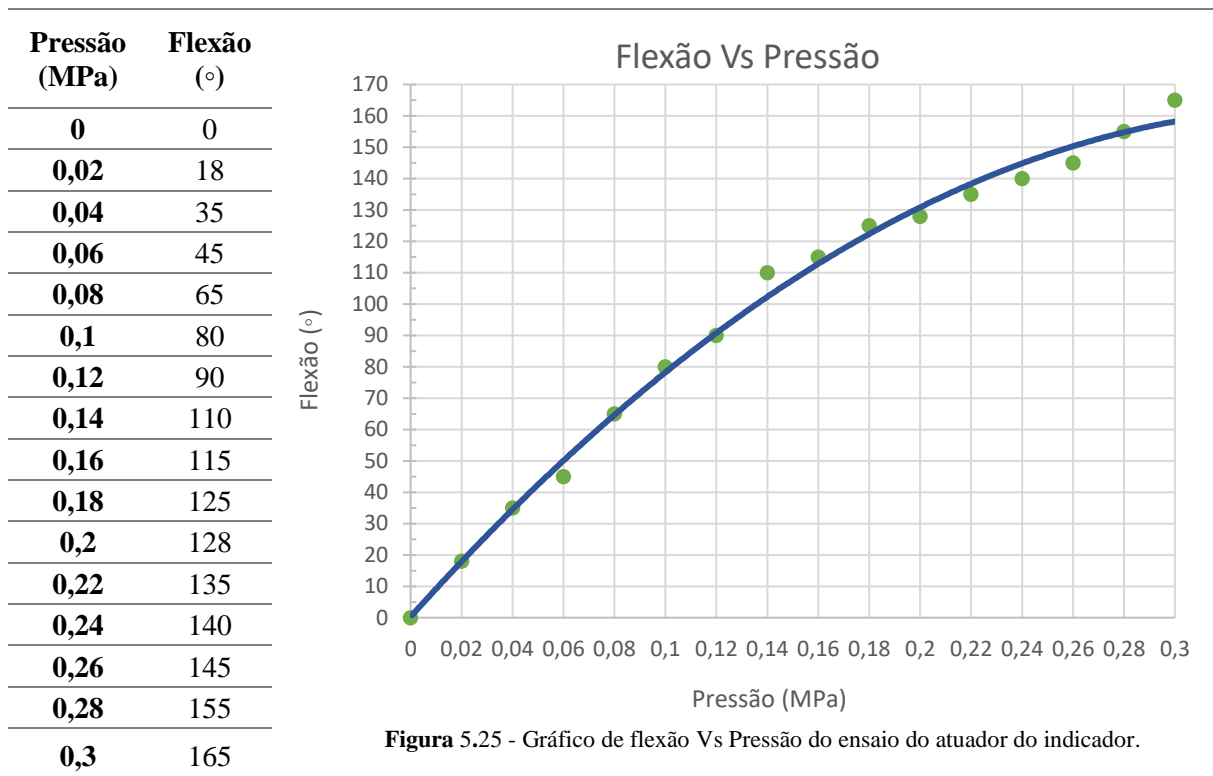


Figura 5.24 - Flexão do dedo indicador quando pressurizado a: A) 0 MPa; B) 0.1 MPa; C) 0.2 MPa; D) 0.3 MPa.

Com este ensaio verificou-se que o atuador executa flexão como esperado, contudo os valores de pressão para quais a flexão se dá são muito superiores aos previstos nas simulações. O comportamento mecânico é correspondido nas primeiras câmaras, mas deixa de o ser gradualmente ao longo do atuador, verificando-se por isso que a flexão provém principalmente das primeiras câmaras.

Com todas as marcações feitas, recorreu-se a um esquadro geométrico para se perceber o ângulo total de deformação realizada pelo atuador com aumento da pressão, tendo-se concebido a partir dos valores obtidos a Tabela 5.7.

Tabela 5.7 – Flexão realizada em ordem à pressão: valores e gráfico.



Analisando os dados obtidos podemos quantificar a redução de flexibilidade relativamente ao revisto anteriormente em simulação. Na simulação previu-se uma flexão de 270 graus do atuador, quando pressurizado a 0,060 MPa, enquanto que nos ensaios só se conseguiu 1/3 dessa flexão, 90 graus, para o dobro da pressão, 0,120 MPa. Assumindo uma linearidade para baixos valores de pressão, pode-se concluir que o atuador impresso está a apresentar 1/6 da flexibilidade esperada. Existem vários motivos para a explicação deste baixo desempenho, nomeadamente os defeitos de impressão, que adulteram a estrutura interior e exterior do atuador que resultam na redução de flexibilidade do mesmo e permitem o escape de ar.

No último ensaio realizado, tentou quantificar-se a perda de pressão do atuador. Para isto, remodelou-se e fabricou-se com recurso à impressora 3D RepRap, um atuador clássico dedicado, onde, além da ligação de alimentação do atuador foram acrescentadas duas saídas adicionais para medição da pressão (Figura 5.26).

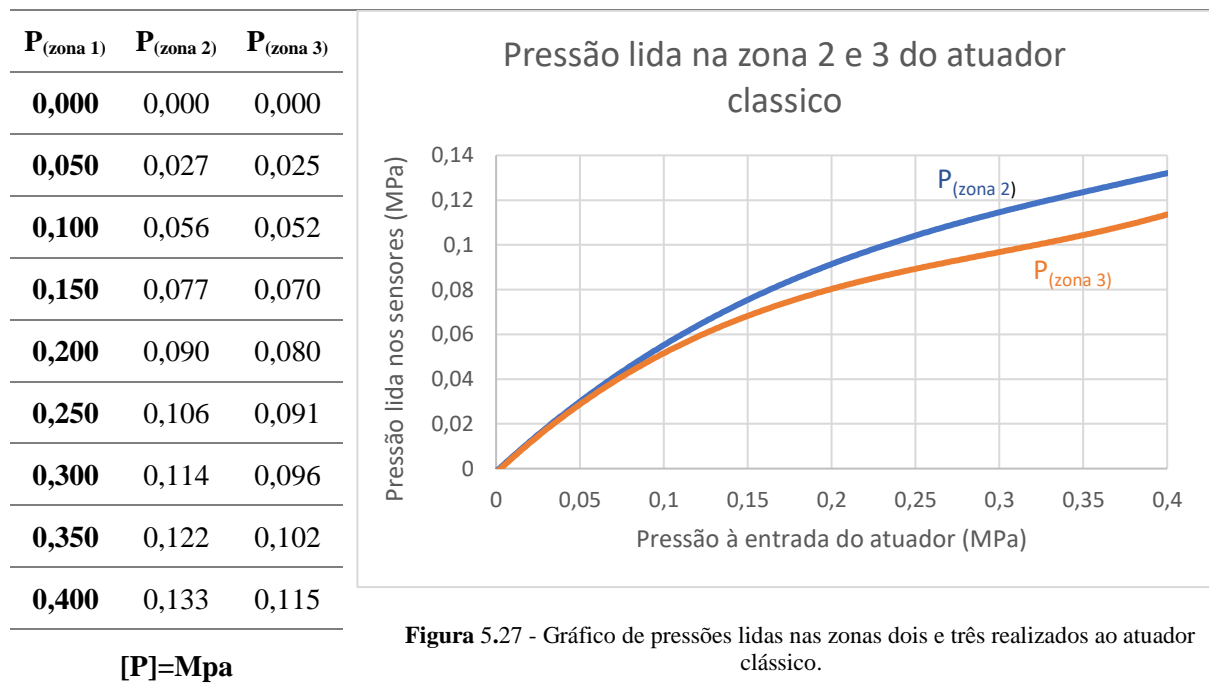


Figura 5.26 - Atuador clássico com dois pontos de picagem.

Na realização deste ensaio, para controlo da pressão de entrada (zona 1), foi utilizado, em adição da utilização do manómetro analógico, um sensor. Relativamente às zonas 2 e 3 que correspondem ao meio e fim do atuador, foram utilizados os sensores 2 e 3, respetivamente.

Para este ensaio a pressão foi aumentada gradualmente entre 0 e 0.4 MPa, em intervalos de 0.05 MPa, obtendo-se assim os dados da Tabela 5.8.

Tabela 5.8 – Pressões medidas nas zonas 2 e 3 do atuador clássico.



Avaliando os valores da tabela concluiu-se que existe uma perda de carga de cerca de 50% até aos 0.150 MPa. Sendo que esta perda de carga se verifica nos dois sensores, pode-se concluir que apesar das fugas consegue-se manter uma pressão homogénea no atuador entre os pontos 2 e 3, o que significa que a maioria da perda de carga se localiza no início do atuador. Contudo, a partir dos 0.150 MPa as leituras dos sensores começam a divergir com o aumento da pressão, o sensor 3 começa a ler valores de pressão inferiores aos do 2, o que significa que se começa a ter perda de carga considerável entre os sensores 2 e 3.

Com estes ensaios conclui-se que os defeitos de impressão afetam bastante o comportamento do atuador, por induzirem um gradiente de pressão onde se perde no mínimo 50% da pressão de entrada em cerca de metade do atuador, chegando aos 70% em todo o atuador, a 0.400 MPa.

6 Conclusões e trabalhos futuros

Desde que há registro, o homem tenta colmatar os danos psicológicos e físicos resultantes da ausência de um membro, com o uso de dispositivos que permitem uma maior autonomia ou que restauram parte da aparência natural.

Nos dias de hoje, apesar dos avanços tecnologia existe uma grande percentagem de pacientes que opta pela não utilização de próteses, o que se justifica dado que as soluções atuais não correspondem às necessidades dos seus utilizadores.

As próteses mais evoluídas e disponibilizadas no mercado atualmente oferecem uma estética de agrado geral, e de personalização muito limitada. Compensando com uma funcionalidade elevada, mas ao custo de sistemas complexos e dispendiosos. Em adição a isto, estes mecanismos são rígidos tal como os restantes constituintes das próteses, o que dificulta a manipulação e interação com objetos.

Neste trabalho de projeto objetivou-se desenvolver uma prótese que desse resposta às limitações atuais, recorrendo à tecnologia oferecida pela soft robotics e outras tecnologias que estão num processo de adaptação a esta área, como a engenharia inversa, *software* CAE e prototipagem rápida.

Com recurso a estas tecnologias projetou-se uma prótese de mão, onde os dedos são atuadores soft, que se fixam à palma da mão rígida. O aspeto final conseguido apresenta uma morfologia semelhante ao real, fruto da aplicação de engenharia inversa. Quanto à funcionalidade da prótese, as simulações realizadas indicam que se conseguirá obter uma funcionalidade relevante com pressões até cerca de 0.06 MPa , contudo devido a defeitos na conceção por impressão 3D isto não se verificou em ensaios experimentais.

Nos ensaios realizados utilizou-se o atuador do indicador, por ser o que estava em melhor condições, e verificou-se que este, tal como os restantes atuadores, não era estanque. Ou seja, ao se pressurizar é libertado ar ao longo do atuador através de defeitos pontuais, mas também homogeneamente em algumas zonas, criando um gradiente de pressão ao longo do atuador tornando-se por isso difícil perceber as pressões a que as várias câmaras do atuador se encontram durante a pressurização.

Devido às fugas existentes concluiu-se no primeiro ensaio que o sistema pneumático não era capaz de induzir flexão significativa a um atuador com estes defeitos, devido a falta de caudal. Por este motivo utilizou-se a rede de ar comprimido, nos ensaios seguintes.

No segundo ensaio verificou-se que recorrendo a uma fonte de pressão mais capaz verificava-se o fenómeno de flexão ao ponto de o atuador interagir com a palma da mão, mostrando-se capaz de segurar objetos. Os ensaios que procederam este, permitiram quantificar a flexão do protótipo e assim quantificar a diferença relativamente ao modelo virtual. O último ensaio permitiu ainda uma quantificação da perda de carga, através da utilização de um atuador clássico fabricado especificamente para o mesmo.

Estes ensaios permitiram iniciar a criação de uma metodologia de avaliação dos protótipos e perceber através de quantificação o nível de defeito do modelo atual, ajudando assim a avaliação de modelos futuros onde se procura melhorar a qualidade de impressão e o *design* dos modelos.

Relativamente às dificuldades sentidas no desenvolvimento do trabalho, estas passaram pela multidisciplinaridade do sistema obrigando ao reconhecimento de um largo leque de áreas de estudo. De todo o trabalho realizado, aquele que se relevou mais desafiante foi a modelação realizada para desenvolvimento dos atuadores e dos moldes. Isto deveu-se à alta irregularidade da estrutura onde não se têm pontos de orientação e onde se teve de explorar quais as melhores ferramentas para se conseguir o produto.

As restantes dificuldades relevantes encontram-se associadas à impressão, onde se deparou complicado ajustar os seus parâmetros de modo a otimizar o resultado do fabrico, e a otimização do modelo virtual para que a impressão fosse eficiente. A qualidade da impressão 3D dos atuadores é um dos aspetos de melhoria para trabalhos futuros, a par da utilização de novos materiais mais flexíveis. Contudo a otimização dos parâmetros e componentes associados à impressão 3D é apenas um de muitos aspetos a serem trabalhados neste projeto. Referindo por ordem os tópicos abordados neste trabalho:

- A obtenção da imagem inicial da mão, deverá ser realizada sobre uma superfície plana, com os dedos esticados, para que não haja a necessidade de se corrigir a postura natural da mão e para que se consiga uma base plana para a realização da impressão. Este processo levava a que o modelo seja mais fácil de modelar e fabricar por impressão 3D.
- Para que o resultado das simulações se aproxime com o real, dever-se-á realizar ensaios de tração e compressão a provetes, segundo normas como a ASTM D638 ou a ISO 37 standard, e fabricados por impressão 3D, com a impressora, parâmetros de impressão e material, utilizados para conceber os atuadores. Para que o material fique devidamente caracterizado, os provetes devem ser impressos em duas posições diferentes de modo a que as camadas fiquem perpendiculares e paralelas com o seu comprimento. Com o resultado destes ensaios conseguir-se-á calcular os parâmetros de ajuste a modelos hiperelásticos e assim realizar simulações com mais precisão e melhor o *design* final (55).
- Nos atuadores, em especial nas zonas interiores, o *design* deve ser otimizado de modo a diminuir os defeitos de impressão e reduzir a necessidade de apoio estrutural. Sendo que posteriormente, seria interessante fundir os atuadores com a palma da mão para se conceber um protótipo 100 % *soft*.
- Com o *design* otimizado e dado que a modelação é um processo complexo, dever-se-á implementar um *software* que converta a forma obtida no protótipo final, reduzindo drasticamente a complexidade e o tempo de projeto da prótese.
- Quanto ao controlo e ensaios, o trabalho futuro passa pelo aumento do número de grupos controlados para cinco, e implementar um controlo que recorre a sensores de EMG e EEG para iniciar a indução do movimento da mão e incutir sensores *soft* nos atuadores. Dever-se-á também projetar bancadas de ensaio dedicados para fazer ensaios a estes tipos de atuadores como em (57).

7 Bibliografia

1. Biagiotti L, Lotti F, Melchiorri C, Vassura G. How Far Is the Human Hand? A Review on Anthropomorphic Robotic End-effectors Basic concepts. *Hand* [Internet]. 2004;21. Available from: <http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/summary?doi=10.1.1.104.7899>
2. Cunha FL da. São Carlos hand, a multifunction upper limb prosthesis: a study of the mechanisms, actuators and sensors. 2002;259.
3. Massa B, Roccella S, Carrozza MC, Dario P. Design and development of an underactuated prosthetic hand. Vol. 4, Proceedings 2002 IEEE International Conference on Robotics and Automation (Cat. No.02CH37292). 2002. p. 3374–9.
4. Cordella F, Ciancio AL, Sacchetti R, Davalli A, Cutti AG, Guglielmelli E, et al. Literature review on needs of upper limb prosthesis users. *Front Neurosci*. 2016;10(MAY):1–14.
5. Hugh herr, Whiteley GP, Childress D. Cyborg Technology-Biomimetic Orthotic and Prosthetic Technology. *Biol Inspired Intell Robot*. 2003;103~143.
6. Majidi C. Soft Robotics: A Perspective—Current Trends and Prospects for the Future. *Soft Robot* [Internet]. 2014;1(1):5–11. Available from: <http://online.liebertpub.com/doi/abs/10.1089/soro.2013.0001>
7. Seeley Rod R., Trent D. Stephens PT. Anatomia e fisiologia - Seeley.pdf. In 2006. p. 245.
8. Pires C. Avaliação de Próteses Transfemorais. 2016; Available from: <https://repositorio-aberto.up.pt/bitstream/10216/87859/2/159301.pdf>
9. Maria H. Estudo da Biomecânica da Mão por aplicação do Método dos Elementos Finitos. 2010;
10. Standring S. *Grays Anatomia A base anatômica da prática clínica*. 2010. 1583 p.
11. RÜDIGER. Modelo de esqueleto / braço / para ensino / miniatura - MI230 - RÜDIGER - ANATOMIE [Internet]. [cited 2018 Sep 3]. Available from: <http://www.medicaexpo.com/pt/prod/ruediger-anatomie/product-69881-603733.html>
12. Encyclopaedia Britannica I. Human skeletal system - Hands and feet | Britannica.com [Internet]. 2011 [cited 2018 Sep 3]. Available from: <https://www.britannica.com/science/human-skeletal-system/Hands-and-feet>
13. Dincer F, Samut G. Hand Function. 2014;23–41. Available from: <http://link.springer.com/10.1007/978-1-4614-9449-2>
14. Ministério da Saúde. D.L. 564/99 de 21 de Dezembro do Ministério da Saúde. Vol. 8, *Diário da Republica*. 1999. p. 9083–100.
15. Thurston AJ. Paré and prosthetics: The early history of artificial limbs. *ANZ J Surg*. 2007;77(12):1114–9.
16. Norton K. A brief History of Prosthetics. *InMotion* [Internet]. 2007;17(7):1–3. Available from: http://www.amputee-coalition.org/inmotion/nov_dec_07/history_prosthetics.html
17. American Orthotic & Prosthetic Association. History [Internet]. [cited 2017 Oct 10]. Available from: <http://www.aopanet.org/about-aopa/history/>
18. Smith DG. Notes From the Medical Director - Upper-Limb Prosthetics : Part 2- Insights from those who have lost one arm. *inMotion*. 2007;17(4):36–40.
19. Bowers R. Technology and the Human Hand: The State of the Art in Artificial Hands, Hooks,

- and Prehensors. *InMotion*. 2016;12(6):1–10.
20. SteeperUSA. Upper Limb Components [Internet]. [cited 2018 Jan 30]. Available from: http://steeperusa.com/products/upper_limb_components
 21. N-Abler. Texas assistive Devices [Internet]. [cited 2018 Jan 30]. Available from: <http://www.n-abler.org/index.htm>
 22. Ottobock USA. Ottobock - Prosthetics and Orthotics [Internet]. [cited 2018 Feb 1]. Available from: <https://www.ottobockus.com/>
 23. Seniors Guide. Myoelectric Prostheses Gives David His Independence | Seniors Guide Online [Internet]. [cited 2018 Jan 30]. Available from: <https://www.seniorsguideonline.com/helpful-information/myoelectric-prostheses-gives-david-independence>
 24. Hosmer. Hosmer Hooks [Internet]. [cited 2018 Jan 31]. Available from: <http://hosmer.com/products/hooks/index.html>
 25. TRS Inc. Adult Archives - TRS Prosthetics [Internet]. [cited 2018 Jan 31]. Available from: <http://www.trsprosthetics.com/shop-category/adult/>
 26. Padir T, Schaufeld J. Design of a Human Hand Prosthesis. *Fac Worcester Polytech Inst*. 2012;74.
 27. Belter JT, Segil JL, Dollar AM, Weir RF. Mechanical design and performance specifications of anthropomorphic prosthetic hands: A review. *J Rehabil Res Dev* [Internet]. 2013 [cited 2017 Feb 13];50(5):599. Available from: <http://www.rehab.research.va.gov/jour/2013/505/pdf/belter505.pdf>
 28. Touch Bionics. Touch Bionics: Leading Upper Limb Prosthetics Provider [Internet]. [cited 2018 Feb 1]. Available from: <https://www.touchbionics.com/>
 29. Vujaklija I, Farina D, Aszmann OC. New developments in prosthetic arm systems. *Orthop Res Rev* [Internet]. 2016;8(July):31–39. Available from: <https://www.dovepress.com/new-developments-in-prosthetic-arm-systems-peer-reviewed-article-ORR>
 30. Vincent Systems. Vincent Systems GmbH - Prosthetics [Internet]. [cited 2018 Feb 1]. Available from: <https://vincentsystems.de/en/>
 31. Mobius bionics. LUKE Arm, Advanced Prosthetic Arm System [Internet]. [cited 2017 Oct 11]. Available from: <http://www.mobiusbionics.com/the-luke-arm.html>
 32. Ovadia SA, Askari M. Upper extremity amputations and prosthetics. *Semin Plast Surg*. 2015;29(1):55–61.
 33. Lake C. The Evolution of Upper Limb Prosthetic Socket Design. *JPO J Prosthetics Orthot* [Internet]. 2008;20(3):85. Available from: http://lakeprosthetics.com/published/The_Evolution_of_Upper_Limb_Prosthetic_Socket.5.pdf
 34. Hess A. Upper Limb Prosthetics Information [Internet]. [cited 2018 Feb 3]. Available from: www.upperlimbprosthetics.info
 35. Jönsson S, Caine-Winterberger K, Brånemark R. Osseointegration amputation prostheses on the upper limbs: methods, prosthetics and rehabilitation. *Prosthet Orthot Int* [Internet]. 2011;35(2):190–200. Available from: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/0309364611409003>
 36. Oliveira V, Cantista P, Brånemark R, Cardoso P. Osteointegração nos amputados: Um passo em frente! *Rev Port Ortop e Traumatol* [Internet]. 2015;23(2):168–76. Available from: http://www.scielo.mec.pt/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1646-21222015000200006&lng=en&tlng=en#?

37. Nayak C, Amit S, Himanshu C. Customised prosthetic socket fabrication using 3D scanning and printing 1 1 Chitresh Nayak, 2 Amit Singh, 3 Himanshu Chaudhary,.
38. Singh D, Pandey R. Application of Reverse Engineering and CAD / CAM in Field of Prosthetics-A Make in India Concept. 2016;9–13.
39. Wierzbička N, Górski F, Wichniarek R, Kuczko W. Prototyping of Individual Ankle Orthosis Using Additive Manufacturing Technologies. *Adv Sci Technol Res J* [Internet]. 2017;11(3):283–8. Available from: <http://www.journalssystem.com/astrij/76070,0,2.html>
40. Radosh A, Kuczko W, Wichniarek R, Górski F. Prototyping of Cosmetic Prosthesis of Upper Limb Using Additive Manufacturing Technologies. *Adv Sci Technol Res J* [Internet]. 2017;11(3):102–8. Available from: <http://www.journalssystem.com/astrij/Prototyping-of-cosmetic-prosthesis-of-upper-limb-using-additive-manufacturing-technologies,70995,0,2.html>
41. Yue X, Wang L, Wang R. Tissue modeling and analyzing with finite element method: A review for cranium brain imaging. *Int J Biomed Imaging*. 2013;2013.
42. Ross CTF. Finite Element Methods In Engineering Science. In: Ellis Horwood, editor.
43. Azevedo ÁFM. Método dos elementos finitos. *Eng Comput*. 2003;248.
44. Reddy JN. An introduction to the finite element method. Second Edi. *Essentials of Finite Element Method*. 1993.
45. Kalani Kirk Hausman; Richard Horne. 3D Printing For Dumies. John Wiley & Sons I, editor. John Wiley & Sons, Inc; 2014.
46. 3D Printers Explained: Cartesian, Delta, Polar, Scara - 3D printers - Hanoi [Internet]. [cited 2018 Sep 10]. Available from: <http://mayin3d.xyz/en/news/technology-3D-printing-news/3D-Printers-Explained-Cartesian-Delta-Polar-Scara-27/>
47. Rus D, Tolley MT. Design, fabrication and control of soft robots. *Nature* [Internet]. 2015;521(7553):467–75. Available from: <http://dx.doi.org/10.1038/nature14543>
48. Marchese AD, Katzschmann RK, Rus D. A Recipe for Soft Fluidic Elastomer Robots. *Soft Robot* [Internet]. 2015;2(1):7–25. Available from: <http://online.liebertpub.com/doi/10.1089/soro.2014.0022>
49. Agarwal G, Besuchet N, Audergon B, Paik J. Stretchable Materials for Robust Soft Actuators towards Assistive Wearable Devices. *Sci Rep* [Internet]. 2016;6(1):34224. Available from: <http://www.nature.com/articles/srep34224>
50. Bendalls Ltd. Bendall Metals-Forest of Dean scrap metal yard | Scrap metal recycling | Car salvage | Lydney | Gloucestershire [Internet]. [cited 2018 Feb 13]. Available from: <http://www.bendallmetals.com/>
51. Soft Robotics I. Soft Robotics [Internet]. [cited 2018 Feb 13]. Available from: <https://www.softroboticsinc.com/>
52. Octopus finds nice human arm, gets really attached | Oceans | Earth Touch News [Internet]. [cited 2018 Feb 13]. Available from: <https://www.earthtouchnews.com/oceans/oceans/octopus-finds-nice-human-arm-gets-really-attached/>
53. OCTOPUS Integrating Project [Internet]. [cited 2018 Feb 13]. Available from: <http://www.octopusproject.eu/index.html>
54. Trivedi D, Rahn CD, Kier WM, Walker ID. Soft robotics: Biological inspiration, state of the art, and future research. *Appl Bionics Biomech*. 2008;5(3):99–117.
55. Yap HK, Ng HY, Yeow C-H. High-Force Soft Printable Pneumatics for Soft Robotic

- Applications. *Soft Robot* [Internet]. 2016;3(3):144–58. Available from: <http://online.liebertpub.com/doi/10.1089/soro.2016.0030>
56. Mosadegh B, Polygerinos P, Keplinger C, Wennstedt S, Shepherd RF, Gupta U, et al. Pneumatic networks for soft robotics that actuate rapidly. *Adv Funct Mater*. 2014;24(15):2163–70.
 57. Sun Y, Song YS, Paik J. Characterization of silicone rubber based soft pneumatic actuators. *IEEE Int Conf Intell Robot Syst*. 2013;4446–53.
 58. Connolly F, Walsh CJ, Bertoldi K. Automatic design of fiber-reinforced soft actuators for trajectory matching. *Proc Natl Acad Sci* [Internet]. 2016;114(1):201615140. Available from: <http://www.pnas.org/lookup/doi/10.1073/pnas.1615140114>
 59. Ramasamy R, Juhari MR, Sugisaka M, Osman NA. Pneumatic Artificial Muscle in Biomedical Applications. 2007;15(M):219–21.
 60. Obiajulu SC, Roche ET. Soft Pneumatic Artificial Muscles With Low Threshold Pressures. 2015;(1):1–8.
 61. Wirekoh J, Park Y-L. Design of flat pneumatic artificial muscles. *Smart Mater Struct* [Internet]. 2016;26. Available from: <http://iopscience.iop.org/article/10.1088/1361-665X/aa5496%0Ahttp://iopscience.iop.org/article/10.1088/1361-665X/aa5496/pdf>
 62. Galloway KC, Polygerinos P, Walsh CJ, Wood RJ. Mechanically programmable bend radius for fiber-reinforced soft actuators. 2013 16th Int Conf Adv Robot ICAR 2013. 2013;
 63. Polygerinos P, Wang Z, Overvelde JTB, Galloway KC, Wood RJ, Bertoldi K, et al. Modeling of Soft Fiber-Reinforced Bending Actuators. *IEEE Trans Robot*. 2015;31(3):778–89.
 64. Whitesides Research Group. PneuNets Bending Actuators | Soft Robotics Toolkit [Internet]. [cited 2017 Nov 7]. Available from: <https://softroboticstoolkit.com/book/pneunets-bending-actuator>
 65. Keiko Ogura, Wakimoto S, Suzumori K, Yasutaka Nishioka, Ogura K, Wakimoto S, et al. Micro pneumatic curling actuator - Nematode actuator -. 2008 *IEEE Int Conf Robot Biomimetics*. 2009;462–7.
 66. Polygerinos P, Lyne S, Wang Z, Nicolini LF, Mosadegh B, Whitesides GM, et al. Towards a soft pneumatic glove for hand rehabilitation. *IEEE Int Conf Intell Robot Syst*. 2013;1512–7.
 67. 3D Slicer. 3D Slicer - A multi-platform, free and open source software package for visualization and medical image computing [Internet]. [cited 2017 Oct 13]. Available from: <https://www.slicer.org/>
 68. Dassault Systemes. Company Information | About SOLIDWORKS | SOLIDWORKS [Internet]. [cited 2018 Jan 3]. Available from: http://www.solidworks.com/sw/183_ENU_HTML.htm
 69. Dassault systemes. ABAQUS Student Edition | 3DS Academy [Internet]. [cited 2018 May 30]. Available from: <https://academy.3ds.com/en/software/abaqus-student-edition>
 70. Farhat N. Tutorial: Preparing Data for 3D Printing Using 3D Slicer [Internet]. 2014 [cited 2017 Nov 11]. Available from: <https://www.youtube.com/watch?v=MKLWzD0PiIc>
 71. Gonzales R, Woods R. *Processamento Digitais de Imagens*. 2010. p. 624.
 72. Smardzewski J, Grbac I, Prekrat S. Nonlinear mechanics of hyper elastic polyurethane furniture foams. *Drv Ind*. 2008;59(1):23–8.
 73. MSC. *Nonlinear Finite Element Analysis of Elastomers*. 2000;64.
 74. Dassault Systemes. *SolidWorks Help* [Internet]. 2017 [cited 2018 Jan 16]. Available from: http://help.solidworks.com/2017/english/SolidWorks/sldworks/c_introduction_toplevel_topic.h

tm

75. Soft Robotics Toolkit [Internet]. [cited 2018 Sep 12]. Available from: <https://softroboticstoolkit.com/home>
76. Parker Hannifin. BTC IIS and TTC IIS Miniature Diaphragm Pump [Internet]. [cited 2018 Sep 12]. Available from: <http://ph.parker.com/us/12051/en/btc-iis-and-ttc-iis-miniature-diaphragm-pump/d737-23-01>
77. Wacker Chemical Corporation. ELASTOSIL® M 4601 A/B [Internet]. [cited 2018 Jun 4]. Available from: <https://www.wacker.com/cms/en/products/product/product.jsp?product=9125>
78. Wacker Chemie AG. ELASTOSIL ® [Internet]. [cited 2018 Jul 22]. Available from: <https://www.wacker.com/cms/en/products/brands/elastosil/elastosil.jsp>
79. NinjaTek. NinjaFlex 85A TPU Flexible 3D Printing Filament | NinjaTek [Internet]. [cited 2018 Jul 22]. Available from: <https://ninjatek.com/products/filaments/ninjaflex/>
80. MoviControl SA. Hydac, Parker, Commercial, Sauer Danfoss, Bosch Rexroth, Manguieras Hidráulicas Óleo-Hidráulica | MoviControl [Internet]. [cited 2018 Sep 11]. Available from: <https://www.movicontrol.pt/pt/content/16-pneumatics/51-pipes-accessories>
81. BEEVERYCREATIVE. BEEVERYCREATIVE | 3D Printing | 3D Printers | 3D Modeling [Internet]. [cited 2018 Jul 22]. Available from: <https://beeverycreative.com/>
82. Bowyer A. The Self-replicating Rapid Prototyper - Manufacturing for the Masses. In: Proceedings of the 7th national conference on rapid design, prototyping and manufacture., 2006.
83. Zhermack. RTV-2 Tin cure Archives [Internet]. [cited 2018 Sep 4]. Available from: https://www.zhermack.com/en/product_category/industrial/mould-making-industrial-en/rtv-2-tin-cure/
84. Alchemie Ltd. ALCHEMIX R6 [Internet]. [cited 2018 Sep 4]. Available from: <https://www.alchemie.com/r6.html>
85. Replicator Extruder for FLEXIBLE materials [Internet]. 2014 [cited 2018 Jul 22]. Available from: <https://www.thingiverse.com/thing:238638>
86. Festo. Fluid power: Pneumatics - Symbols - Services - Festo Didactic [Internet]. [cited 2018 Sep 18]. Available from: <https://www.festo-didactic.com/int-en/services/symbols/fluid-power-pneumatics/?fbid=aW50LmVuLjU1Ny4xNy4zNC44NDg>
87. Nuolin. DC 45 W 85kpa mini Bomba de vácuo elétrica 12 v bomba de vácuo de pistão em Bombas de Melhoria Da casa no AliExpress.com | Alibaba Group [Internet]. [cited 2018 Sep 18]. Available from: https://pt.aliexpress.com/item/DC-45W-85kpa-electric-mini-vacuum-Pump-12v-piston-vacuum-pump/32873525554.html?spm=a2g03.search0104.3.236.6c8f11733aaHaN&ws_ab_test=searchweb0_0,searchweb201602_2_5017015_10065_10068_5017315_10059_10696_100031_10084_10083_50
88. Zilong. 1/4" 2 Way Normally Closed Pneumatic Aluminum Electric Solenoid Air Valve 12V | eBay [Internet]. [cited 2018 Sep 18]. Available from: <https://www.ebay.com/itm/1-4-2-Way-Normally-Closed-Pneumatic-Aluminum-Electric-Solenoid-Air-Valve-12V/322125270644?epid=1093320886&hash=item4b00298e74:g:mZMAAOSwSKtafCRc>
89. EVT Motor Werks LLC. Generalized Electric Vehicle Control Unit GEVCU Operation Manual LEGAL DISCLAIMER v 5.22. 2016.
90. LCEC. LCEC - low carbon energy conversion [Internet]. [cited 2018 Sep 23]. Available from: <https://www.lcec.pt/>

91. Mouser Eletronics. Arduino Due Microcontroller Board - Arduino | Mouser Portugal [Internet]. [cited 2018 Sep 20]. Available from: https://pt.mouser.com/new/arduino-org/arduino-due/?gclid=EAIaIQobChMii7FtZnI3QIVp7ztCh1H8AXXEAAAYASAAEgLI_fd_BwE
92. Honeywell. NBPDANN150PAUNV - Pressure Sensor, Unamplified, 150 psi, Voltage, Absolute, 5 VDC, Single Axial Barbed, 1.5 mA [Internet]. [cited 2018 Sep 18]. Available from: <https://pt.farnell.com/honeywell/nbpdann150paunv/sensor-150psi-dip-axial-absolute/dp/2146020?krypto=I3xvfEWsxvr5FAXGwDzZYzGPfVfOkfVKLvmUHbHeJRzNOSC4xFYSUrXUOqES4lzuFI3olbES4hhriSxFKqzE%252Bj%252ByPmY45p7hOx0sQE4WXiNuW%252B9GX7E8RVemNDw6ShGG&ddkey=https%253Apt-PT%25>
93. BURR-BROWN. INSTRUMENTATION AMPLIFIER With Precision Voltage Reference [Internet]. [cited 2018 Sep 19]. Available from: <http://www.burr-brown.com/>
94. Tyco Electronics. Power Relay F4 [Internet]. 2014 [cited 2018 Sep 19]. Available from: http://www.farnell.com/datasheets/1934206.pdf?_ga=2.99958110.1396055867.1537306549-1484539162.1536945379&_gac=1.184215954.1537314486.EAIaIQobChMIpeHpocHF3QIVjxDtCh3uHwWtEAAYASAAEgLRhPD_BwE
95. Fujian Minhua Power source CO. L. MHB Lead Acid Battery MS7-12 [Internet]. [cited 2018 Sep 19]. Available from: <https://www.batteries.gr/en/lead-acid/voltage/12-volt-battery/mhb-ms7-12-general-purpose.html>
96. Electronics tutorials. Differential Amplifier - The Voltage Subtractor [Internet]. [cited 2018 Sep 26]. Available from: https://www.electronics-tutorials.ws/opamp/opamp_5.html