



## Simulação biomecânica de próteses para cães

**MARIANA FILIPA MADANÇOS TEIXEIRA**

Novembro de 2021

# **Simulação biomecânica de próteses para cães**

**Mariana Filipa Madanços Teixeira**

Engenheira Biomédica pelo Instituto Superior de Engenharia do Porto

“Dissertação apresentada no Instituto Superior de Engenharia do Porto para a obtenção  
de grau de Mestre em Engenharia Biomédica”

Orientador: Professor Doutor Jorge Américo De Oliveira Pinto Belinha

Outubro de 2021



*“Such short little lives our pets have to spend with us, and they spend most of it waiting for us to come home each day. It is amazing how much love and laughter they bring into our lives and even how much closer we become with each other because of them.”*

John Grogan



## Agradecimentos

Primeiramente, gostaria de agradecer ao meu orientador, Professor Doutor Jorge Belinha, pela oportunidade de realizar esta tese sob a sua orientação e pelo conhecimento que me transmitiu. Estou-lhe grata pela disponibilidade ao longo deste último ano letivo e por toda a ajuda prestada durante a realização deste projeto.

Agradeço ainda ao Doutor Jorge Leite, cirurgião na Bonematrix, pela sua disponibilidade, pelos seus conselhos e por me ter facultado as imagens médicas que necessitava para esta dissertação.

À Andreia Oliveira e à Nelma Gomes, agradeço-lhes a partilha de conhecimentos, o apoio e a amizade. Obrigada por terem feito este percurso comigo.

Quero ainda agradecer aos meus amigos, especialmente à Lígia Pires, à Rita Nogueira, ao Ricardo Pereira e à Tânia Couto, por me motivarem a concluir esta dissertação e por estarem sempre presentes, nos bons e nos maus momentos.

Deixo um enorme agradecimento à minha família, e em particular ao meu primo Bruno Pinto, por sempre acreditar nas minhas capacidades e por me ajudar quando precisei.

Por último, quero agradecer às pessoas mais importantes da minha vida. Aos meus pais, Maria Madanços e Fortunato Teixeira, que sempre me apoiaram em todas as minhas decisões, me proporcionaram excelentes vivências e a melhor educação possível. Agradeço à minha irmã e também melhor amiga, Sofia Teixeira, por todo o carinho e por todas as boas experiências. À Ziza, minha segunda mãe, agradeço-lhe por todo o cuidado e preocupação, no passado e no presente. E, como não podia deixar de ser, agradeço também ao meu Boris, que apesar de já ter partido, continua a ter a mesma importância e a ser lembrado em cada dia. Obrigada pelo constante incentivo e pelo vosso apoio incondicional, sem vocês não seria quem sou hoje.



## Resumo

Com a evolução da tecnologia na medicina veterinária ao longo do tempo, a indústria das próteses nesta área tem vindo a progredir também. As próteses de substituição de membros permitem estabilizar a marcha e proporcionam uma melhor qualidade de vida. No entanto, os métodos de fabrico convencionais não são baratos. A impressão 3D é de elevado interesse para o campo da indústria protética animal, uma vez que permite o fabrico personalizado, mais rápido e barato que o convencional.

Para garantir o sucesso de uma prótese a longo prazo, é essencial assegurar a sua fiabilidade e estabilidade. Uma simulação numérica eficiente é fundamental para prever problemas estruturais neste tipo de dispositivo. A definição correta das propriedades dos materiais usados e da magnitude e direção das forças envolvidas no processo são também fatores essenciais na simulação numérica, podendo mesmo determinar o sucesso ou o fracasso da prótese. Atualmente, o método numérico mais utilizado para simular problemas estruturais biomecânicos é o Método dos Elementos Finitos.

O presente trabalho visa desenhar cinco próteses diferentes para substituição de um membro torácico num cão, bem como fazer a sua análise aplicando o Método dos Elementos Finitos. De seguida, pretende-se escolher a prótese que melhor se adequa ao animal e produzi-la numa impressora 3D.

Os resultados da análise obtidos para a prótese que foi impressa indicaram que esta é suficientemente forte para resistir às tensões e forças exercidas pelo paciente canino aquando da sua locomoção, sendo este dispositivo do comprimento correto para redistribuir o peso por quatro membros e estabilizar a marcha do canino.

Futuramente, deverão ser realizados ensaios de fadiga na prótese impressa para determinar tanto o tempo de uso como os limites de tensão a que pode estar sujeita.

**Palavras-chave:** Cães, Marcha Canina, Amputação de Membro, Próteses Caninas, Próteses de Membros, Impressão 3D, Método dos Elementos Finitos.



## **Abstract**

As technology has evolved over time in veterinary medicine, so has the prosthetics industry in this area. Prosthetic limb replacements allow stabilization of gait and provide a better quality of life; however, conventional manufacturing methods are expensive. Although not a widely discussed subject, 3D printing is of high interest to the animal prosthetics industry field, as it allows a faster and cheaper custom fabrication than conventional methods.

To ensure the long-term success of a prosthesis, it is essential to ensure its reliability and stability. An efficient numerical simulation is fundamental to predict structural problems on this device type. The correct establishment of the properties of the materials used and the magnitude and direction of the forces involved in the process are also essential factors in numerical simulation, as it may even determine the success or failure of the prosthesis. Currently, the most widely used numerical method to simulate biomechanical structural problems is the Finite Element Method.

The present work aims to design five different prostheses for a thoracic limb replacement in a dog, as well as analyse the prostheses by applying the Finite Element Method. Finally, it is intended to choose the prosthesis that best suits the animal and produce it in a 3D printer.

The results of the analysis obtained for the printed prosthesis indicates that it is strong enough to withstand the tensions and forces that are exerted by the canine patient during the gait, and that this device is of a proper length that allows the weight redistribution amongst the four limbs and stabilization of the canine's gait.

In the future, fatigue testing should be performed on the printed prosthesis to determine both the time of use and the tension limits to which it may be subjected.

**Key words:** Dogs, Canine Gait, Limb Amputation, Canine Prosthetics, Limb Prostheses, 3D Printing, Finite Element Method.



# Índice

AGRADECIMENTOS.....	III
RESUMO .....	V
ABSTRACT .....	VII
ÍNDICE.....	IX
LISTA DE FIGURAS.....	XI
LISTA DE TABELAS.....	XIX
LISTA DE ABREVIATURAS .....	XXI
1. INTRODUÇÃO.....	3
1.1. MOTIVAÇÃO .....	4
1.2. OBJETIVO .....	4
1.3. ESTRUTURA DO DOCUMENTO.....	4
2. IMPRESSÃO 3D .....	9
2.1. ENQUADRAMENTO .....	9
2.2. IMPRESSÃO 3D E FABRICO TRADICIONAL .....	13
2.3. IMPRESSORAS 3D.....	15
2.3.1. <i>Análise Socioeconómica das impressoras 3D</i> .....	18
2.4. MATERIAIS DE IMPRESSÃO .....	20
2.4.1. <i>Polímeros</i> .....	20
2.4.2. <i>Metais</i> .....	21
2.4.3. <i>Materiais cerâmicos</i> .....	21
2.4.4. <i>Materiais compósitos</i> .....	21
2.5. PROPRIEDADES MECÂNICAS DO PLA .....	22
2.6. APLICAÇÕES MÉDICAS.....	22
3. ANATOMIA CANINA.....	29
3.1. LOCOMOÇÃO CANINA.....	30
3.2. AMPUTAÇÃO DE MEMBROS.....	32
3.3. REABILITAÇÃO .....	34
4. DISPOSITIVOS ADAPTADOS AO PACIENTE .....	39
4.1. PRÓTESES DE ENCAIXE DE COTO.....	40
4.2. PRÓTESES OSTEOINTEGRADAS.....	47
4.3. PRÓTESES EXISTENTES NO MERCADO .....	48

4.4.	PRÓTESES FABRICADAS POR IMPRESSÃO 3D.....	51
5.	MÉTODOS NUMÉRICOS .....	59
5.1.	MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS .....	59
5.2.	MECÂNICA DOS SÓLIDOS .....	61
5.2.1.	<i>Equações de equilíbrio dos campos de tensão e deformação .....</i>	<i>61</i>
5.2.2.	<i>Forma Fraca de Galerkin .....</i>	<i>63</i>
6.	ANÁLISE ESTRUTURAL .....	69
6.1.	PRÓTESE 1.....	70
6.2.	PRÓTESE 2.....	77
6.3.	PRÓTESE 3.....	82
6.4.	PRÓTESE 4.....	88
6.5.	PRÓTESE 5.....	94
6.6.	MODELO 3D.....	100
6.6.1.	<i>Análise do modelo 3D com peso do cão.....</i>	<i>106</i>
6.7.	IMPRESSÃO 3D DA PRÓTESE.....	111
7.	CONCLUSÕES .....	117
	REFERÊNCIAS .....	119
	WEB PAGES.....	125

## Lista de Figuras

<b>Figura 2.1</b> – Sistemas de I3D vendidos por região em 2015.....	19
<b>Figura 2.2</b> – Número total acumulado de sistemas de I3D vendidos por região de 1988 até 2015. ....	19
<b>Figura 2.3</b> – Aplicações da I3D no combate à COVID-19. Respirador, válvula Charlotte, máscara personalizável, zaragatoa nasofaríngea, alas de isolamento e manequim médico. Adaptado de [38].....	25
<b>Figura 3.1</b> – Ossos que integram os membros torácicos e pélvicos. Adaptado de [43][WP5].....	29
<b>Figura 4.1</b> – Cão com amputação abaixo do carpo no membro torácico direito distal do rádio e cúbito (em cima) e cão com amputação abaixo do tarso no membro pélvico esquerdo (em baixo) (a) sem a prótese e (b) com a prótese. ....	41
<b>Figura 4.2</b> – Cães com próteses para membros que sofreram amputação parcial (à esquerda) e amputação total de membro (à direita), disponíveis na Animal Ortho Care. Imagens retiradas de [WP8]. ....	49
<b>Figura 4.3</b> – Cães com próteses específicas para (da esquerda para a direita) amputações ao nível do carpo, tarso, metatarso, e prótese para pata parcial. Disponíveis na K-9 Orthotics & Prosthetics. Imagens retiradas de [WP9]. ....	49
<b>Figura 4.4</b> – Cães com próteses para membros pélvicos (à esquerda) e torácicos (à direita), disponíveis na OrthoPets. Imagens retiradas de [WP10]. ....	49
<b>Figura 4.5</b> – Cães com próteses para membros torácicos e pélvicos, disponíveis na PawsAbility. Imagens retiradas de [WP6]. ....	50
<b>Figura 4.6</b> – Cão com malformação congénita na pata torácica direita. Desenho da prótese para compensar o comprimento que falta no membro feito no software <i>Fusion 360</i> . Imagens retiradas de [WP11]. ....	52
<b>Figura 4.7</b> – Cão com malformações congénitas em ambas as patas torácicas, com as suas próteses colocadas. Imagem retirada de [WP12]. ....	53
<b>Figura 4.8</b> – Cão com malformação congénita no membro torácico direito (à esquerda), com a sua prótese colocada (à direita). Imagem retirada de [WP14]. ....	54
<b>Figura 4.9</b> – Cão com uma malformação congénita na pata torácica direita, com a prótese colocada. Imagem retirada de [10]. ....	54
<b>Figura 5.1</b> – Representação esquemática do procedimento de discretização espacial de um domínio por elementos finitos. Adaptado de [53]. ....	59

<b>Figura 6.1</b> – Imagem da segmentação total dos ossos do cão à esquerda, e da pata que será amputada à direita. ....	69
<b>Figura 6.2</b> – Desenho da Prótese 1 e seus pontos.....	71
<b>Figura 6.3</b> – Identificação das condições de fronteira utilizadas no modelo geométrico da Prótese 1 e representação esquemática das forças aplicadas a um ângulo de (a) -45°; (b) 0°; e (c) 45°.....	72
<b>Figura 6.4</b> – Mapa de cores da distribuição da tensão efetiva de von Mises [MPa] na Prótese 1 quando é aplicada uma força a um ângulo de (a) -45°; (b) 0°, (c) 45°. (a) $\sigma_{\max}=7,902$ MPa e $\sigma_{\min}=0$ MPa. (b) $\sigma_{\max}=3,421$ MPa e $\sigma_{\min}=0$ MPa. (c) $\sigma_{\max}=3,069$ MPa e $\sigma_{\min}=0$ MPa. ....	72
<b>Figura 6.5</b> – Distribuição da tensão efetiva de von Mises nos pontos H e I para cada uma das forças. ....	73
<b>Figura 6.6</b> – Distribuição da tensão principal $\sigma_1$ e $\sigma_2$ nos pontos H e I para cada uma das forças. ....	73
<b>Figura 6.7</b> – Gráficos da tensão efetiva de von Mises ao longo da superfície da Prótese 1 na linha L1 e na linha L2, com início nos pontos O e P e fim nos pontos H e I, respectivamente.....	74
<b>Figura 6.8</b> – Gráficos da tensão principal $\sigma_1$ ao longo da superfície da Prótese 1 na linha L1 e na linha L2, com início nos pontos O e P e fim nos pontos H e I, respectivamente.....	74
<b>Figura 6.9</b> – Gráficos da tensão principal $\sigma_2$ ao longo da superfície da Prótese 1 na linha L1 e na linha L2, com início nos pontos O e P e fim nos pontos H e I, respectivamente.....	75
<b>Figura 6.10</b> – Mapa de cores do deslocamento máximo [mm] obtido para a Prótese 1 quando é aplicada uma força a um ângulo de (a) -45°; (b) 0°; e (c) 45°. (a) $\delta_{\max}=1,083$ mm e $\delta_{\min}=0$ mm. (b) $\delta_{\max}=0,515$ mm e $\delta_{\min}=0$ mm. (c) $\delta_{\max}=0,357$ mm e $\delta_{\min}=0$ mm. ....	76
<b>Figura 6.11</b> – (a) Deslocamento total, deslocamento no eixo das abcissas e das ordenadas para cada uma das forças aplicadas na Prótese 1. (b) Rigidez da Prótese 1..	76
<b>Figura 6.12</b> – Desenho da Prótese 2 e seus pontos.....	77
<b>Figura 6.13</b> – Identificação das condições de fronteira utilizadas no modelo geométrico da Prótese 2 e representação esquemática das forças aplicadas a um ângulo de (a) -45°; (b) 0°; e (c) 45°.....	78
<b>Figura 6.14</b> – Mapa de cores da distribuição da tensão efetiva de von Mises [MPa] na Prótese 2 quando é aplicada uma força a um ângulo de (a) -45°; (b) 0°, (c) 45°. (a)	

$\sigma_{\max}=2,787$ MPa e $\sigma_{\min}=0$ MPa. (b) $\sigma_{\max}=1,799$ MPa e $\sigma_{\min}=0$ MPa. (c) $\sigma_{\max}=1,204$ MPa e $\sigma_{\min}=0$ MPa. ....	78
<b>Figura 6.15</b> – Distribuição da tensão efetiva de von Mises nos pontos G e H para cada uma das forças. ....	79
<b>Figura 6.16</b> – Distribuição da tensão principal $\sigma_1$ e $\sigma_2$ nos pontos G e H para cada uma das forças. ....	79
<b>Figura 6.17</b> – Gráficos da tensão efetiva de von Mises ao longo da superfície da Prótese 2 na linha L1 e na linha L2, com início nos pontos M e N e fim nos pontos G e H, respectivamente. ....	80
<b>Figura 6.18</b> – Gráficos da tensão principal $\sigma_1$ ao longo da superfície da Prótese 2 na linha L1 e na linha L2, com início nos pontos M e N e fim nos pontos G e H, respectivamente. ....	80
<b>Figura 6.19</b> – Gráficos da tensão principal $\sigma_2$ ao longo da superfície da Prótese 2 na linha L1 e na linha L2, com início nos pontos M e N e fim nos pontos G e H, respectivamente. ....	81
<b>Figura 6.20</b> – Mapa de cores do deslocamento máximo [mm] obtido para a Prótese 2 quando é aplicada uma força a um ângulo de (a) $-45^\circ$ ; (b) $0^\circ$ ; e (c) $45^\circ$ . (a) $\delta_{\max}=0,488$ mm e $\delta_{\min}=0$ mm. (b) $\delta_{\max}=0,263$ mm e $\delta_{\min}=0$ mm. (c) $\delta_{\max}=0,124$ mm e $\delta_{\min}=0$ mm. ....	81
<b>Figura 6.21</b> – (a) Deslocamento total, deslocamento no eixo das abcissas e das ordenadas para cada uma das forças aplicadas na Prótese 2. (b) Rigidez da Prótese 2. ....	82
<b>Figura 6.22</b> – Desenho da Prótese 3 e seus pontos. ....	83
<b>Figura 6.23</b> – Identificação das condições de fronteira utilizadas no modelo geométrico da Prótese 3 e representação esquemática das forças aplicadas a um ângulo de (a) $-45^\circ$ ; (b) $0^\circ$ ; e (c) $45^\circ$ . ....	84
<b>Figura 6.24</b> – Mapa de cores da distribuição da tensão efetiva de von Mises [MPa] na Prótese 3 quando é aplicada uma força a um ângulo de (a) $-45^\circ$ ; (b) $0^\circ$ , (c) $45^\circ$ . (a) $\sigma_{\max}=9,929$ MPa e $\sigma_{\min}=0$ MPa. (b) $\sigma_{\max}=9,858$ MPa e $\sigma_{\min}=0$ MPa. (c) $\sigma_{\max}=4,012$ MPa e $\sigma_{\min}=0$ MPa. ....	84
<b>Figura 6.25</b> – Distribuição da tensão efetiva de von Mises nos pontos O, P e H para cada uma das forças. ....	85
<b>Figura 6.26</b> – Distribuição da tensão principal $\sigma_1$ e $\sigma_2$ nos pontos O, P e H para cada uma das forças. ....	85

<b>Figura 6.27</b> – Gráficos da tensão efetiva de von Mises ao longo da superfície da Prótese 3 na linha L1 e na linha L2, com início nos pontos S e T e fim nos pontos H e J, respectivamente. ....	86
<b>Figura 6.28</b> – Gráficos da tensão principal $\sigma_1$ ao longo da superfície da Prótese 3 na linha L1 e na linha L2, com início nos pontos S e T e fim nos pontos H e J, respectivamente. ....	86
<b>Figura 6.29</b> – Gráficos da tensão principal $\sigma_2$ ao longo da superfície da Prótese 3 na linha L1 e na linha L2, com início nos pontos S e T e fim nos pontos H e J, respectivamente. ....	87
<b>Figura 6.30</b> – Mapa de cores do deslocamento máximo [mm] obtido para a Prótese 3 quando é aplicada uma força a um ângulo de (a) $-45^\circ$ ; (b) $0^\circ$ ; e (c) $45^\circ$ . (a) $\delta_{\text{máx}}=2,333$ mm e $\delta_{\text{min}}=0$ mm. (b) $\delta_{\text{máx}}=1,870$ mm e $\delta_{\text{min}}=0$ mm. (c) $\delta_{\text{máx}}=0,353$ mm e $\delta_{\text{min}}=0$ mm. ....	87
<b>Figura 6.31</b> – Deslocamento total, deslocamento no eixo das abcissas e das ordenadas para cada uma das forças aplicadas na Prótese 3. (b) Rigidez da Prótese 3. ....	88
<b>Figura 6.32</b> – Desenho da Prótese 4 e seus pontos. ....	89
<b>Figura 6.33</b> – Identificação das condições de fronteira utilizadas no modelo geométrico da Prótese 4 e representação esquemática das forças aplicadas a um ângulo de (a) $-45^\circ$ ; (b) $0^\circ$ ; e (c) $45^\circ$ . ....	90
<b>Figura 6.34</b> – Mapa de cores da distribuição da tensão efetiva de von Mises [MPa] na Prótese 4 quando é aplicada uma força a um ângulo de (a) $-45^\circ$ ; (b) $0^\circ$ , (c) $45^\circ$ . (a) $\sigma_{\text{max}}=3,003$ MPa e $\sigma_{\text{min}}=0$ MPa. (b) $\sigma_{\text{max}}=1,785$ MPa e $\sigma_{\text{min}}=0$ MPa. (c) $\sigma_{\text{max}}=1,027$ MPa e $\sigma_{\text{min}}=0$ MPa. ....	90
<b>Figura 6.35</b> – Distribuição da tensão efetiva de von Mises nos pontos I e J para cada uma das forças. ....	91
<b>Figura 6.36</b> – Distribuição da tensão principal $\sigma_1$ e $\sigma_2$ nos pontos I e J para cada uma das forças. ....	91
<b>Figura 6.37</b> – Gráficos da tensão efetiva de von Mises ao longo da superfície da Prótese 4 na linha L1 e na linha L2, com início nos pontos L e K e fim nos pontos G e H, respectivamente. ....	92
<b>Figura 6.38</b> – Gráficos da tensão principal $\sigma_1$ ao longo da superfície da Prótese 4 na linha L1 e na linha L2, com início nos pontos L e K e fim nos pontos G e H, respectivamente. ....	92

<b>Figura 6.39</b> – Gráficos da tensão principal $\sigma_2$ ao longo da superfície da Prótese 4 na linha L1 e na linha L2, com início nos pontos L e K e fim nos pontos G e H, respectivamente.....	93
<b>Figura 6.40</b> – Mapa de cores do deslocamento máximo [mm] obtido para a Prótese 4 quando é aplicada uma força a um ângulo de (a) $-45^\circ$ ; (b) $0^\circ$ ; e (c) $45^\circ$ . (a) $\delta_{\text{máx}}=0,470$ mm e $\delta_{\text{min}}=0$ mm. (b) $\delta_{\text{máx}}=0,248$ mm e $\delta_{\text{min}}=0$ mm. (c) $\delta_{\text{máx}}=0,126$ mm e $\delta_{\text{min}}=0$ mm.	93
<b>Figura 6.41</b> – (a) Deslocamento total, deslocamento no eixo das abcissas e das ordenadas para cada uma das forças aplicadas na Prótese 4. (b) Rigidez da Prótese 4..	94
<b>Figura 6.42</b> – Desenho da Prótese 5 e seus pontos.....	95
<b>Figura 6.43</b> – Identificação das condições de fronteira utilizadas no modelo geométrico da Prótese 5 e representação esquemática das forças aplicadas a um ângulo de (a) $-45^\circ$ ; (b) $0^\circ$ ; e (c) $45^\circ$ .....	96
<b>Figura 6.44</b> – Mapa de cores da distribuição da tensão efetiva de von Mises [MPa] na Prótese 5 quando é aplicada uma força a um ângulo de (a) $-45^\circ$ ; (b) $0^\circ$ , (c) $45^\circ$ . (a) $\sigma_{\text{max}}=2,778$ MPa e $\sigma_{\text{min}}=0$ MPa. (b) $\sigma_{\text{max}}=1,939$ MPa e $\sigma_{\text{min}}=0$ MPa. (c) $\sigma_{\text{max}}=3,571$ MPa e $\sigma_{\text{min}}=0$ MPa. ....	96
<b>Figura 6.45</b> – Distribuição da tensão efetiva de von Mises nos pontos I, J, K e L para cada uma das forças.....	97
<b>Figura 6.46</b> – Distribuição da tensão principal $\sigma_1$ e $\sigma_2$ nos pontos I, J, K e L para cada uma das forças.....	97
<b>Figura 6.47</b> – Gráficos da tensão efetiva de von Mises ao longo da superfície da Prótese 5 na linha L1 e na linha L2, com início nos pontos N e M e fim nos pontos G e H, respectivamente.....	98
<b>Figura 6.48</b> – Gráficos da tensão principal $\sigma_1$ ao longo da superfície da Prótese 5 na linha L1 e na linha L2, com início nos pontos N e M e fim nos pontos G e H, respectivamente.....	98
<b>Figura 6.49</b> – Gráficos da tensão principal $\sigma_2$ ao longo da superfície da Prótese 5 na linha L1 e na linha L2, com início nos pontos N e M e fim nos pontos G e H, respectivamente.....	99
<b>Figura 6.50</b> – Mapa de cores do deslocamento máximo [mm] obtido para a Prótese 5 quando é aplicada uma força a um ângulo de (a) $-45^\circ$ ; (b) $0^\circ$ ; e (c) $45^\circ$ . (a) $\delta_{\text{máx}}=0,400$ mm e $\delta_{\text{min}}=0$ mm. (b) $\delta_{\text{máx}}=0,205$ mm e $\delta_{\text{min}}=0$ mm. (c) $\delta_{\text{máx}}=0,550$ mm e $\delta_{\text{min}}=0$ mm.	99
<b>Figura 6.51</b> – (a) Deslocamento total, deslocamento no eixo das abcissas e das ordenadas para cada uma das forças aplicadas na Prótese 5. (b) Rigidez da Prótese 5.	100

<b>Figura 6.52</b> – Vista do modelo 3D (a) à esquerda, (b) de frente, (c) de trás, (d) de cima e (e) de baixo. ....	101
<b>Figura 6.53</b> – Modelo 3D e seus pontos. ....	101
<b>Figura 6.54</b> – Representação esquemática das forças aplicadas a um ângulo de (a) -45°; (b) 0°; e (c) 45°. ....	102
<b>Figura 6.55</b> – Mapa de cores da distribuição da tensão efetiva de von Mises [MPa] no modelo 3D quando é aplicada uma força a um ângulo de (a) -45°; (b) 0°, (c) 45°. (a) $\sigma_{\max}=0,123$ MPa e $\sigma_{\min}=0$ MPa. (b) $\sigma_{\max}=0,074$ MPa e $\sigma_{\min}=0$ MPa. (c) $\sigma_{\max}=0,140$ MPa e $\sigma_{\min}=0$ MPa. ....	102
<b>Figura 6.56</b> – Distribuição da tensão efetiva de von Mises nos pontos A, B, C, D, E, F, G e H para cada uma das forças. ....	103
<b>Figura 6.57</b> – Distribuição da tensão principal $\sigma_1$ e $\sigma_3$ nos pontos A, B, C, D, E, F, G e H para cada uma das forças. ....	103
<b>Figura 6.58</b> – Gráficos da tensão efetiva de von Mises ao longo da superfície do modelo 3D na linha L1 e na linha L2, com início nos pontos A e B e fim nos pontos I e J, respetivamente. ....	104
<b>Figura 6.59</b> – Gráficos da tensão principal $\sigma_1$ ao longo da superfície do modelo 3D na linha L1 e na linha L2, com início nos pontos A e B e fim nos pontos I e J, respetivamente. ....	104
<b>Figura 6.60</b> – Gráficos da tensão principal $\sigma_3$ ao longo da superfície do modelo 3D na linha L1 e na linha L2, com início nos pontos A e B e fim nos pontos I e J, respetivamente. ....	105
<b>Figura 6.61</b> – Mapa de cores do deslocamento máximo [mm] obtido para o modelo 3D quando é aplicada uma força a um ângulo de (a) -45°; (b) 0°; e (c) 45°. (a) $\delta_{\max}= 0,023$ mm e $\delta_{\min}=0$ mm. (b) $\delta_{\max}= 0,013$ mm e $\delta_{\min}=0$ mm. (c) $\delta_{\max}= 0,030$ mm e $\delta_{\min}=0$ mm. ....	105
<b>Figura 6.62</b> – (a) Deslocamento total, deslocamento no eixo das abcissas, das ordenadas e das cotas para cada uma das forças aplicadas no modelo 3D. (b) Rigidez do modelo 3D. ....	106
<b>Figura 6.63</b> – Mapa de cores da distribuição da tensão efetiva de von Mises [MPa] no modelo 3D quando é aplicada uma força de 60N a um ângulo de (a) -45°; (b) 0°, (c) 45°. (a) $\sigma_{\max}=7,404$ MPa e $\sigma_{\min}=0$ MPa. (b) $\sigma_{\max}=4,411$ MPa e $\sigma_{\min}=0$ MPa. (c) $\sigma_{\max}=8,373$ MPa e $\sigma_{\min}=0$ MPa. ....	107

<b>Figura 6.64</b> – Distribuição da tensão efetiva de von Mises nos pontos A, B, C, D, E, F, G e H para cada uma das forças. ....	107
<b>Figura 6.65</b> – Distribuição da tensão principal $\sigma_1$ e $\sigma_3$ nos pontos A, B, C, D, E, F, G e H, no modelo 3D sujeito a 60N, para cada uma das forças. ....	108
<b>Figura 6.66</b> – Gráficos da tensão efetiva de von Mises ao longo da superfície do modelo 3D sujeito a 60N na linha L1 e na linha L2, com início nos pontos A e B e fim nos pontos I e J, respetivamente. ....	108
<b>Figura 6.67</b> – Gráficos da tensão principal $\sigma_1$ ao longo da superfície do modelo 3D sujeito a 60N na linha L1 e na linha L2, com início nos pontos A e B e fim nos pontos I e J, respetivamente. ....	109
<b>Figura 6.68</b> – Gráficos da tensão principal $\sigma_3$ ao longo da superfície do modelo 3D sujeito a 60N na linha L1 e na linha L2, com início nos pontos A e B e fim nos pontos I e J, respetivamente. ....	109
<b>Figura 6.69</b> – Mapa de cores do deslocamento máximo [mm] obtido para o modelo 3D quando é aplicada uma força de 60N a um ângulo de (a) $-45^\circ$ ; (b) $0^\circ$ ; e (c) $45^\circ$ . (a) $\delta_{\text{máx}}=1,289$ mm e $\delta_{\text{min}}=0$ mm. (b) $\delta_{\text{máx}}= 0,761$ mm e $\delta_{\text{min}}=0$ mm. (c) $\delta_{\text{máx}}= 1,851$ mm e $\delta_{\text{min}}=0$ mm. ....	110
<b>Figura 6.70</b> – (a) Deslocamento total, deslocamento no eixo das abcissas, das ordenadas e das cotas para cada uma das forças de 60N aplicadas no modelo 3D. (b) Rigidez do modelo 3D sujeito a 60N. ....	110
<b>Figura 6.71</b> – Definições padrão para a impressão, filamento e impressora 3D. ....	111
<b>Figura 6.72</b> – Processo pelo qual se conseguiu obter o código G. ....	112
<b>Figura 6.73</b> – (a) Processo de impressão 3D da prótese e (b) Prótese impressa. ....	112
<b>Figura 6.74</b> – Representação de um cão de porte pequeno com a prótese aplicada ao membro torácico esquerdo. Adaptada de [WP15]. ....	113



## Lista de Tabelas

<b>Tabela 2.1</b> – Comparação entre as impressoras 3D MakerBot Replicator 2 e Ultimaker 2. Adaptada de [13]. .....	18
<b>Tabela 2.2</b> – Propriedades mecânicas do ácido polilático (PLA). Adaptada de [10]. ...	22
<b>Tabela 4.1</b> – Tipos de próteses disponíveis nas diferentes empresas de fabrico de próteses para animais de companhia. ....	50
<b>Tabela 6.1</b> – Coordenadas dos pontos da Prótese 1.....	71
<b>Tabela 6.2</b> – Coordenadas dos pontos da Prótese 2.....	77
<b>Tabela 6.3</b> – Coordenadas dos pontos da Prótese 3.....	83
<b>Tabela 6.4</b> – Coordenadas dos pontos da Prótese 4.....	89
<b>Tabela 6.5</b> – Coordenadas dos pontos da Prótese 5.....	95
<b>Tabela 6.6</b> – Coordenadas dos pontos do modelo 3D. ....	101



## Lista de Abreviaturas

- 3D – Tridimensional/ 3 dimensões
- ABS – Acrilonitrilo-butadieno-estireno
- CAD – Desenho assistido por computador
- CPAP – Pressão positiva contínua das vias respiratórias
- FDM – Fused deposition modeling
- FFF – Fabrico por filamento fundido
- I3D – Impressão 3D
- MEF – Método dos Elementos Finitos
- PA – Poliamida
- PCL – Policaprolactona
- PE – Polietileno
- PEEK – Poli(éter-éter-cetona)
- PEG – Polietilenoglicol
- PEI – Polieterimida
- PETG – Politereftalato de etileno glicol
- PLA – Ácido polilático
- PMMA – Poli(metacrilato de metilo)
- PR – Prototipagem rápida
- PS – Poliestireno
- PVA – Álcool polivinílico
- SLA – Estereolitografia
- SLS – Sinterização seletiva a laser
- TPU – Poliuretano termoplástico



## CAPÍTULO 1 – INTRODUÇÃO



## 1. Introdução

A crescente valorização dos animais de companhia tem incentivado a evolução da tecnologia na medicina veterinária, incluindo a indústria das próteses. Segundo os dados do estudo TGI da Marktest de julho de 2020, cerca de 3,2 milhões de portugueses têm pelo menos um cão em casa, valor este que corresponde a 37,6% da população com mais de 15 anos de idade residente no continente [WP1] <sup>1</sup>.

As próteses são aplicadas no contexto de amputações, traumas ou deficiências físicas. A formação de membros em cães ocorre normalmente entre a terceira e a quinta semana de gestação. Os fatores hereditários, ambientais e externos têm uma grande influência neste processo, podendo ser os responsáveis por deformações nestes animais mesmo antes de eles nascerem [1]. A amputação de membros é uma cirurgia executada no tratamento de neoplasias, lesões traumáticas, neuropatias periféricas, infecções, comprometimento vascular, necrose isquêmica e incapacidade resultante de processos degenerativos ou congênitos [2][3][4][5][6][7]. Em qualquer um destes casos, é aconselhada a utilização de uma prótese para substituir o membro em falta ou com defeito.

Quando comparados com cães quadrúpedes, os cães sujeitos a amputações de membros apresentam um desvio da marcha normal, que pode afetar negativamente a distribuição das forças articulares, podendo provocar instabilidade e dores [8]. Estas alterações significativas na biomecânica locomotora podem ter efeitos prejudiciais na saúde músculo-esquelética a longo prazo e levar à diminuição da qualidade de vida [9][10].

Para restaurar alguma funcionalidade do membro em falta, pode ser colocada uma prótese para o substituir. Vários estudos demonstraram que o uso de uma prótese é capaz de restabelecer a marcha normal, naturalmente observada em cães quadrúpedes, impedindo assim o desenvolvimento de doenças músculo-esqueléticas secundárias [9][10]. As próteses têm sido pouco utilizadas em cães devido à aparente facilidade de adaptação destes animais se movimentarem com apenas três patas. No entanto, o aparecimento da reabilitação como campo de especialidade tem influenciado o aumento

---

<sup>1</sup> “WP” refere-se a referências de *Web Pages*, que podem ser encontradas no final deste documento, no capítulo “Web Pages”.

da sua utilização [11][12]. Apesar de se verificar um desenvolvimento significativo na indústria das próteses humanas, o mesmo não se pode dizer em relação ao desenvolvimento de próteses para animais, que é algo relativamente recente.

### **1.1.Motivação**

Atualmente, os animais de companhia constituem parte da família, representando uma constante preocupação para os seus donos. Assim, quando um membro é afetado de alguma deformação, desenvolvimento incompleto ou uma amputação, é natural que os donos queiram proporcionar aos seus animais uma boa qualidade de vida. Para tal, é considerada a colocação de uma prótese que permita aos animais movimentarem-se bem e de forma independente. A impressão 3D é um campo de grande interesse da indústria protética, uma vez que é uma forma de fabrico rápida, prática e mais barata que a convencional. A impressão 3D de próteses já é utilizada no âmbito da medicina humana, no entanto, na medicina veterinária é algo ainda pouco comum. Desta forma, torna-se essencial o desenvolvimento de próteses para substituição de membros, neste caso em cães, recorrendo à impressão 3D, que, para além de serem mais económicas, também são feitas à medida, proporcionando um ajuste ótimo ao membro. A impressão 3D de próteses para substituição de membros em cães é um assunto pouco abordado e, portanto, os estudos nesta área são considerados pioneiros.

### **1.2.Objetivo**

O presente trabalho foi desenvolvido no âmbito do mestrado de Engenharia Biomédica no Instituto Superior de Engenharia do Porto. O objetivo principal desta tese é estudar computacionalmente o comportamento mecânico de diferentes próteses para substituição de membros em cães. Estas próteses serão projetadas tendo em conta as medidas do membro do paciente canino, utilizando para isso imagens médicas do mesmo. As próteses projetadas serão posteriormente analisadas computacionalmente, recorrendo ao Método dos Elementos Finitos, e, por fim, a que melhor se adequar à marcha do animal será produzida numa impressora 3D com a técnica de FFF.

### **1.3.Estrutura do Documento**

Esta dissertação foi organizada em sete capítulos, começando pelo Capítulo 1, no qual é apresentada a introdução do tema em estudo, bem como as motivações que

levaram ao seu desenvolvimento e os principais objetivos. No Capítulo 2, várias ideias são abordadas acerca da Impressão 3D: a comparação entre impressão 3D e métodos de fabrico tradicionais; as impressoras 3D que se baseiam na técnica de FFF; a análise socioeconómica destas impressoras; os materiais de impressão utilizados, dos quais se salienta e aborda o PLA; e as aplicações da impressão 3D no âmbito da medicina. No Capítulo 3 é abordada a anatomia dos cães, a sua locomoção, as amputações de membros e as consequências daí advindas, e ainda a reabilitação destes animais de companhia. O Capítulo 4 apresenta os dispositivos adaptados ao paciente, começando por abordar as próteses já existentes no mercado, seguida das próteses feitas recorrendo à impressão 3D, onde são referidas as próteses que passam pela Análise de Elementos Finitos e os materiais utilizados na sua confeção. O Capítulo 5 é relativo à apresentação e descrição dos métodos numéricos utilizados. A análise estrutural é feita no Capítulo 6, onde são apresentados os resultados numéricos obtidos para os modelos das cinco próteses analisadas recorrendo a modelos simplificados 2D. O modelo com melhor performance estrutural foi desenhado em 3D, analisado estruturalmente e impresso. Por último, no Capítulo 7, apresentam-se as conclusões desta dissertação.



## CAPÍTULO 2 – IMPRESSÃO 3D



## 2. Impressão 3D

Neste capítulo será feita uma revisão da literatura sobre os tópicos da impressão 3D mais relevantes para esta dissertação.

### 2.1. Enquadramento

Ao longo dos últimos anos, surgiram tecnologias novas e interessantes que estão a mudar a forma como os produtos são lançados. Um exemplo de tal tecnologia é a impressão 3D (I3D), que está a revolucionar a conceção e fabrico de produtos. Esta tecnologia está a ser utilizada para fabricar modelos físicos sólidos bem como para reduzir os prazos de entrega relativos ao desenvolvimento de produtos [13]. A impressão 3D, também conhecida como prototipagem rápida, é um processo de fabrico aditivo rápido e eficaz utilizado para criar um objeto sólido tridimensional a partir de um modelo digital 3D [14][15]. Os modelos digitais 3D são normalmente criados num software de desenho assistido por computador (CAD). Podem ainda ser criados a partir de scanners 3D – que capturam imagens e informações à distância de objetos reais e posteriormente enviam os dados para um computador, – ou a partir de imagens médicas – como a ressonância magnética, a tomografia computadorizada, os raio-X [15]–[20]. A I3D tem sido utilizada pela indústria de produção há décadas, sendo considerada como uma nova revolução industrial. Possui um processo de fabrico rentável e permite uma grande flexibilidade na conceção de objetos. Assim, estruturas complexas podem ser facilmente produzidas pela I3D, algo que seria bastante dispendioso com métodos de fabrico convencionais [15][17]. O processo de fabrico da I3D consiste na construção dos protótipos físicos uma camada de cada vez, podendo este processo ser chamado de fabrico por camadas, fabrico por depósito de material, e fabrico por adição de material [13][15][16][18][21].

A I3D percorreu um longo caminho desde as máquinas básicas de prototipagem rápida (PR) dos anos 80, e atualmente já não se encontra associada apenas à prototipagem [13][22]. O processo de I3D oferece diversas vantagens em cada parte do processo de fabrico, desde a conceção inicial até à produção dos produtos finais a serem comercializados, incluindo todas as etapas intermédias [13]. O campo da impressão 3D como um todo está projetado para ter impacto em quase todas as indústrias, devido tanto à flexibilidade desta tecnologia como à contínua diminuição dos custos [15][23]. À

medida que o processo de concepção avança, as decisões técnicas são testadas iterativamente em cada passo para orientar as decisões, com vista a alcançar o máximo desempenho, minimizando os custos de fabrico, bem como fornecer a mais alta qualidade para o produto final. No processo de fabrico, a I3D permite maior produtividade e flexibilidade, custos logísticos reduzidos, otimização económica, melhoria da qualidade do produto, menos peças na montagem, e maior eficiência num número crescente de indústrias [13][18]. Assim, esta tecnologia ajuda as empresas a reduzir o ciclo de desenvolvimento do produto, e também facilita a realização de melhorias de concepção no processo com antecedência, e desta forma as mudanças são menos [13].

Existem várias tecnologias de impressão em 3D atualmente disponíveis no mercado. Os processos de I3D mais utilizados e populares são a estereolitografia (SLA), a sinterização seletiva a laser (SLS), e o fabrico por filamento fundido (FFF) [13]–[15].

Charles Hull, fundador da empresa *3D Systems*, inventou a impressão 3D no início da década de 80 e obteve a primeira patente da impressão 3D em 1984 para o seu aparelho de estereolitografia (SLA) [13][15][24]. Charles Hull tinha então como desafio conseguir converter o ficheiro CAD num formato de ficheiro que a impressora 3D pudesse interpretar e imprimir. Assim, com o apoio da empresa *Albert Consulting Group*, desenvolveu o formato de ficheiro STL que pode ser utilizado por qualquer impressora 3D, sendo atualmente ainda o padrão para o processo de I3D [13][25]. A técnica de SLA utiliza polímeros sensíveis à luz – os fotopolímeros – como material de base. Os fotopolímeros passam por um processo denominado de fotopolimerização, que é a cura de materiais fotossensíveis, onde é utilizada a luz ultravioleta ou a técnica de projeção de luz digital. Este processo de fotopolimerização repete-se, formando assim várias camadas do material até que o objeto 3D seja totalmente construído [15][19][26]. A SLA produzirá estruturas de suporte que são utilizadas para ligar as diferentes partes do objeto, para que este não caia durante o processo de impressão, que podem ser posteriormente removidas de forma bastante simples, quebrando-os ou dissolvendo-os num banho quente. Quando um objeto 3D é construído a partir desta técnica de impressão é necessário polir e remover as estruturas de suporte indesejáveis ligadas ao objeto para melhorar as propriedades mecânicas do objeto impresso. A SLA é muito eficiente na produção de objetos que requerem um elevado nível de precisão e resolução, podendo construir objetos de vários centímetros cúbicos com uma resolução

de aproximadamente 0,2  $\mu\text{m}$ . No entanto, esta técnica tem também desvantagens, das quais se destacam as resinas potencialmente cancerígenas que podem constituir um risco para a saúde, o facto de as resinas serem fotossensíveis, o que pode representar problemas de estabilidade a longo prazo, e a lentidão quando comparada com outros métodos de impressão, devido à sua dependência da iluminação para modelar uma unidade de volume de cada vez [15][26].

Carl Deckard e Joe Beaman criaram a técnica de impressão 3D de sinterização seletiva a laser (SLS) em meados dos anos 80, que, naquela altura, era a única a fazer protótipos de peças em metais. A tecnologia foi originalmente vendida pela *DTM Corporation*, que mais tarde foi comprada pela *3D Systems* [13]. Uma impressora SLS utiliza material em pó como material de base e é geralmente utilizada para produzir objetos metálicos, contudo, também pode ser usada para criar objetos de plástico e cerâmica. Durante o processo de impressão, uma camada de pó é depositada no fundo de impressão e um laser é utilizado para desenhar a forma do objeto no pó, fundindo-o [15][19]. De seguida, uma nova camada de pó é depositada e o laser volta a desenhar a forma do objeto na nova camada de pó, repetindo-se este processo até que todo o objeto seja formado. Após o término do processo de impressão é necessário remover a estrutura de suporte, que é a parte não sinterizada do pó. Apesar de ser possível criar estruturas muito detalhadas e delicadas com a SLS, esta técnica de impressão não tem sido utilizada em aplicações farmacêuticas devido à alta energia do feixe laser utilizado, que poderia eventualmente degradar o fármaco e os excipientes farmacêuticos [15].

O fabrico por filamento fundido (FFF) é uma tecnologia de impressão baseada em extrusão, também conhecida pelo nome comercial *Fused Deposition Modeling* (FDM) [15][19]. Scott Crump, desenvolveu a técnica de FDM em 1989 e fundou a empresa *Stratasys* [13][27]. A tecnologia de impressão FFF foi desenvolvida pelo projeto RepRap, com o intuito de uma rápida produção de objetos sem a utilização de ferramentas dispendiosas de qualidade industrial [WP2]. A FFF, tecnologia líder no campo do fabrico aditivo, é a técnica de impressão 3D mais utilizada, especialmente devido ao seu baixo custo de impressão [15][27][28]. O material de base mais utilizado nesta técnica são os filamentos termoplásticos que são derretidos e depois extrudidos de uma cabeça de impressão que se move nas direções x e y. As camadas de termoplástico derretido solidificam quase imediatamente após serem extrudidas da cabeça de impressão e, à medida que uma camada arrefece, outra camada de filamento derretido é

depositada sobre ela. Este processo repete-se inúmeras vezes até a impressão do objeto 3D desejado ficar concluída [15][19][28]. Algumas impressoras FFF têm múltiplas cabeças de impressão, o que lhes confere a possibilidade de imprimir em diferentes materiais dentro de um objeto [15]. É possível otimizar a eficácia do processo de fabrico, configurando vários parâmetros, tais como a espessura da camada, a velocidade de construção, a temperatura, entre outros [28]. As impressoras de FFF são fáceis de usar, e são económicas e rentáveis no que diz respeito à produção de objetos com formas complexas. Alguns objetos impressos com a técnica de FFF podem ter propriedades mecânicas semelhantes às dos objetos fabricados usando a tradicional moldagem por injeção ou maquinagem, quando os mesmos termoplásticos são usados. Atualmente, os polímeros termoplásticos, tais como o álcool polivinílico (PVA), têm sido utilizados como portadores de drogas na indústria farmacêutica. Contudo, a elevada temperatura necessária para derreter os filamentos pode destruir os fármacos e os excipientes farmacêuticos [15].

Embora existam muitas técnicas impressão 3D diferentes, todas seguem o mesmo processo básico para a criação de peça. Para fabricar objetos em 3D, o processo de impressão começa com a criação de um modelo CAD da peça a ser produzida, convertendo-o de seguida para o formato de ficheiro STL, seguido do corte deste ficheiro em camadas transversais 2D, produzindo assim o protótipo que deve, no fim, passar pela etapa de pós-processamento [13][29].

Na elaboração de um modelo CAD é importante verificar se o desenho tem uma geometria totalmente fechada e estanque de tal forma que as arestas de todas as superfícies sejam coincidentes com uma, e apenas uma outra aresta de superfície. Para além de o modelo CAD capturar a geometria completa do objeto e conseguir diferenciar o interior do exterior, também permite que dele sejam obtidos dados relacionados com o volume. Existem alguns programas que podem ser utilizados para criar o modelo CAD, tais como o *AutoCAD* e o *SolidWorks*® [13].

Depois de criado e guardado o modelo CAD, este é então convertido para um formato de ficheiro conhecido como formato STL [13][29]. Para criar um ficheiro STL começa-se pela seleção da peça que se quer converter, escolhe-se a tolerância para este processo de conversão e, por fim, é executada a tecelagem, que é o processo de aproximação de uma superfície utilizando triângulos. O formato de ficheiro STL representa então o objeto modelado em CAD como um conjunto de triângulos e cada

face de qualquer triângulo é descrita por uma direção e três pontos representativos dos três vértices. Os triângulos todos juntos são utilizados para recriar a geometria da superfície do modelo sólido. Quanto mais complexo é o objeto, mais triângulos são necessários, e assim, maior é o detalhe do objeto, bem como o tamanho do arquivo e a estrutura de suporte para a peça a ser produzida corretamente. É essencial garantir que, quando as superfícies são convertidas numa série de triângulos, todos os vértices da borda se encontram alinhados e coincidem, por forma a evitar lacunas e pontos de espessura zero, que correspondem a sítios onde a peça não pode ser construída, e é fundamental também confirmar que a normal para cada superfície aponta para o exterior do modelo. Todo este processo pode ser efetuado automaticamente pelo software, no entanto, esta configuração pode ser desligada para se poder ajustar tudo manualmente. A maioria dos fornecedores de software CAD, tais como *SolidWorks*® e *AutoCAD*, têm integrada nos seus sistemas a interface de ficheiros STL [13].

Posteriormente, o ficheiro STL é cortado, procedimento este executado pelo software característico de cada dispositivo de fabrico. Aquando do corte é possível definir várias opções com base nas necessidades do desenho, tais como a espessura da camada, a qualidade de impressão, a temperatura de extrusão, e a opção de adicionar material de suporte como saias, bainhas e jangadas de impressão. Após serem selecionadas as opções pretendidas o ficheiro é automaticamente cortado e fica pronto para ser impresso [13].

O ficheiro STL cortado da peça a ser produzida é carregado na impressora 3D e esta funciona autonomamente, construindo uma fatia da peça de cada vez, até que a peça esteja concluída. O tempo de construção varia em função não só do tamanho da peça como também das configurações da máquina utilizadas para a construção [13].

A etapa final do processo de fabrico é denominada de pós-processamento, e consiste na remoção do material que se encontra em excesso, incluindo os materiais de suporte, e também na limpeza da peça antes de ser usada [13][29]. Algumas peças podem requerer tratamento de superfície como polimento, impermeabilização, ou pintura para melhorar a sua aparência e durabilidade [13].

## **2.2. Impressão 3D e Fabrico Tradicional**

O fabrico automatizado tem algumas vantagens sobre os processos típicos de fabrico tradicional, das quais se destacam a capacidade de fazer protótipos de peças em

horas e não em dias ou semanas, a utilização de desenho assistido por computador e a possibilidade de fazer alterações e corrigir erros no modelo CAD de forma precoce, economizando assim em possíveis correções posteriores, e permite o fabrico em massa a um custo mais acessível comparativamente com os métodos convencionais de fabrico [13][19].

As tecnologias de prototipagem rápida incluem processos classificados como subtrativos ou aditivos. O processo de fabrico subtrativo, considerado o método tradicional de modelagem, consiste num bloco sólido de material maior do que o tamanho que se pretende que a peça final tenha, já que para a construir é necessário ir removendo o material até se obter a forma desejada da peça [13][19][30]. O controlo numérico computadorizado, a fresagem, a moagem e a perfuração são exemplos de processos considerados subtrativos [13][30]. Já o processo de fabrico aditivo envolve a manipulação de quantidades muito pequenas de material de cada vez, isto é, pequenas partes do material combinam-se de forma correta para produzir a peça desejada. O fabrico aditivo permite criar peças leves e personalizáveis e dele fazem parte os processos de impressão 3D de FFF, SLA e SLS, dado que as peças são feitas uma camada de cada vez, de baixo para cima [13][30].

Quando se compara o fabrico subtrativo com o aditivo, este último, para além de ser mais lento, compreende materiais mais caros que os utilizados no modo de fabrico tradicional [30]. O fabrico aditivo não precisa de moldes nem outras ferramentas para produzir o modelo, permite a construção de peças com geometrias complexas e permite economizar nos custos de mão-de-obra. Uma vez que o custo de cada peça não depende da quantidade de peças que são produzidas, o equipamento não carece de um grande investimento nem de uma supervisão controlada por pessoas, já que o processo é automatizado [30]. Esta é ainda uma forma de fabrico amiga do ambiente pois para além de requerer quantidades de energia menores, gera também um baixo desperdício de material e não acarreta utilização de poluentes [30].

É de extrema relevância salientar que se podem combinar vários processos de fabrico subtrativo e aditivo, formando um processo híbrido, sendo este uma mais valia para a produção eficaz de peças [13].

### 2.3. Impressoras 3D

A SLA1, a primeira impressora 3D, foi lançada em 1987 pela *3D Systems*, e em Portugal a primeira impressora 3D, denominada de *BeeTheFirst*, foi desenvolvida em 2013 pela *BeeVeryCreative* [30]. Atualmente existe uma enorme variedade de impressoras 3D à disposição, sendo essencial fazer a escolha certa da impressora para a aplicação que se pretende [13].

As impressoras 3D que usam a técnica FFF são geralmente constituídas por cinco unidades responsáveis pelo seu funcionamento, nomeadamente: a unidade de extrusão; a unidade estrutural e de movimento; a unidade de controlo e comunicação; a unidade de potência; e a unidade de base de impressão [30]. Na técnica de impressão FFF, um carretel de filamento é colocado na impressora 3D e o bico da impressora é aquecido até uma dada temperatura. Seguidamente, o filamento é empurrado através do bico aquecido e por conseguinte derrete. A cabeça de extrusão desloca-se segundo as coordenadas predeterminadas enquanto deposita o material na base, onde posteriormente arrefece e solidifica. A peça é então produzida através da sobreposição de um número específico de camadas, onde cada uma delas é impressa seguindo um padrão específico de fibras. A FFF proporciona um melhor acabamento superficial, tendo ainda como opções várias cores e materiais, contudo, as peças fabricadas desta forma têm o seu tamanho dependente da área de impressão, sendo esta uma limitação a este tipo de impressão 3D [31][WP3]. A FFF é, portanto, um tipo de impressão que constrói peças com ótimos atributos mecânicos e térmicos, no entanto, estas apresentam uma resolução mais baixa em comparação com outras técnicas de I3D, pelo que não é a técnica de impressão mais indicada para o fabrico de peças com muito detalhe [15][31][WP3].

A impressão 3D por FFF é considerada a tecnologia mais barata e de fácil acesso de todas as técnicas de impressão 3D. Atualmente, as impressoras FFF podem até ser usadas em casa para um propósito pessoal, podendo ser chamadas de impressoras 3D de secretária, uma vez que o seu funcionamento é tão fácil como o de uma impressora 2D normal que se costuma ter em casa. A *RepRap* e a *Fab@Home* são as duas primeiras impressoras 3D de código aberto, sendo a prova de que é possível desenvolver uma impressora FFF própria em casa de forma acessível e económica [15].

Os materiais que podem ser utilizados neste tipo de impressoras são muitos, passando pelo ácido polilático (PLA) e o acrilonitrilo-butadieno-estireno (ABS), pela poliamida (PA) e o poliuretano termoplástico (TPU), pelo politereftalato de etileno glicol (PETG), até ao poli(éter-éter-cetona) (PEEK) e a polietirimida (PEI), mas os mais utilizados são os dois primeiros [15][17][23][28][31]. Os materiais termoplásticos utilizados na impressão são fundidos a temperaturas geralmente inferiores a 250°C e solidificam suficientemente rápido para que mantenham a sua forma quando endurecidos. O diâmetro dos filamentos é um fator importante na medida em que um diâmetro inferior ao padrão pode resultar na formação de bolhas de ar no seu interior, e um diâmetro superior pode levar à obstrução do sistema. Para além do diâmetro do filamento, também a consistência do filamento é importante [15].

As impressoras 3D que utilizam a técnica FDM são as mais comuns no mercado e podem ser de quatro tipos diferentes: cartesiana, delta, polar e de braço robótico [32][WP4].

A impressora cartesiana tem três graus de liberdade, baseando-se no sistema de coordenadas cartesianas X, Y e Z, na qual a base de impressão se desloca sobre o eixo Z (na vertical) e a cabeça de impressão se move no plano X-Y. Eventualmente, podem existir impressoras, como a *gMax 3D*, em que a base de impressão não se move sobre o eixo Z mas sim sobre o eixo Y, trabalhando a cabeça de impressão no plano X-Z. As impressoras cartesianas são fáceis de calibrar e são de fácil análise e correção de erros. Relativamente a este tipo de impressora, as duas marcas mais conhecidas são a *Ultimaker* e *MakerBot* [32]–[34][WP4].

A impressora delta está a ganhar cada vez mais popularidade no mercado de impressão FDM. Estas impressoras também funcionam com coordenadas cartesianas e compreendem uma base de impressão redonda e três torres que se ligam ao elemento central por meio de um par de braços cada uma. Cada braço está ligado à torre por meio de um slide que é um elemento que se desloca na vertical, determinando assim a posição do elemento central e, conseqüentemente, da cabeça de impressão. Estas impressoras apresentam alta velocidade, definição e precisão, são fiáveis e têm uma ampla capacidade de movimento [32]–[34][WP4].

As diferenças entre as impressoras cartesiana e delta que se evidenciam mais são a possibilidade de direções que a cabeça de impressão pode tomar, que na cartesiana

está limitada a um plano e na delta é qualquer uma, e a base de impressão que na cartesiana se move e na delta não [WP4].

A impressora polar não funciona com coordenadas cartesianas como no caso das duas impressoras anteriores, possui dois graus de liberdade sendo o seu posicionamento determinado por um ângulo e comprimento, ou seja, a placa gira e desloca-se simultaneamente. Algumas das principais vantagens destas impressoras são a maior eficiência energética e a capacidade de fazer objetos maiores utilizando menos espaço [32][34][WP4].

A impressão 3D com braços robóticos está a ter um aumento na sua utilização, mas é geralmente mais usada para montagem de componentes em produção industrial, especialmente nas fábricas de automóveis. Apesar de os braços robóticos terem começado a ser usados no processo de produção de casas e edifícios, este tipo de impressão 3D está ainda em fase de desenvolvimento. Neste tipo de impressora, o posicionamento da cabeça de impressão é bastante flexível, permitindo uma maior facilidade para criar estruturas complexas. Contudo, a qualidade final da peça impressa não é tao boa como a obtida por uma impressora cartesiana [32][WP4].

A impressora *MakerBot Replicator 2* apresenta características interessantes, como o controlo incorporado com um ecrã LCD grande, que permite a impressão sem fios diretamente a partir de um cartão SD, não sendo preciso ligar a impressora a um computador. Tem algumas melhorias relativamente ao modelo anterior, nomeadamente a aceleração, a qualidade nas impressões de alto detalhe, a rapidez do corte, a precisão e a redução do ruído. A *MakerBot Replicator 2* tem um custo total de cerca de \$2199. Esta impressora não contém uma base aquecida, nem possui software de código aberto. O software de controlo da impressora é o *MakerWare* com software de corte do cortador *MakerBot* e o seu sistema operativo é suportado por Linux, Windows e Mac. O material de impressão geralmente utilizado é o PLA [13][15].

A *Ultimaker 2* é uma impressora 3D FDM que tem características na interface de controlo atraentes e o seu sistema operativo é suportado por Linux, Windows e Mac. Esta impressora possui um painel de alumínio-polímero e acrílico fosco e os materiais normalmente utilizados na impressão são o ABS e o PLA. A impressora tem um custo superior a \$2000 com IVA incluído no *iMakr*. O software de corte utilizado é o *CuraEngine* e possui hardware de código aberto [13].

Na tabela que se segue é feita uma comparação destas 2 impressoras 3D:

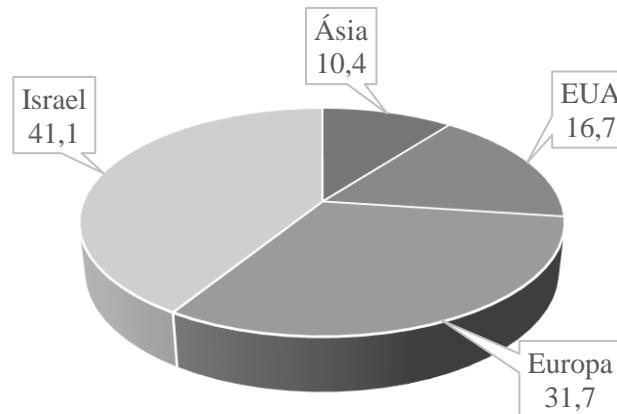
**Tabela 2.1** – Comparação entre as impressoras 3D MakerBot Replicator 2 e Ultimaker 2.  
Adaptada de [13].

<b>Parâmetros</b>	<b>MakerBot Replicator 2</b>	<b>Ultimaker 2</b>
<b>Peso (kg)</b>	11.5	11
<b>Volume</b>	285mm × 153mm × 155mm	230mm × 225mm × 205 mm
<b>Custo da impressora</b>	\$2499.00	\$2042.56
<b>Resolução</b>	100 μ	20 μ
<b>Materiais</b>	Filamento de ABS ou PLA	Filamento de ABS ou PLA

### 2.3.1. Análise Socioeconómica das impressoras 3D

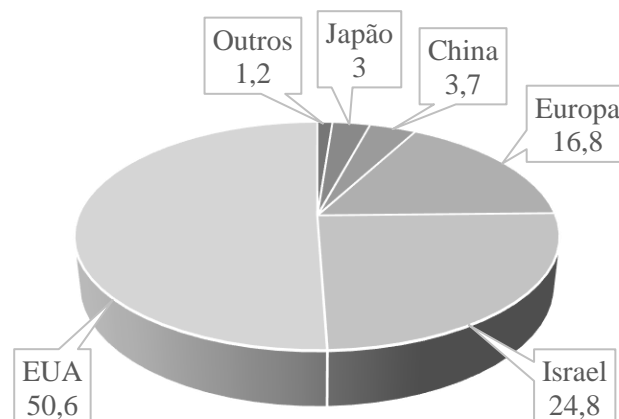
Desde que os primeiros dispositivos foram introduzidos e comercializados, no final da década de 80, o impacto científico e tecnológico da I3D tem vindo a aumentar constantemente. A I3D, para além de ser mais flexível do que o fabrico tradicional, também é satisfatória do ponto de vista económico e de poupança de tempo [24][30].

A liderança na produção e venda de sistemas industriais de impressão 3D de qualidade profissional já não pertence aos Estados Unidos da América, mas sim a Israel que detém agora o primeiro lugar com 41,1%, como se pode verificar pela Figura 2.1. Os EUA produziram um valor estimado de quase 61% em todos os sistemas industriais no ano de 2012, valor esse que baixou em 2015 para os 16,7%. Em oposição, as vendas na Europa cresceram de 19,2% em 2012 para 31,7% em 2015. Na Ásia houve também um crescimento de 5,4% para 10,4%, de 2012 para 2015 [13].



**Figura 2.1** – Sistemas de I3D vendidos por região em 2015.

O gráfico da Figura 2.2 apresenta o número total acumulado de sistemas industriais de fabrico aditivo vendidos desde 1988 até 2015 a partir de cada região geográfica. Os EUA foram responsáveis pela venda de 50,6% de todas as máquinas industriais de fabrico aditivo durante este período, Israel 24,8%, a Europa 16,8%, e a China e o Japão com 3,7% e 3,0% respetivamente [13].



**Figura 2.2** – Número total acumulado de sistemas de I3D vendidos por região de 1988 até 2015.

O crescimento das receitas no campo da I3D incentivou os principais elementos de várias indústrias, nomeadamente a aeroespacial, a automóvel e a médica, a investirem nesta área. As vendas de materiais para utilização na I3D ultrapassaram o valor de 900 milhões de dólares em 2016, sendo os polímeros o material mais vendido (350 milhões de dólares) [24]. Foi previsto que o mercado de plástico utilizado na impressão 3D atingisse os \$692,2 milhões até 2020 [31]. Apesar de as vendas de I3D

serem inferiores às relativas ao fabrico tradicional, é esperado um aumento da taxa de crescimento no futuro [30].

## **2.4. Materiais de impressão**

Atualmente, existem muitos materiais para utilização nas diferentes técnicas de I3D. Os materiais são os blocos de construção das impressoras 3D e, conforme a sua classificação, podem influenciar diretamente a forma, as dimensões, a durabilidade, e as aplicações da peça [13].

Na I3D, a seleção de materiais está limitada a três categorias principais de materiais: materiais de base líquida, materiais de base sólida e materiais de base em pó. Estas três categorias por sua vez têm diferentes tipos de materiais disponíveis, tais como polímeros, metais, cerâmicas e compósitos [13][14][29]. Para serem utilizados na I3D, os materiais devem conseguir passar pela extrusão para produzir o filamento, na extrusão seguinte devem ser capazes de se ligar à camada anteriormente depositada, e devem ser apropriados à finalidade da peça impressa [15].

### **2.4.1. Polímeros**

As unidades estruturais denominadas de *mers* formam-se para criar os polímeros, que são o tipo de material mais comumente utilizado na I3D. Algumas características dos polímeros incluem a baixa condutividade elétrica e térmica, uma boa relação força/peso, necessidade de temperatura baixa para ser trabalhado, baixa densidade e boa resistência à corrosão química. Estes materiais podem por sua vez ser divididos em três grupos diferentes – termoplásticos, termoendurecíveis e elastómeros [13]. Aqui serão apenas abordados os polímeros termoplásticos.

Os termoplásticos são os materiais mais populares consumidos na I3D, constituindo a maioria dos filamentos com uma diversidade de cores para uso na FFF. Uma propriedade dos termoplásticos considerada vantajosa é a capacidade de estes materiais resistirem a múltiplos ciclos de aquecimento, e consecutivo arrefecimento, sem haver alteração da sua estrutura molecular. Os termoplásticos a seguir enumerados são utilizados na I3D: PLA, ABS, PA, PVA, poliestireno (PS), polietileno (PE), poli(metacrilato de metilo) (PMMA), PEEK, policaprolactona (PCL), polietilenoglicol (PEG). Alguns destes são usados juntamente com polímeros termoendurecíveis [13]. Apesar de os polímeros com baixo ponto de fusão serem amplamente utilizados devido

ao seu baixo peso e custo, têm uma resistência mecânica limitada, não sendo os mais indicados para determinados tipos de aplicações. Para melhorar a resistência mecânica pode ser feita uma combinação de diferentes materiais poliméricos [15].

#### **2.4.2. Metais**

Os metais são um tipo de materiais também utilizado na I3D. Existem milhares de tipos diferentes de metais, contudo, apenas alguns são utilizados em I3D. Os metais ferrosos utilizados, como é o caso do aço e do ferro fundido, têm um custo relativamente baixo quando comparado com outros metais. Também os metais não ferrosos, nomeadamente o alumínio, o níquel, o zinco e o titânio, são possíveis de utilizar na I3D [13]. As ligas de titânio têm uma resistência mecânica considerada semelhante à do osso, sendo por isso utilizadas em implantes e próteses [15][35]. Este tipo de material proporciona uma elevada resistência, boa condutividade elétrica e térmica e uma boa ductilidade, sendo o oposto da cerâmica, que é frágil, e é preferível aos polímeros, que não são apropriados para suportar altas temperaturas [13].

#### **2.4.3. Materiais cerâmicos**

Os materiais cerâmicos são uma conjugação de elementos semimetálicos ou metálicos – tais como alumínio, magnésio, silício e zircónio – com elementos não metálicos. Estes materiais podem ser decompostos em duas categorias – a cerâmica cristalina, geralmente formada a partir de pós que são posteriormente sinterizados, e os vidros, que normalmente são fundidos. Estes materiais apresentam propriedades de elevada resistência e fragilidade, alto ponto de fusão e baixa condutividade elétrica e térmica. Assim, as cerâmicas incluem materiais como a alumina, os carbonetos e os nitretos [13].

#### **2.4.4. Materiais compósitos**

Os compósitos são materiais multifásicos que misturam compostos diferentes com o objetivo de alcançar propriedades superiores às encontrados nos materiais de forma individual. Podem ser misturas de polímeros, cerâmicas e metais. Os compósitos são materiais de matriz – que pode ser cerâmica, polimérica e metálica –, no qual são incorporadas fibras ou partículas, que servem para melhorar as suas propriedades. A matriz promove uma maior elasticidade e tensão de rutura ao compósito, e as fibras ou partículas concedem-lhe uma maior resistência. Um compósito amplamente utilizado é

a fibra de carbono, apreciada por ser um material leve e ter uma ótima relação força/peso [13].

## 2.5. Propriedades mecânicas do PLA

Frequentemente utilizado na técnica de impressão FFF, o ácido polilático (PLA) é um termoplástico biológico e biodegradável derivado de recursos renováveis como o amido de milho e a cana-de-açúcar, que se pode degradar em 50 dias em condições atmosféricas gerais e 48 meses em água [15][22][31]. Este termoplástico, cujo ponto de fusão é de 170-230°C, tem um impacto no ambiente relativamente baixo, quando comparado com outros polímeros de base petroquímica [31][36].

Este material tem, no entanto, algumas desvantagens, das quais se destacam a baixa estabilidade térmica, a alta taxa de degradação durante o processamento e perda rápida de integridade estrutural ao aproximar-se dos 60°C, particularmente se estiver sob carga [22][31].

**Tabela 2.2** – Propriedades mecânicas do ácido polilático (PLA). Adaptada de [10].

<b>Materiais</b>	<b>Densidade (g/cm<sup>3</sup>)</b>	<b>Resistência à tração (MPa)</b>	<b>Módulo de Young (GPa)</b>	<b>Coefficiente de Poisson</b>
PLA	1,25	36-55	3,50	0,36

## 2.6. Aplicações Médicas

A I3D é uma das áreas da indústria da engenharia atual com o crescimento mais rápido, e a medicina é um campo onde se verifica um enorme impacto e aplicação desta tecnologia [13][15][18][23][37]. A I3D, inicialmente utilizada no fabrico de implantes dentários e próteses personalizadas, tem vindo a ser aplicada no campo da medicina desde o início dos anos 2000, tendo uma grande relevância no fabrico de formas complexas [13][15][20]. As aplicações da I3D na medicina requerem a colaboração mútua entre médicos e engenheiros, tendo vindo a demonstrar uma evolução considerável [13][15].

Existem diversas aplicações da I3D à medicina, das quais se destacam as próteses e implantes personalizados para diversas partes do corpo, modelos anatómicos, fabrico de tecidos e órgãos, administração de medicamentos, e formas de dosagem

[13][15][16][19][23][29][37]. É possível a personalização dos dispositivos e ferramentas às necessidades de cada paciente, apresentando vantagens em termos de tempo de cirurgia, tempo de recuperação do paciente e o sucesso da cirurgia. Desta forma, estes dispositivos têm em conta as características específicas do paciente, reduzindo o número de ajustes necessários e os custos que isso possivelmente causaria. Para além disto, existem outros benefícios como economizar dinheiro em procedimentos médicos, reduzir a necessidade de doadores, o aumento da velocidade de produção e o aumento do custo-eficiência [13][20].

Antes das técnicas de I3D, os cirurgiões tinham muitas vezes que alterar os implantes, com o auxílio de bisturis ou brocas, até chegar à forma com o tamanho e ajuste pretendidos para o paciente [13]. Foi relatado um grande sucesso, tanto comercial como clínico, relativamente à impressão 3D de implantes e próteses, que acabam por ser preferíveis às convencionais visto que partem da anatomia única do paciente. O fabrico de implantes e próteses, tanto padrão como personalizados, pode ser efetuado a partir da tradução dos ficheiros de dados de imagens médicas – tais como raio-X, ressonância magnética, ou tomografia computadorizada – para um formato de ficheiro STL [13][15][16]. Esta abordagem tem sido empregue na produção de implantes dentários, espinais, da anca, entre outros [13][15]. As imagens convertidas em ficheiros STL podem ainda ser partilhadas com outros profissionais de forma a economizar tempo e trabalho [13].

Na Bélgica, as primeiras próteses mandibulares de titânio impressas em 3D foram implantadas com sucesso por uma equipa de investigação do Instituto de Investigação Biomédica (BIOMED). Atualmente, cerca de 99% dos aparelhos auditivos que se adaptam ao ouvido são feitos à medida, recorrendo a técnicas de I3D [13][15]. O fabrico de órgãos funcionais complexos, como o fígado ou o coração, a partir da I3D está ainda na fase inicial de desenvolvimento [15].

A técnica de FFF, em particular, tem atraído muita atenção na investigação médica, por ser menos dispendiosa e também devido à sua acessibilidade e versatilidade. Já foi desenvolvido um medicamento impresso em 3D, contendo três drogas diferentes e com diferentes tempos de libertação, para pacientes com diabetes e hipertensão. Por norma, a FFF requer temperaturas de impressão elevadas para fundir os materiais de impressão, o que pode causar a degradação dos fármacos. Por este motivo, têm sido utilizadas temperaturas mais baixas na impressão, contudo, tal pode levar ao

aumento da viscosidade e consequentemente provocar bloqueios no bico de impressão [15].

Recentemente, com o aparecimento da pandemia de COVID-19, têm surgido perturbações na produção, no transporte, e, consequentemente, nas cadeias de abastecimento, resultando na escassez de diversos bens essenciais. Com o aumento dos casos de infeção pelo vírus SARS-CoV-2, os sistemas de saúde precisam de aumentar a capacidade de camas, de materiais para uso médico e de profissionais. Desta forma, é essencial conseguir toda a ajuda possível para reunir o máximo de materiais e dispositivos para utilização em cuidados de saúde.

As fábricas de impressão em 3D proporcionam um modo de produzir materiais médicos, mesmo através de desenhos partilhados online. É ainda possível colocar estas fábricas perto dos hospitais de maneira a facilitar a entrega dos materiais conforme vão sendo necessários e de forma relativamente rápida. Dispositivos como ventiladores, máscaras faciais ergonómicas, zaragatoas nasofaríngeas, viseiras, fixadores e ajustadores de máscara, abridores de portas, e alas de isolamento são alguns exemplos do que pode e tem vindo a ser fabricado em impressoras 3D nos últimos tempos. Em virtude da carência de ventiladores, as máquinas de pressão positiva contínua das vias respiratórias (CPAP) têm sido utilizadas em doentes com COVID-19 que precisam de cuidados intensivos. A empresa Isinnova elaborou o desenho de uma peça denominada de válvula Charlotte, que foi especialmente concebida para ligar as máscaras de Snorkeling Easybreath da Decathlon ao aparelho CPAP. Para além da produção de dispositivos para utilização em âmbito hospitalar no combate à COVID-19, a I3D também tem sido utilizada para replicar a anatomia humana em manequins, com a finalidade de preparar profissionais de saúde em testes de esfregaços [38]. Alguns destes dispositivos feitos por I3D podem ser observados na Figura 2.3.



**Figura 2.3** – Aplicações da I3D no combate à COVID-19. Respirador, válvula Charlotte, máscara personalizável, zaragatoa nasofaríngea, alas de isolamento e manequim médico.  
Adaptado de [38].

A impressão 3D *in situ* é apenas utilizada na reparação de órgãos externos como a pele, mas prevê-se que futuramente seja possível a impressão *in situ* de órgãos internos e de implantes [15].



## CAPÍTULO 3 – ANATOMIA CANINA

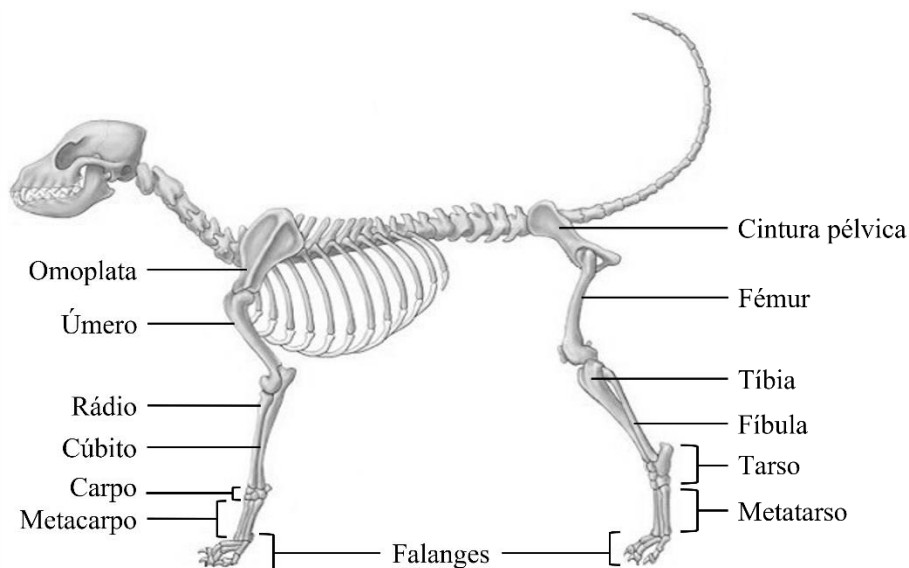


### 3. Anatomia Canina

Os ossos, as articulações e os músculos compõem o sistema locomotor, sendo que os dois primeiros constituem os elementos passivos e os últimos os elementos ativos do movimento [12][39]. Os músculos são os tecidos responsáveis pelo movimento dos ossos em volta das articulações, pois criam forças de tração que são transmitidas dos tendões para os ossos [12].

A distribuição do peso corporal de um cão normal e saudável é de 60% nos membros torácicos e 40% nos membros pélvicos [4][5][6][12][40][41][42]. Assim, sabe-se que o seu centro de gravidade teórico está localizado a dois quintos da distância entre os membros torácicos e pélvicos [12][42]. No geral, os membros essencialmente utilizados na travagem são os torácicos, e os membros pélvicos são principalmente responsáveis pela propulsão, no entanto, os membros torácicos e os pélvicos participam tanto na travagem como na propulsão [5][8][39].

Todos os ossos principais do membro torácico estão aproximadamente no mesmo plano sagital que os do membro pélvico ipsilateral, no entanto, os ângulos de flexão das duas primeiras articulações de cada membro encontram-se em direções opostas [43].



**Figura 3.1** – Ossos que integram os membros torácicos e pélvicos. Adaptado de [43][WP5].

Um membro torácico é constituído por: metade da cintura do ombro, composta pela clavícula e pela omoplata; braço, representado pelo úmero; antebraço, composto

pelo rádio e cúbito; e a pata dianteira (ou manus), que inclui os ossos do carpo, metacarpo e falanges. O úmero articula-se proximalmente com a omoplata na formação da articulação do ombro, e distalmente com o rádio e cúbito na formação da articulação do cotovelo. O rádio, osso que mais suporta o peso do antebraço, articula-se proximalmente com o úmero na formação da articulação do cotovelo, e distalmente com os ossos do carpo na formação da articulação antebraquiocarpal. O cúbito, osso mais longo do corpo canino, articula-se proximalmente com o úmero e distalmente com o carpo [43].

Cada membro pélvico consiste em: metade da cintura pélvica, composta pelo ílio, ísquio, púbis e acetábulo; coxa, representada pelo fémur; perna, composta pela tíbia e pela fíbula; e a pata traseira (ou pés), que inclui os ossos do tarso, metatarso e falanges. O fémur, osso mais pesado do esqueleto, articula-se proximalmente com a cintura pélvica, e distalmente com a tíbia. A fíbula é um osso comprido, fino e comprimido lateralmente, que serve principalmente para fixação muscular, uma vez que suporta pouco peso, e encontra-se junto à tíbia, osso comprido e mais robusto. Ambos os ossos se articulam proximalmente com o fémur e distalmente com o tarso. O primeiro dígito existe na pata dianteira do cão e está normalmente ausente na pata traseira. Este contém apenas duas falanges, ao contrário dos restantes dígitos que apresentam três. O esqueleto da falange distal ao tarso nas patas traseiras é então semelhante ao esqueleto da falange distal ao carpo na pata dianteira [43].

### **3.1.Locomoção Canina**

A locomoção é a capacidade que alguém possui de se deslocar autonomamente. O ciclo de locomoção do cão é definido como os eventos que ocorrem desde o primeiro toque de uma pata no solo até ao próximo toque da mesma pata, concluindo um passo, sendo que cada uma das quatro patas toca no solo uma vez a cada ciclo. Cada ciclo pode ser dividido em fase de apoio e fase de balanço. A fase de apoio corresponde ao período de tempo em que uma pata permanece em contacto com o solo, enquanto a fase de balanço diz respeito ao período de tempo em que a pata se encontra no ar [39][41]. Em seres humanos, a fase de apoio corresponde a cerca de 60% do ciclo de locomoção e a fase de balanço a 40%. Tal também se verifica em cães, mas apenas quando o tipo de locomoção é simétrico [41].

O cão move-se de diversas formas que se podem incluir em dois grupos – simétrico e assimétrico. Do modo simétrico fazem parte a marcha, o trote e o passo, que são modos de locomoção no qual os membros de um lado do corpo repetem os movimentos do lado oposto, com intervalos espaçados de forma igual. Do modo assimétrico faz parte o galope, no qual os movimentos dos membros de um lado não repetem os movimentos dos membros do lado oposto e os intervalos não são espaçados de forma igual [39][41][42].

Na marcha, tipo de locomoção mais eficiente e menos cansativo, o cão tem de duas a três patas em contacto com o solo [12][39][41][42]. A cada impacto dos membros torácicos observa-se o movimento descendente da cabeça e do pescoço [41].

No trote, o movimento é feito alternadamente com um par de patas em diagonal em fase de apoio e o outro em fase de balanço [8][39][41][42]. Alguns cães viram ligeiramente o eixo do corpo para evitar a interferência entre as patas da frente e as de trás [42]. As forças a que os membros estão sujeitos são cerca de duas vezes superiores àquelas exercidas na marcha [41].

O passo ocorre quando o movimento é feito com pares de membros ipsilaterais de forma alterada, isto é, quando duas patas do mesmo lado estão em fase de apoio as outras duas estão na fase de balanço. Este é um tipo de locomoção pouco eficaz e considerado anormal, associado a animais obesos ou com problemas ortopédicos [41].

O galope é o tipo de locomoção mais rápido, no qual num dado instante o animal pode ter duas, uma, ou nenhuma pata em contacto com o solo. À medida que a velocidade aumenta, o comprimento dos passos também aumenta, sem aumentar a frequência dos passos. Desta forma, a fase de apoio decresce e a fase de balanço aumenta [41].

Compreender a locomoção canina é fundamental para o diagnóstico de inúmeras patologias, bem como para analisar a marcha de cães submetidos a amputação de membro, percebendo assim a influência que a cirurgia tem sobre o estado funcional do cão e as oscilações de peso nos membros [5][40]. A avaliação da marcha consiste na observação do cão de vários ângulos aquando da marcha e do trote, numa superfície plana. Na marcha é mais fácil observar anomalias, por ser mais lenta, mas é no trote que melhor se deteta quando o animal manca, já que os membros não recebem assistência do membro contralateral para suportar o peso [40].

### **3.2.Amputação de membros**

Em cães, a amputação de membros é uma cirurgia realizada no tratamento de neoplasias, lesões traumáticas, neuropatias periféricas, infecções, comprometimento vascular, necrose isquêmica e incapacidade resultante de processos degenerativos ou congênitos [2][3][4][5][6][7]. Quando é necessário recorrer a uma amputação, vários fatores devem ser tidos em consideração, nomeadamente a condição individual do animal, a sua aptidão para ser submetido à cirurgia bem como a sua capacidade de adaptação após a mesma, e também a opinião do dono do animal [5]. Nem sempre é aconselhável este procedimento, sendo a obesidade extrema, a doença ortopédica ou neurológica coexistente, e doenças que possam interferir com a função dos membros restantes, contraindicações a esta cirurgia [3][4][5][6].

Apesar de muitos pacientes se adaptarem bem a caminhar com apenas três membros, esta é uma adaptação funcional que não proporciona uma qualidade de vida alta [8][12][41][44]. As mudanças que a locomoção com três membros ocasiona incluem as alterações no centro de gravidade e a redistribuição do peso [45]. A amputação total de membro provoca alterações significativas na biomecânica locomotora dos cães quando comparada com a de cães quadrúpedes. Estas alterações podem ter efeitos prejudiciais na saúde músculo-esquelética a longo prazo e levar à diminuição da qualidade de vida destes animais [9][10][12][41].

Quando um cão sofre uma amputação de membro torácico, os 30% de carga que esse membro suportava distribuem-se pelos outros membros, sendo que 17% vai para o membro torácico intacto e 13% vai para os membros pélvicos [10]. Já quando a amputação é feita a um membro pélvico, dos 20% de carga que esse membro suportava, 6% vão para o membro pélvico intacto e 14% para os membros torácicos [12].

Foram documentadas mudanças de marcha mais substanciais após a amputação de membros torácicos do que após a amputação de membros pélvicos [3]. As amputações de membros torácicos são mais debilitantes que as amputações de membros pélvicos [11][12][41], uma vez que, nestes animais, os membros sujeitos a maior carga são os torácicos, como referido anteriormente. As amputações em membros torácicos provocam uma maior dificuldade para manter o equilíbrio, levando a quedas, já as amputações em membros pélvicos são responsáveis por uma maior dificuldade no

ganho de velocidade [3][6]. Assim, é esperado um tempo de recuperação maior em casos de amputação de membro torácico.

Nos casos de amputação de membros torácicos e de membros pélvicos, os cães têm tendência a colocar mais peso no membro torácico restante ou no membro torácico contralateral, respetivamente. Desta forma, entende-se que uma amputação de membro torácico gera uma maior sobrecarga no membro torácico intacto do que uma amputação de membro pélvico gera no outro membro pélvico [6][12][39]. Embora existam todas estas adversidades, num estudo em que vários cães foram submetidos a amputação de membro torácico, muitos deles puderam voltar a fazer atividades que praticavam quando tinham os quatro membros, como por exemplo a natação [4].

Alguns fatores que integram as preocupações dos donos relativamente à amputação de membros são a aparência estética, a perceção de qualidade de vida e mobilidade reduzidas após a cirurgia, o sentimento de culpa associado ao procedimento da retirada de um membro, o medo de o cão não tolerar a anestesia ou não se adaptar à locomoção em três patas, a sobrecarga dos membros restantes, favorecendo o aparecimento de hipotéticas patologias secundárias, e a perceção de um grau substancial de dor associado à cirurgia [4][5][7].

Diversos estudos revelam a tendência dos pacientes para melhorar após a amputação e um elevado grau de satisfação dos donos com o resultado da cirurgia, [4][5][7]. Alguns donos consideraram até que a qualidade de vida do seu animal de estimação melhorou após a amputação, o que pode estar relacionado com a remoção da fonte de dor. A melhoria é especialmente perceptível na capacidade do cão se deitar e se levantar. As respostas favoráveis da maioria dos donos podem ter sido motivadas pela rápida adaptação dos cães à sua nova situação locomotora bem como à ausência de alterações morfológicas noutras articulações [7]. Ainda assim, em poucos casos foram relatadas alterações comportamentais em cães após a amputação, nomeadamente sinais de agressão, ansiedade, diminuição da dominância, e falta de interesse por outros cães [4][5]. Tal pode ser justificado pela maior dificuldade que estes animais têm em defender-se, devido à mudança do seu estado funcional.

Nalguns animais não se verificaram alterações significativas na redistribuição da carga após a amputação, o que foi explicado pelo facto desses pacientes coxear antes da amputação. Desta forma, concluiu-se que a adaptação e compensação à falta de um membro nestes casos tinha começado antes da amputação ser realizada [7].

A compensação do membro torácico amputado é feita normalmente envolvendo o membro pélvico ipsilateral e o membro torácico intacto. Apesar de o membro torácico intacto suportar bem mais carga comparativamente com os outros dois membros, o membro mais suscetível a lesões agudas e crônicas é o membro pélvico ipsilateral [8].

Cães com um membro torácico amputado apresentaram um aumento na duração da fase de apoio e no impulso vertical em todos os membros. Ocorreram ainda alterações biomecânicas na coluna vertebral, no carpo e nas articulações do membro pélvico ipsilateral. O padrão de marcha após a amputação transforma-se numa combinação de vários padrões de marcha [8].

Como os membros torácicos são os principais responsáveis pela estabilidade e direção aquando da marcha, é preciso estabilizar a marcha do animal, a fim de retirar a carga em excesso dos outros membros e reduzir a probabilidade do aparecimento de osteoartrite, a longo prazo [10]. Uma prótese é capaz de resolver estes problemas, permitindo a correta redistribuição do peso por quatro membros novamente, melhorando assim a qualidade de vida do cão.

Se o dono tiver a intenção de colocar uma prótese no seu cão após a amputação, é essencial que essa informação seja transmitida ao médico cirurgião, por forma a este alterar, se possível, o nível da amputação, para o membro residual ter tamanho suficiente e encaixar numa prótese [11][12]. A decisão relativamente à amputação deve ser tomada o mais rápido possível, já que um atraso na mesma pode implicar o aparecimento de complicações [4].

Alguns donos preferem a eutanásia à amputação, pois acreditam que a qualidade de vida do seu animal de estimação vai diminuir e estes vão sofrer pela perda de um membro [46]. Embora a amputação de um membro possa mudar o estado funcional e o comportamento do cão, esta mudança não deve ser impedimento de este levar uma vida de boa qualidade [5].

### **3.3.Reabilitação**

O uso de uma prótese requer uma adaptação, já que é um dispositivo que é estranho. Um animal que comece a usar prótese para substituir um membro vai necessitar de adquirir competências básicas como se estivesse a aprender a andar de

novo. Tal inclui ações como: sentar, deitar, levantar, andar, subir e descer escadas, entrar e sair de veículos, entre outros.

A terapia de reabilitação canina tem como objetivos a redução da dor, o desenvolvimento da força muscular, o aumento da amplitude de movimento, com vista a proporcionar uma maior qualidade de vida. No caso de cães com próteses, a reabilitação é importante para garantir que os diversos tecidos, nomeadamente os ossos, músculos, articulações e ligamentos, estejam preparados para funcionar corretamente, evitando assim possíveis lesões [41]. As condições e capacidades de cada paciente são únicas e, por isso, a reabilitação deve ser um processo individualizado.

É essencial proporcionar uma dieta equilibrada a estes animais, por forma a que estes estejam com um peso corporal adequado, evitando assim a obesidade, que é um fator que contribui para diversos problemas nas articulações [41].

Os cães que começam a utilizar próteses de membros sofrem alterações na propriocepção, uma vez que o estado e/ou existência do membro foram alterados. Assim, a capacidade proprioceptiva do cão tem de ser treinada até este se habituar à mudança. A reabilitação, que consiste em trabalho de recuperação da força e função do membro afetado, é muito importante para minimizar a probabilidade de estes animais se lesionarem [41]. Compreende vários métodos terapêuticos, designadamente a termoterapia, a crioterapia, a terapia por contraste, exercícios e massagens.

A termoterapia, que consiste na aplicação de calor, promove a reabsorção do edema, problema comum em utilizadores de próteses. Na crioterapia, o frio para além de anestesiar a região onde é colocado, também provoca a vasoconstrição e consequentemente a diminuição do edema. A terapia por contraste compreende tanto a utilização da termoterapia como da crioterapia, já que estes dois métodos juntos são essenciais para diminuir a dor e tratar do edema, criando algum conforto aos animais até se habituarem ao novo membro protético. É fulcral exercitar o membro afetado, por forma a aumentar a sua amplitude de movimento, a postura e o equilíbrio. Assim, existem vários exercícios utilizados na reabilitação dos membros, nomeadamente marcha em superfícies planas e inclinadas, fortalecimento muscular, exercícios de equilíbrio e terapia aquática [41].

Com a terapia, é possível adequar a transição para o uso de prótese de uma forma simples e confortável, promovendo o aumento de confiança do animal, e, por

consequente, o aumento da probabilidade de sucesso no uso destes dispositivos [41]. A dedicação dos donos e o interesse em reabilitar o seu animal de estimação também são fatores essenciais para que haja uma boa recuperação [4].

CAPÍTULO 4 – DISPOSITIVOS ADAPTADOS AO  
PACIENTE



## 4. Dispositivos Adaptados ao Paciente

As ortóteses e próteses começaram por ser criadas para aplicação no ser humano e traçam as suas origens no antigo Egito e na Grécia [44]. As primeiras próteses eram feitas de couro e madeira, tendo estes materiais sido substituídos por metal nos séculos XVIII e XIX. A Guerra Civil dos Estados Unidos, que decorreu de 1861 a 1865, resultou em milhares de amputações de membros. Presumivelmente durante o conflito, James Edward Hanger foi o primeiro soldado a ficar com uma perna amputada. Construiu a sua própria perna protética e, posteriormente, a maior empresa de fabrico de membros protéticos humanos dos Estados Unidos da América – a Hanger Inc. No final da década de 1880, os dispositivos desta empresa estavam disponíveis para venda por correio, por um custo que oscilava entre os \$75 e os \$150, o equivalente a cerca de \$2000-4000 atualmente. Com o aparecimento de anestesia mais segura e de implantes, a cirurgia ortopédica moderna desenvolveu-se rapidamente no século XX [44].

As próteses são dispositivos que se destinam a auxiliar aqueles que se encontram afetados por amputações traumáticas ou cirúrgicas, traumas ou deficiências físicas, restaurando a capacidade de marcha [11][41][47]. Desta forma, a prótese deve ter a capacidade de suportar o peso corporal do utilizador, simultaneamente proporcionar conforto e distribuir corretamente as tensões mecânicas por todo o membro. As propriedades e estrutura do material que irá ser utilizado no dispositivo protético são fatores que devem ser considerados na produção de próteses. Para que o funcionamento da prótese tenha sucesso, o dispositivo precisa de ser leve e forte. Tal é possível alcançar com materiais termoplásticos, ideais para aplicações protéticas devido à sua flexibilidade e propriedades mecânicas [41]. Estes dispositivos devem ser suficientemente fortes para resistir às forças de alto impacto experimentadas durante a marcha de um canino [10].

Embora tenha havido realizações significativas no desenvolvimento de próteses para pessoas, o mesmo não se pode dizer em relação ao desenvolvimento de próteses de animais [10]. A indústria das ortóteses e próteses veterinárias começou a surgir no seguimento de lacunas em termos de gestão de disfunções e perdas de membros em animais, há muito preenchidas na medicina humana [41][44]. As técnicas e os materiais utilizados nas próteses humanas podem ser adaptados para os cães, mas devem ser consideradas alterações específicas para a marcha com quatro membros e reforços

compatíveis com a força gerada por estes pacientes que é significativamente maior do que a que humanos produzem. Desta forma, evitam-se lesões ou a cura lenta nestes animais e promove-se o conforto na interface prótese-coto para reduzir a disfunção e desconforto músculo-esqueléticos [10][44].

Os cães são animais quadrúpedes que se adaptam facilmente à marcha com apenas três patas. Por este motivo, as próteses não têm grande utilização no âmbito da medicina veterinária [11]. Devido a variações nas malformações congénitas e nas formas dos cotos após amputação, há a necessidade de existirem próteses economicamente acessíveis e personalizáveis que possam ser adaptadas a cada animal de estimação. Este tipo de prótese personalizável não se encontra disponível no mercado, sendo necessário enviar os dados do animal e posteriormente fazer a encomenda [10]. A procura e utilização destes dispositivos têm tendência a aumentar cada vez mais devido ao aparecimento da reabilitação como campo de especialidade, mas ainda há muito a aprender acerca dos materiais mais adequados para este uso e sistemas de apoio [11][12].

É necessário haver uma conjugação entre os conhecimentos da biomecânica dos cães e a competência na produção de próteses. Desta forma, tanto o veterinário, que tem os conhecimentos necessários da biomecânica e saúde destes animais de estimação, como o profissional que fabrica a prótese são fundamentais em todo este processo [44].

A técnica cirúrgica, passando pela gestão cuidadosa das estruturas nervosas e vasculares, tem um impacto significativo para se alcançar um resultado eficaz e bem sucedido no uso das próteses [48]. Antes de considerar a aplicação de uma prótese, deve ser avaliada a condição médica e a compatibilidade do paciente e do dono [47].

Os cães que nascem com um membro incompleto desenvolvem geralmente problemas ortopédicos no membro contralateral. Estes problemas são mais suscetíveis de se desenvolverem em cães de porte grande e com elevado peso. Assim, existe um incentivo maior na criação de próteses que sejam também adequadas a cães com peso elevado ou de porte grande, o mais rapidamente possível [47].

#### **4.1.Próteses de encaixe de coto**

As próteses de encaixe, também denominadas exopróteses, são dispositivos aplicados após amputação parcial de membros comuns na medicina humana e estão

disponíveis comercialmente para animais [3][47]. São fixados a membros incompletos com a finalidade de permitir a locomoção, mantendo o comprimento do membro protético igual ao membro saudável [47].

Para que as próteses cumpram a sua função com sucesso é necessário que o membro residual tenha uma articulação funcional do ombro e do cotovelo ou da anca, e preferencialmente uma porção substancial do membro [47][48]. O nível de amputação é um fator crítico para o sucesso da prótese. De facto, os melhores resultados foram obtidos por pacientes cuja amputação foi executada na região distal ao carpo ou ao tarso [9][48]. Quanto mais longo for o membro residual, melhor será a colocação da prótese e mais segura ao membro esta ficará. Uma secção de membro mais longa representa uma maior superfície para segurar/agarrar e espalhar as pressões pelo dispositivo. É recomendado que o coto do membro torácico e do pélvico seja de 40% a 50% do antebraço ou perna, respetivamente [9][47]. Algo inferior a isso, confere uma desvantagem significativa de ter uma área menor para segurar o dispositivo, e ainda uma secção de prótese longa demais que o cão terá de manobrar. No domínio da medicina veterinária, estes níveis de amputação não são os que costumam ser praticados, uma vez que a maioria das amputações são feitas por forma a eliminar totalmente o membro, devido à elevada probabilidade de o cão tentar usar o membro restante e consequentemente poder lesionar-se [WP6].



(a)

(b)

**Figura 4.1** – Cão com amputação abaixo do carpo no membro torácico direito distal do rádio e cúbito (em cima) e cão com amputação abaixo do tarso no membro pélvico esquerdo (em baixo) (a) sem a prótese e (b) com a prótese.

Para fabricar uma prótese é possível fazer um molde do membro e de seguida construir a prótese a partir desse molde [2][11]. As próteses de encaixe de coto são baseadas num molde do membro ou numa renderização tridimensional do mesmo. O molde pode ser feito criando uma impressão de fibra de vidro do membro, ou então utilizando um scanner 3D, um telefone com uma aplicação de software de captura 3D ou uma tomografia computadorizada para capturar uma renderização 3D da superfície da pele do cão, formando uma réplica de polímero do membro a partir de uma impressora 3D [2][47][49]. De forma geral, o molde positivo é guardado para possíveis alterações futuras [47]. Podem ser empregues diversos materiais para melhorar o conforto na pata que faz uso da prótese, tais como forros macios e revestimento de espuma especial ou almofadas [2][44][49]. O pelo é frequentemente deixado intacto por proporcionar proteção à pele evitando assim o desgaste abrasivo e úlceras de pressão [47].

O molde é estático e os animais encontram-se constantemente em movimento – andam, trotam, correm, brincam –, portanto, a forma da prótese precisa de ser ajustada tendo em conta este fator e ainda a lesão. É também importante contactar o veterinário para apoio na fase inicial de uso do dispositivo caso seja detetada alguma irritação, desgaste no pelo, bolhas, e feridas, de maneira a poderem ser feitas as correções necessárias à prótese, possibilitando assim uma melhor adaptação. Ao longo do tempo é normal que alguns materiais, como o acolchoamento, o velcro e os dispositivos de suspensão, se desgastem, podendo ser substituídos nas consultas de reavaliação, conforme necessário [48].

Os polímeros termoplásticos são frequentemente utilizados no fabrico de próteses. As réplicas de polímeros seguem os contornos da superfície da pele com uma precisão superior à dos moldes, principalmente em pacientes mais pequenos [47]. Outras vantagens que estes plásticos apresentam são a sua resistência e o baixo peso. Uma prótese de encaixe de coto pode pesar cerca de 0,2 kg, o que é uma vantagem enorme para cães que sofrem de artrite e têm de manter o seu peso baixo para se moverem de forma fácil e confortável [2][15].

A conceção das próteses de encaixe deve ser adaptada à situação clínica do animal e à tecnologia disponível para o profissional que irá fabricar o dispositivo. Há sempre a possibilidade de incorporar duas dobradiças na prótese, colocando-as sobre os ligamentos colaterais da articulação [44][47]. Estas dobradiças podem ser passivas ou dinâmicas. As primeiras são normalmente feitas de nylon e têm um tamanho e rigidez

variáveis, sendo recomendado que se usem as flexíveis para pacientes mais pequenos e as mais rígidas para os pacientes maiores. As dobradiças dinâmicas são utilizadas quando existe a necessidade de fornecer torque a uma articulação, sendo normalmente de metal com uma mola. A grande desvantagem destas dobradiças dinâmicas é o seu custo elevado. Existe a possibilidade de criar dobradiças dinâmicas mais acessíveis do ponto de vista económico, a partir da conjugação de dobradiças passivas com bandas elásticas, contudo, estas dobradiças são mais volumosas e difíceis de afinar [47].

O fabrico e encaixe de dispositivos protéticos para animais de companhia deve ser preciso para que o dispositivo seja estável quando usado. As próteses de encaixe são particularmente indicadas para casos em que os pacientes têm problemas em mais do que um membro, já que a locomoção se torna desafiante quando vários membros são anormais, especialmente quando são ambos os membros os dianteiros [47].

Os cães aplicam um nível significativo de pressão nos seus membros durante as suas atividades diárias, o que confere um grande desafio na retenção das próteses, exigindo um sistema de suspensão para assegurar a aderência do membro residual ao encaixe, evitando assim a sua queda. Desta forma, existem diversos tipos de próteses com aplicabilidade na medicina veterinária, cujos sistemas de suspensão podem ser: autossuspensão do encaixe, que faz uso da forma anatómica do membro residual; suspensão por sucção, que recorre ao vácuo para manter a prótese completamente conectada ao membro residual; e dispositivos de suspensão, como um arnês, um cinto ou mangas [11][48][50][51].

As próteses devem começar a ser usadas durante curtos períodos de tempo, começando no primeiro dia com 30 minutos. Deve-se de seguida ir aumentando o tempo de uso, de modo a construir uma tolerância à sua utilização, até o paciente aceitar e se habituar ao dispositivo. Este tempo vai depender sempre de paciente para paciente, não sendo algo que se possa medir e estabelecer de forma igual para todos. Para ajudar o animal a ambientar-se à prótese, deve-se associar um reforço positivo quando se está a manipular o dispositivo protético e quando o cão o está a utilizar [48]. Em pessoas, os motivos expostos para a utilização pouco frequente de próteses, ou até para a rejeição das mesmas, foram o desconforto e a insatisfação com a função e controlo protético. No entanto, o uso contínuo da prótese parece aumentar com a capacidade funcional que tem sido associada à experiência e à prática. Os cães que utilizam com uma maior frequência estes dispositivos têm geralmente um resultado clínico mais positivo,

enquanto os cães com maus resultados clínicos por norma usam menos tempo nos seus dispositivos protéticos [9].

Um fator fundamental para o sucesso na utilização da prótese é a sua estabilidade que deve ser axial (em compressão e tração), angular e rotacional. A falta de estabilidade rotacional pode ser resolvida através do ajuste das cintas de fixação, que pode ser feito pelo dono em casa [47]. Não deve haver nenhuma lacuna ou movimento da pele em relação à prótese quando esta é manipulada, por forma a não criar desconforto ou lesões ao cão quando está a usar este dispositivo [47][48]. Os pacientes que lambem ou mastigam incessantemente as suas próteses têm este comportamento em consequência da sensação de dor ou desconforto associado a um ajuste protético que não é o ideal [47].

Após alcançar o ajuste protético, os pacientes devem levantar-se para avaliar a colocação inicial dos membros. A resposta inicial à colocação da prótese varia muito, desde o conforto imediato – conseguindo colocar peso no membro protético –, a não ser capaz de colocar peso nesse membro e consequentemente mancar – associado à hiperflexão da articulação da anca ou do ombro. Os cães que respondem de forma positiva à colocação da prótese podem passar à fase seguinte de reabilitação que se destina a ensiná-los a andar de novo. Outros cães precisam de várias semanas de treino antes de utilizarem as suas próteses. Já os pacientes que não suportam peso no membro protético devem ser tratados como pacientes com desuso dos membros, não sendo por isso recomendada a utilização deste tipo de dispositivo [47].

Para além da importância de inspecionar a prótese para detetar qualquer rompimento ou fenda, existem outros fatores cuja supervisão regular é fundamental, tais como a limpeza e a humidade da pele do animal e da prótese. É de extrema importância que a pele do paciente seja inspecionada minuciosamente de forma regular. Após utilização da prótese, a rutura ou a vermelhidão cutânea que não desaparece nos 20 minutos seguintes são sinais de pressão excessiva, sendo por isso desaconselhado o seu uso durante um dia inteiro. Caso sejam verificadas bolhas, marcas fora do normal na pele, ou um desgaste excessivo da prótese, deve-se interromper o uso da mesma e informar o veterinário. É essencial manter tanto a prótese como a pele em contacto com a prótese limpas, reduzindo assim o risco de dermatite de contacto ou outros problemas cutâneos [48]. A prótese pode ser limpa regularmente utilizando uma mistura 1:1 de água e álcool ou uma solução de sabão suave, passando depois uma toalha limpa para a

secar na totalidade [47][48]. A humidade deve ser evitada a fim de impedir a formação de feridas de fricção. Normalmente as meias de algodão são utilizadas para ajudar com a humidade que possa surgir naquela zona mantendo o interior do encaixe seco e limpo. Podem existir alguns dispositivos protéticos com atributos que permitam o seu uso na água, mas isto deve ser debatido com o médico veterinário ou com o fabricante da prótese [48].

As consultas de reavaliação após o uso de um dispositivo protético contribuem para o conforto do paciente e para a eficácia do dispositivo. Pode ser preciso fazer novos ajustes à prótese nas primeiras quatro semanas, e, dependendo do ajuste necessário, este pode ser realizado pelo dono, pelo veterinário ou pelo fabricante da prótese [48]. O desgaste da sola deve ser utilizado para avaliar a sua área de contacto com o solo, podendo moldar a sola seguinte em conformidade. Os animais podem danificar a sua prótese, portanto não é recomendado que a usem quando se encontram sem vigilância, mesmo que já estejam habituados a utilizá-la [47].

Com impressoras 3D, a prótese pode ser impressa por módulos, pelo que as peças podem ser reimpressas e facilmente substituídas se necessário [15].

Existem, no entanto, condicionantes ao uso de próteses de encaixe que podem estar relacionadas com o dono, o paciente e a condição médica. As condicionantes associadas ao dono incluem uma potencial falta de interesse, incapacidade de supervisão constante, ou capacidade financeira reduzida para investir numa prótese. As contra-indicações referentes ao paciente compreendem a dificuldade de o animal lidar com a prótese ou a situação de este ter uma pele demasiadamente móvel em relação aos tecidos subjacentes, que é comum quando há uma amputação parcial abaixo das articulações. Alguns exemplos de contra-indicações relativas ao paciente são: a mobilidade articular reduzida; neoplasia local; infeções; e dor no coto, que pode estar associada a uma inflamação crónica ou pode ser causada pela aderência entre a pele e o osso residual ou ainda devido à forma afiada do osso residual [47].

Para além do ajuste adequado e uma utilização apropriada da prótese também as sessões de reabilitação são necessárias, para que o uso do dispositivo tenha sucesso [48].

Como já foi referido anteriormente, o treino de animais de companhia para utilizar próteses de encaixe é importante para os ensinar a usar estes dispositivos de

forma correta, fazendo com que reaprendam a caminhar de forma independente e o mais próximo possível do normal. Consiste na criação de hábitos de tolerância à prótese em diversas situações, nomeadamente em repouso, quando estão de pé, em marcha lenta e rápida, e durante atividades do quotidiano (como subir e descer escadas, saltar e brincar).

No estudo de Carr et al. (2018), os motivos pelos quais os cães sofreram amputação de membro e precisaram de utilizar próteses foram essencialmente trauma, malformações congénitas e neoplasia. Dos vinte e quatro cães envolvidos neste estudo, 91,66% conseguiram ficar de pé utilizando a prótese, 87,5% conseguiram caminhar, o trote foi alcançado por 79,17%, e a capacidade de subir escadas foi conseguida por 70,83%, sendo que as expectativas quanto à mobilidade dos cães foram satisfeitas em 70% dos casos. Seis das vinte e quatro próteses partiram num intervalo de tempo entre a sua colocação e este estudo. Algumas das complicações encontradas foram a migração protética, feridas de vácuo ou infeções. Este estudo demonstrou que, com a ajuda de uma prótese, uma grande percentagem de cães pode participar em atividades diárias normais [49].

O inquérito feito por Wendland et al. (2019) resultou em 47 respostas de donos de cães que sofreram amputação de membro e usaram posteriormente próteses de encaixe. As razões pelas quais os cães precisaram de ser amputados foram principalmente, tal como no estudo anterior, trauma, malformações congénitas e neoplasia. Relativamente à satisfação dos donos com o resultado final obtido usando prótese, 53,2% relataram estar muito satisfeitos, 25,5% descreveram o resultado como melhor do que aceitável, 19,1% consideraram aceitável e 2,1% ficaram descontentes com o resultado. Quando questionados se voltariam a escolher esta opção de tratamento 95,7% responderam positivamente, já que 89,3% dos cães foram considerados como tendo resultados clínicos de função aceitável ou completa. As complicações encontradas foram feridas, dor, inchaço e dermatite [9].

As próteses de encaixe podem ajudar a melhorar a qualidade de vida dos cães e devem ser consideradas como uma alternativa à eutanásia nos casos em que a amputação é inevitável [49]. Ainda assim, antes de escolherem este tipo de tratamento, os donos devem procurar estar informados das potenciais complicações que estes dispositivos podem acarretar [9].

## 4.2. Próteses osteointegradas

Algumas das limitações das próteses de encaixe de coto, nomeadamente as associadas à interface pele-encaixe, podem ser evitadas através da utilização de próteses transcutâneas intraósseas. Estas próteses são constituídas por uma endoprótese (implante inerte), normalmente feito de titânio, que está ancorado ao coto, e uma exoprótese (prótese externa), que se liga à parte saliente da endoprótese. A transferência das forças de reação ao solo e da carga mecânica é feita da prótese para o osso e do osso para a prótese ao nível da amputação através do implante [3][51].

As próteses osteointegradas têm vindo a ser utilizadas na medicina humana em diversas especialidades e ficaram recentemente disponíveis para aplicação na medicina veterinária. A osteointegração envolve a introdução da prótese num parafuso de titânio, que é implantado no osso do membro residual, permitindo a formação de tecido ósseo ao redor desse implante [11][48]. A utilização destes dispositivos ainda se encontra atualmente sob investigação [48]. É um procedimento com vários benefícios em pacientes animais pequenos tanto com amputações bilaterais como em situações em que a condição da pele não permite o bom uso de uma prótese tradicional [11].

As vantagens associadas à utilização de próteses transcutâneas incluem a falta de necessidade constante de ajustar a prótese, melhor eficiência durante a marcha, melhor propriocepção, não haver problemas de rutura da pele, e a desnecessidade de colocar e retirar constantemente a prótese. Ainda assim existem complicações, tais como infeção de implantes, dor, falha de fixação da prótese ao osso, e fraturas periprotéticas. Estas complicações podem exigir a remoção do implante e possivelmente também segmentos do membro afetado [52]. A prótese intraóssea transcutânea promove a integração óssea e dérmica na interface membro-implante, conseguindo assim um selo biológico permanente, e tem a função mecânica de ligar o membro à prótese externa [3].

Fitzpatrick et al. (2011) recorreram à análise de elementos finitos para avaliar as tensões a que as próteses estão sujeitas durante a sua utilização, sendo possível prever o número de ciclos até à falha das mesmas. A análise foi feita através do *COSMOSWorks*<sup>TM</sup>, totalmente integrado com o *SolidWorks*®, assumindo uma carga durante a marcha de 18 kg [3]. Neste estudo, em que quatro cães com neoplasia maligna na parte distal do membro utilizaram próteses transcutâneas, foram relatados resultados clínicos promissores após a utilização destes dispositivos, com os animais de estimação

a apresentar boa função de membro e falta de dor durante 8 a 17 meses após a cirurgia. A fratura da endoprótese foi um contratempo gerido com sucesso através da sua substituição e fixação interna. Para todos os casos a integração óssea ocorreu de forma favorável, com uma interface pele-implante resistente e robusta, sem ocorrência de infecção ou marsupialização em torno do componente externo do implante. Três dos quatro cães tiveram que ser eutanasiados em consequência do sofrimento causado por metástases, sendo o último cão o único sobrevivente com resultados positivos nos 18 meses seguintes à cirurgia [3].

### **4.3. Próteses existentes no mercado**

O mercado relativo à medicina veterinária tem vindo a evoluir e a crescer acentuadamente nos últimos anos, tendo alcançado os 173 milhões de euros em 2017 [WP7]. Apesar de os cuidados veterinários terem progredido do ponto de vista científico e tecnológico, e da crescente preocupação das pessoas com os seus animais de estimação, nem sempre existem no mercado os produtos com as características que permitem dar a resposta adequada aos seus pacientes. A inexistência de um fabricante de próteses para animais em Portugal é um exemplo disto. Em Portugal, se um cão precisar de uma prótese e o dono lhe quiser proporcionar uma boa qualidade de vida, tem que contactar empresas que fabricam próteses para animais no exterior, como por exemplo no Canadá e Estados Unidos da América, onde se encontram pelo menos quatro delas.

Algumas das empresas dedicadas ao fabrico de próteses para animais de estimação são a Animal Ortho Care, a K-9 Orthotics & Prosthetics Inc, a OrthoPets e a PawsAbility, cujos exemplos de próteses podem ser observados nas Figuras 4.2, 4.3, 4.4 e 4.5, respetivamente. Estas empresas têm várias opções de próteses à disposição para membros torácicos e pélvicos, sendo que apenas a primeira tem a opção de próteses para membros amputados na sua totalidade. Para estas empresas produzirem um dispositivo personalizado, primeiro precisam do molde do coto, depois é feito o ajuste de teste e por último o ajuste final do dispositivo. De uma forma geral, o tempo médio de fabrico é de 10 a 15 dias, no entanto, é muito provável que todo o processo demore muito mais tempo, já que o tempo entre o envio e receção da prótese depende das transportadoras.



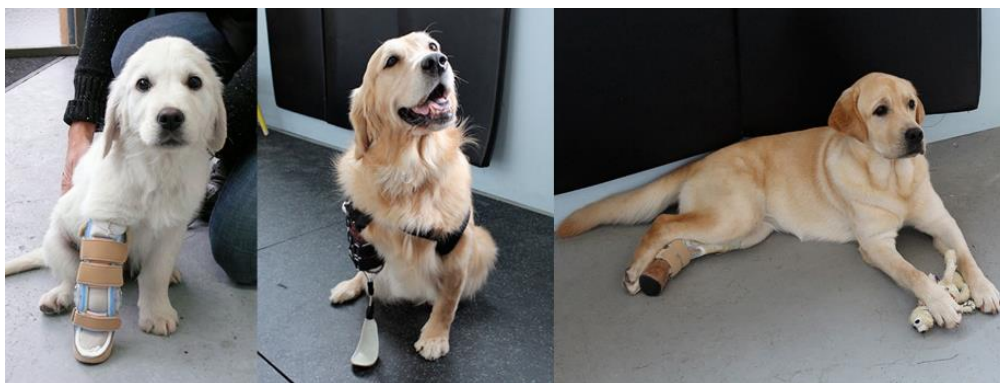
**Figura 4.2** – Cães com próteses para membros que sofreram amputação parcial (à esquerda) e amputação total de membro (à direita), disponíveis na Animal Ortho Care. Imagens retiradas de [WP8].



**Figura 4.3** – Cães com próteses específicas para (da esquerda para a direita) amputações ao nível do carpo, tarso, metatarso, e prótese para pata parcial. Disponíveis na K-9 Orthotics & Prosthetics. Imagens retiradas de [WP9].



**Figura 4.4** – Cães com próteses para membros pélvicos (à esquerda) e torácicos (à direita), disponíveis na OrthoPets. Imagens retiradas de [WP10].



**Figura 4.5** – Cães com próteses para membros torácicos e pélvicos, disponíveis na PawsAbility. Imagens retiradas de [WP6].

Para os pacientes serem candidatos a usar uma prótese parcial, precisam de preencher alguns pré-requisitos, dos quais se destacam:

- Ter uma determinada quantidade de membro restante (coto), que, para um membro torácico, deve ser igual ou superior à metade do comprimento entre o carpo e o cotovelo, e, para um membro pélvico, deve ser igual ou superior à metade do comprimento que vai do tarso ao joelho;
- Possuir controlo físico sobre o coto, isto é, ser capaz de movimentar o membro para a frente e para trás, como num movimento de marcha, sendo capaz de controlar o movimento da prótese.

**Tabela 4.1** – Tipos de próteses disponíveis nas diferentes empresas de fabrico de próteses para animais de companhia.

Condição	Tipo de dispositivo	Fabricantes
Substituição de membros	Prótese de encaixe parcial	- Animal Ortho Care; - K-9 Orthotics & Prosthetics Inc; - Ortho Pets; - PawsAbility.
	Prótese completa	- Animal Ortho Care.

A borracha da parte da prótese que contacta com o solo permite uma boa tração em superfícies escorregadias e prolonga a utilização do material protético da pata.

Existem próteses de encaixe de coto parciais para os diferentes níveis de amputação – carpo, tarso, metatarso e pata. A prótese carpal reúne um conjunto de características que permitem a utilização de suspensão por sucção. A forma bulbosa das articulações do tarso e a extremidade distal dos ossos longos proporcionam elementos ideais para a utilização de prótese tarsal. No caso da amputação ao nível do metatarso e falanges, onde existe uma boa superfície de suporte do peso do animal, a articulação do tarso pode funcionar normalmente e o ciclo de marcha é mais natural com pouco esforço. A prótese para pata parcial evita, em casos de malformação congénita ou lesão traumática, o desenvolvimento de feridas em consequência da tentativa de caminhar usando a pata no solo durante o ciclo de marcha [WP9].

O valor da prótese depende de diversos fatores, nomeadamente do porte do cão, de qual o membro onde se pretende aplicar o dispositivo, do tipo de prótese, do nível de amputação, e da empresa que a irá fabricar. Os valores podem oscilar entre os \$500 e os \$3500.

Infelizmente, a escassez de soluções que devolvam a mobilidade do animal e as dificuldades económicas de alguns tutores para obterem uma prótese do estrangeiro levam-nos a optar pela eutanásia [46].

#### **4.4. Próteses fabricadas por impressão 3D**

A tecnologia de impressão 3D pode ser utilizada para fabricar dispositivos médicos adaptados a cada paciente. A anatomia individual do paciente serve de base para a conceção de um modelo que será usado para produzir os dispositivos, e, por esta razão, são chamados de “dispositivos adaptados ao paciente” ou “dispositivos específicos do paciente” [15]. Assim, contrariamente aos dispositivos médicos tradicionais, que estão disponíveis em tamanhos previamente definidos, os dispositivos impressos em 3D podem ser produzidos com especificações mínimas, numa gama de inúmeras formas [15][41].

Um estudante do ensino secundário recorreu à tecnologia de impressão 3D para construir uma prótese para um cão que nasceu com o membro torácico direito consideravelmente mais curto do que o esquerdo, como se pode observar na Figura 4.6. Apesar de conseguir andar bastante bem usando apenas três membros, os seus donos recearam que esse comportamento pudesse levar a problemas na anca e na coluna, o que

os motivou a procurar alguém que desenvolvesse uma prótese para que ambos os membros torácicos ficassem com o mesmo comprimento [WP11].

Como o animal se encontrava ainda em fase de desenvolvimento, o desenho da prótese foi feito de forma modular, criando a possibilidade de alterar as peças à medida que ele crescia e imprimir numa questão de horas. Este cão possuía ainda um cotovelo funcional, e por esse motivo a prótese foi desenhada de forma a permitir o uso dessa articulação, para que o padrão de marcha fosse o mais natural possível. As peças são todas ligadas umas às outras por via de parafusos impressos em 3D que apertam nas respectivas roscas [WP11].

As razões para ter utilizado a impressão 3D foram a possibilidade de poder construir a prótese para as medidas específicas daquele animal e o facto de a impressão 3D das peças requerer baixos custos. As medidas do membro foram retiradas recorrendo a uma fita métrica e a uma craveira, o que levou a algumas imprecisões na medição. Para além deste problema, também as correias de velcro não foram suficientes para manter a prótese bem presa ao membro do cão, criando assim alguma instabilidade [WP11].



**Figura 4.6** – Cão com malformação congénita na pata torácica direita. Desenho da prótese para compensar o comprimento que falta no membro feito no software *Fusion 360*. Imagens retiradas de [WP11].

O cão que ficou conhecido como *Derby the Dog* nasceu com malformações nos dois membros torácicos, o que resultou numa enorme dificuldade para se conseguir movimentar [WP12]. Enquanto esteve no abrigo, este cão tinha um conjunto de duas rodas para o ajudar a mover-se, mas este tipo de dispositivo não lhe permitia a verdadeira experiência de correr ou caminhar e era propício a deixá-lo preso em terrenos menos nivelados ou homogéneos. Posteriormente, foi adotado por Tara Anderson, colaboradora da *3D Systems*, que procurou ajudá-lo com uma solução que

umentasse a sua mobilidade – dois membros protéticos impressos em 3D que podem ser observados na Figura 4.7 [WP13].

Os membros torácicos do Derby foram digitalizados por forma a ter o maior detalhe para a construção da prótese e para esta encaixar perfeitamente. Estas próteses foram fabricadas de forma ao animal ficar próximo do solo (como já estava habituado), mas com o intuito de ir aumentando progressivamente a distância ao solo até ser atingida a altura normal para o seu tamanho [WP13]. Derby adaptou-se muito bem às próteses no instante em que lhe foram aplicadas, fazendo de imediato uso delas para correr [WP12].



**Figura 4.7** – Cão com malformações congénitas em ambas as patas torácicas, com as suas próteses colocadas. Imagem retirada de [WP12].

Um cão que nunca conseguiu utilizar o membro torácico direito, devido a uma malformação congénita, obteve uma prótese para não sobrecarregar os restantes membros, apresentada na Figura 4.8. O desenho deste dispositivo foi possível a partir da colaboração entre o dono, um cirurgião ortopédico e uma empresa de desenvolvimento e fabrico de produtos com os dispositivos médicos por medida como uma das suas áreas de especialidade – a CBM [WP14].

O membro foi digitalizado por forma capturar todos os pormenores, e os dados foram utilizados para criar um modelo 3D bem ajustado, permitindo assim a distribuição uniforme das cargas através do membro com a finalidade de maximizar o conforto. Recorreram à análise de elementos finitos para garantir que a prótese iria aguentar as cargas esperadas. Esta prótese foi então totalmente impressa em 3D, excetuando a sola de borracha, que confere aderência para uma variedade de superfícies. Foi ainda adicionado um revestimento de espuma no interior para reduzir o risco de feridas de pressão e aumentar o conforto [WP14].

Este cão nunca se tinha movimentado com os quatro membros, pelo que quando obteve a prótese esperava-se que fosse preciso um longo período de adaptação, já que ele teria que aprender a andar usando mais um membro. Contudo, este animal de estimação adaptou-se imediatamente ao seu membro protético, sendo capaz de se mover naturalmente com os quatro membros [WP14].



**Figura 4.8** – Cão com malformação congénita no membro torácico direito (à esquerda), com a sua prótese colocada (à direita). Imagem retirada de [WP14].

O trabalho de T. Kastlunger (2020) consistiu na construção de uma prótese de baixo custo que melhor se adequasse a um pastor alemão de 1 ano de idade com uma deformação congénita no membro torácico direito. Foi então considerado que uma prótese que se prendesse ao corpo do animal, em vez de prender diretamente ao membro residual, seria mais confortável e segura. Este dispositivo é composto por corpo da prótese, haste de alumínio e pé da prótese como se pode verificar pela Figura 4.9. Tanto o corpo como o pé da prótese foram impressos utilizando o processo de impressão 3D FDM, que utiliza um filamento contínuo de PLA. Já a haste de alumínio, os componentes necessários para unir as 3 partes umas às outras, e as almofadas de espuma para conferir conforto são peças que se encontram disponíveis comercialmente [10].



**Figura 4.9** – Cão com uma malformação congénita na pata torácica direita, com a prótese colocada. Imagem retirada de [10].

O corpo da prótese foi criado a partir de um molde do tronco e do coto do animal, que foi posteriormente digitalizado em 3D, por forma a ser possível fazer a malha computacional para a análise de elementos finitos. O pé foi desenhado em *SolidWorks*® com uma parte plana na base para proporcionar equilíbrio ao cão quando está parado, a frente e a parte de trás do pé são arredondadas para ajudarem no movimento durante a marcha [10].

O acolchoamento foi adicionado na base do pé protético que contacta com o solo, para reduzir as tensões experimentadas durante as forças de alto impacto, e também no interior do corpo protético, tornando o dispositivo mais seguro e proporcionando conforto ao cão durante a sua utilização. Este animal de estimação foi capaz de permanecer de pé sem qualquer desequilíbrio e desconforto, confirmando que a prótese tinha a dimensão correta e permitia uma boa distribuição do peso pelos quatro membros. Segundo os resultados obtidos, as duas peças protéticas impressas em 3D eram suficientemente fortes para resistir a forças de alto impacto e às tensões inerentes à marcha de um cão [10].



## CAPÍTULO 5 – MÉTODOS NUMÉRICOS

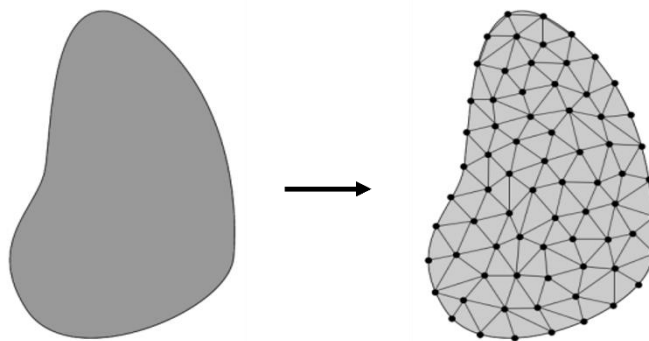


## 5. Métodos Numéricos

Atualmente, a simulação numérica tem tido um papel bastante importante em diversos ramos da ciência, nomeadamente na biomecânica computacional, uma área relativamente recente [53]. A relação custo-eficácia dos métodos numéricos melhorou muito devido à evolução e alta velocidade dos computadores. Estes métodos têm sido amplamente utilizados, não só para fornecer novas soluções aos problemas de interesse académico, mas também para a resolução de problemas específicos da área da engenharia [54].

### 5.1. Método dos Elementos Finitos

O Método dos Elementos Finitos (MEF), que surgiu nos anos 50, é um método numérico muito conhecido e amplamente utilizado [53][54]. O MEF é caracterizado pela discretização do domínio do problema em vários subdomínios, chamados elementos finitos, que no seu conjunto formam uma malha computacional, como se pode observar na Figura 5.1 [54][55]. Quanto maior for o número de elementos, maior é a precisão dos resultados [55]. Os elementos são ligados entre si por pontos, denominados de nós, podendo ser irregulares e possuir propriedades diferentes, permitindo assim a discretização de estruturas com propriedades mistas [54].



**Figura 5.1** – Representação esquemática do procedimento de discretização espacial de um domínio por elementos finitos. Adaptado de [53].

Para cada elemento, a função de campo é interpolada por funções de forma [54]. No MEF as funções de forma são obtidas utilizando a interpolação polinomial. Conjuntos fixos de nós, respeitando a mesma quantidade e configuração espacial relativa nodal, são combinados para formar elementos. Em seguida, as funções de forma são criadas utilizando técnicas de interpolação baseadas em séries polinomiais. Os nós

pertencentes ao mesmo elemento interagem diretamente entre si e também com os nós limítrofes de elementos finitos vizinhos [53][55].

O MEF pode ser interpretado como um algoritmo para resolver numericamente as equações diferenciais e integrais que regem o problema em estudo. Este método é utilizado para obter os deslocamentos, tensões e deformações de uma estrutura [56].

A aplicabilidade do MEF é vasta, incluindo não só a análise de estruturas para fins industriais, como também para estudos na área da biomecânica, promovendo a evolução no setor da saúde [54][57]. É um método bastante adequado para analisar propriedades mecânicas de estruturas ósseas e que permite a simulação precisa de estruturas anatómicas e de dispositivos de fixação interna. Este método é frequentemente utilizado para avaliar a distribuição de tensões, deformações e deslocamentos de osso ou implantes, sendo útil para otimizar a concepção de implantes ortopédicos e também para a previsão de ocorrências súbitas como fraturas ou rupturas de tecido biológico [57][58][59].

O MEF é a ferramenta numérica mais comumente utilizada para analisar implantes ósseos femorais, permitindo a avaliação das alterações do campo de tensões no domínio ósseo produzidas pela inserção dos implantes. A combinação do MEF com um algoritmo de remodelação do tecido ósseo, permite executar uma análise capaz de prever a influência da substituição protética na massa óssea do fémur a longo prazo. A alta complexidade da anatomia e as deformações que aparecem frequentemente tornam os aspetos relacionados com a criação e controlo da malha um facto importante a ser considerado [53].

Atualmente, o MEF é utilizado em várias aplicações médicas, nomeadamente na ortopedia, cirurgia, medicina cardiovascular e dentária [56]. A análise de elementos finitos é também utilizada para investigar a durabilidade de próteses personalizadas por forma a determinar se têm a capacidade de suportar as cargas aplicadas experimentadas durante a sua utilização. Sendo a durabilidade um dos aspetos mais importantes a ter em consideração na concepção de uma prótese, é fundamental analisar como as forças atuam sobre a prótese e como elas influenciam as tensões experimentadas nas diferentes regiões do dispositivo [10]. Na literatura é possível encontrar diversos trabalhos de investigação que estudam a influência da geometria da prótese, as propriedades dos materiais que constituem os implantes, e o tipo de fixação [53].

## 5.2. Mecânica dos Sólidos

As tensões em sólidos e estruturas levam a deformações, que podem ser interpretadas como deslocamentos relativos. A Mecânica dos Sólidos e a Mecânica Estrutural tratam da relação tensão-deformação e da relação tensão-deslocamento, para uma dada condição de fronteira, forças externas e restrições de deslocamentos. Os materiais sólidos podem apresentar comportamentos distintos, dependendo da sua curva de tensão-deformação. Nos materiais elásticos, a deformação que a carga provoca no material desaparece quando a carga deixa de ser aplicada. Já os materiais plásticos apresentam uma deformação residual que não pode ser recuperada, permanecendo após o processo de descarga total. As propriedades do material num sólido podem ser anisotrópicas ou isotrópicas. No caso dos materiais isotrópicos apenas precisam de ser conhecidas duas propriedades materiais independentes – o módulo Young e o coeficiente de Poisson [53].

Neste capítulo procede-se à breve descrição dos fundamentos da mecânica dos sólidos, para sólidos tridimensionais. Abordam-se os conceitos gerais de campos de tensão e deformação com a apresentação das respetivas equações de equilíbrio, e também a formulação da forma fraca de Galerkin.

### 5.2.1. Equações de equilíbrio dos campos de tensão e deformação

O tensor Cauchy  $\Lambda$  é um tensor simétrico e representa as tensões de um corpo num determinado estado. Para um problema 3D, o tensor Cauchy é definido como:

$$\Lambda = \begin{bmatrix} \sigma_{xx} & \sigma_{xy} & \sigma_{xz} \\ \sigma_{yx} & \sigma_{yy} & \sigma_{yz} \\ \sigma_{zx} & \sigma_{zy} & \sigma_{zz} \end{bmatrix} \quad (5.1)$$

A notação Voigt, para implementação numérica, pode ser uma técnica útil, uma vez que permite uma representação reduzida do tensor de tensão. Aplicando a notação acima referida na Equação (5.1):

$$\sigma = \{\sigma_{xx} \ \sigma_{yy} \ \sigma_{zz} \ \sigma_{xy} \ \sigma_{yz} \ \sigma_{zx}\}^T \quad (5.2)$$

A matriz constitutiva  $\mathbf{c}$  contém as propriedades mecânicas do material. Para um material isotrópico,

$$\mathbf{c} = \frac{E}{(1-2\nu)(1+\nu)} \begin{bmatrix} 1-\nu & \nu & \nu & 0 & 0 & 0 \\ \nu & 1-\nu & \nu & 0 & 0 & 0 \\ \nu & \nu & 1-\nu & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & G & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & G & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & G \end{bmatrix} \quad (5.3)$$

com  $\nu$  sendo o coeficiente de Poisson e  $G$  o módulo de distorção que pode ser obtido com a seguinte equação:

$$G = \frac{E}{2(1+\nu)} \quad (5.4)$$

O tensor de tensão pode ser obtido multiplicando a matriz constitutiva  $\mathbf{c}$  pelo tensor de tensão  $\boldsymbol{\varepsilon}$ , que é dado por:

$$\boldsymbol{\varepsilon} = \{\varepsilon_{xx} \quad \varepsilon_{yy} \quad \varepsilon_{zz} \quad \gamma_{xy} \quad \gamma_{yz} \quad \gamma_{zx}\}^T \quad (5.5)$$

$$\boldsymbol{\sigma} = \mathbf{c}\boldsymbol{\varepsilon} \quad (5.6)$$

Os componentes da deformação podem ser calculados a partir do campo de deslocamento, que é composto pelos deslocamentos  $\mathbf{u}$ ,  $\mathbf{v}$  e  $\mathbf{w}$  ao longo do eixo  $x$ ,  $y$  e  $z$  do sistema de coordenadas cartesianas, respetivamente:

$$\begin{aligned} \varepsilon_{xx} &= \frac{\partial u}{\partial x} \\ \varepsilon_{yy} &= \frac{\partial v}{\partial y} \\ \varepsilon_{zz} &= \frac{\partial w}{\partial z} \\ \gamma_{xy} &= \frac{\partial v}{\partial x} + \frac{\partial u}{\partial y} \\ \gamma_{xz} &= \frac{\partial w}{\partial x} + \frac{\partial u}{\partial z} \\ \gamma_{yz} &= \frac{\partial w}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial z} \end{aligned} \quad (5.7)$$

A determinação das equações de equilíbrio estático é realizada considerando um elemento infinitamente pequeno, exigindo o equilíbrio de forças em todas as direções. Para este sólido infinitesimal, as equações de equilíbrio dinâmico são:

$$\frac{\partial \sigma_{xx}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{xy}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{xz}}{\partial z} + F_x = 0 \quad (5.8)$$

$$\frac{\partial \tau_{xy}}{\partial x} + \frac{\partial \sigma_{yy}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{yz}}{\partial z} + F_y = 0$$

$$\frac{\partial \tau_{xz}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{yz}}{\partial y} + \frac{\partial \sigma_{zz}}{\partial z} + F_z = 0$$

onde  $F_x$ ,  $F_y$  e  $F_z$  são as forças corporais aplicadas ao elemento ao longo do eixo cartesiano [53].

### 5.2.2. Forma Fraca de Galerkin

A forma fraca é uma forma integral que requer uma continuidade mais fraca das variáveis de campo (os deslocamentos  $u$ ,  $v$  e  $w$ , para sólidos 3D). Devido à exigência mais fraca das variáveis de campo e à operação integral, uma formulação baseada numa forma fraca produz frequentemente resultados mais precisos, especialmente para geometrias mais complexas. O MEF é um exemplo típico de utilização bem sucedida de formulações fracas, levando a um conjunto de equações algébricas resolúveis se o domínio do problema for definido corretamente [53][55].

A forma fraca de Galerkin é um princípio de variacional baseado no princípio da energia. De todas as configurações de deslocamento possíveis que satisfazem as condições de compatibilidade, as condições de limite essencial (cinemática e deslocamento) e as condições de tempo inicial e final, a configuração real correspondente à solução é a que minimiza a função de Lagrange  $L$  [53].

Considerando um sólido com um domínio  $\Omega \subset \mathbb{R}^2$  delimitado por  $\Gamma$ , a superfície sólida contínua em que as forças externas  $\bar{\mathbf{t}}$  são aplicadas é designada pelo limite natural  $\Gamma_t$  e a superfície onde os deslocamentos são limitados é designada por limite essencial  $\Gamma_u$ . As equações de equilíbrio que regem o problema elastoestático linear são definidas como:

$$\nabla \Lambda + \mathbf{b} = 0 \quad (5.9)$$

no qual  $\nabla$  é o operador nabla,  $\mathbf{b}$  a força corporal por unidade de volume e  $\Lambda$  o tensor Cauchy, anteriormente referido. O limite natural respeita a condição  $\Lambda \mathbf{n} = \bar{\mathbf{t}}$  em  $\Gamma_t$ , sendo  $\mathbf{n}$  a unidade para o exterior normal até ao limite do domínio  $\Omega$  e  $\bar{\mathbf{t}}$  a tração no limite natural  $\Gamma_t$ . A condição do limite essencial é  $\mathbf{u} = \bar{\mathbf{u}}$  em  $\Gamma_u$ , sendo  $\bar{\mathbf{u}}$  o deslocamento prescrito no limite essencial  $\Gamma_u$  [53][54].

Para obter a forma fraca de Galerkin, devemos utilizar o princípio de Hamilton, que permite derivar as equações diferenciais parciais. De acordo com a forma fraca de Galerkin, a verdadeira solução é a que minimiza a função de Lagrange,  $L$ , dada por

$$L = T - U + W_f \quad (5.10)$$

sendo  $T$  a energia cinética,  $U$  a energia de deformação e  $W_f$  o trabalho produzido pelas forças externas. A energia cinética é definida por

$$T = \frac{1}{2} \int_{\Omega} \rho \dot{\mathbf{u}}^T \dot{\mathbf{u}} \, d\Omega \quad (5.11)$$

onde o volume sólido é definido por  $\Omega$ ,  $\dot{\mathbf{u}}$  é a velocidade e  $\rho$  é a densidade de massa sólida. A energia de deformação, para materiais elásticos, é definida como

$$U = \frac{1}{2} \int_{\Omega} \boldsymbol{\varepsilon}^T \boldsymbol{\sigma} \, d\Omega \quad (5.12)$$

sendo  $\boldsymbol{\varepsilon}$  o vetor de deformação e  $\boldsymbol{\sigma}$  o vetor de tensão. O trabalho produzido pelas forças externas pode ser expresso como

$$W_f = \int_{\Omega} \mathbf{u}^T \mathbf{b} \, d\Omega + \int_{\Gamma_t} \mathbf{u}^T \bar{\mathbf{t}} \, d\Gamma \quad (5.13)$$

no qual  $\mathbf{u}$  representa o deslocamento,  $\mathbf{b}$  as forças corporais e  $\Gamma_t$  o limite de tração onde as forças externas  $\bar{\mathbf{t}}$  são aplicadas.

A forma fraca de Galerkin pode ser representada como

$$L = \frac{1}{2} \int_{\Omega} \rho \dot{\mathbf{u}}^T \dot{\mathbf{u}} \, d\Omega - \frac{1}{2} \int_{\Omega} \boldsymbol{\varepsilon}^T \boldsymbol{\sigma} \, d\Omega + \int_{\Omega} \mathbf{u}^T \mathbf{b} \, d\Omega + \int_{\Gamma_t} \mathbf{u}^T \bar{\mathbf{t}} \, d\Gamma \quad (5.14)$$

Aplicando o princípio de Hamilton, é possível estabelecer

$$\delta \int_{t_1}^{t_2} \left[ \frac{1}{2} \int_{\Omega} \rho \dot{\mathbf{u}}^T \dot{\mathbf{u}} \, d\Omega - \frac{1}{2} \int_{\Omega} \boldsymbol{\varepsilon}^T \boldsymbol{\sigma} \, d\Omega + \int_{\Omega} \mathbf{u}^T \mathbf{b} \, d\Omega + \int_{\Gamma_t} \mathbf{u}^T \bar{\mathbf{t}} \, d\Gamma \right] dt = 0. \quad (5.15)$$

Descartando o termo da energia cinética pode-se simplificar a integral, e movendo o operador de variação  $\delta$  dentro de cada integral, obtém-se:

$$\int_{t_1}^{t_2} \left[ -\frac{1}{2} \int_{\Omega} \delta(\boldsymbol{\varepsilon}^T \boldsymbol{\sigma}) \, d\Omega + \int_{\Omega} \delta \mathbf{u}^T \mathbf{b} \, d\Omega + \int_{\Gamma_t} \delta \mathbf{u}^T \bar{\mathbf{t}} \, d\Gamma \right] dt = 0. \quad (5.16)$$

O primeiro termo da equação anterior pode ser reescrito como,

$$\delta(\varepsilon^T \sigma) = \delta \varepsilon^T \sigma + \varepsilon^T \delta \sigma. \quad (5.17)$$

Usando a Eq. (5.6) e a propriedade simétrica da matriz material,  $\mathbf{c}^T = \mathbf{c}$ , é possível escrever:

$$\delta \sigma^T \varepsilon = \delta(c\varepsilon)^T \varepsilon = \delta \varepsilon^T c^T \varepsilon = \delta \varepsilon^T c \varepsilon = \delta \varepsilon^T \sigma. \quad (5.18)$$

Assim, a Eq. (5.17) torna-se

$$\delta(\varepsilon^T \sigma) = 2\delta \varepsilon^T \sigma. \quad (5.19)$$

Substituindo o segundo termo da Eq. (5.19) na Eq. (5.16), tem-se que:

$$\int_{t_1}^{t_2} \left[ - \int_{\Omega} \delta \varepsilon^T \sigma \, d\Omega + \int_{\Omega} \delta u^T b \, d\Omega + \int_{\Gamma_t} \delta u^T \bar{t} \, d\Gamma \right] dt = 0. \quad (5.20)$$

Para que a Eq. (5.20) seja satisfeita para todos os  $\mathbf{u}$  possíveis, para qualquer tempo inicial  $t_1$  e tempo final  $t_2$ , o integrando deve ser nulo. Isto leva à equação da forma fraca de Galerkin:

$$- \int_{\Omega} \delta \varepsilon^T \sigma \, d\Omega + \int_{\Omega} \delta u^T b \, d\Omega + \int_{\Gamma_t} \delta u^T \bar{t} \, d\Gamma = 0. \quad (5.21)$$

Considerando a relação apresentada na Eq. (5.6) e o facto de o campo de deformação poder ser calculado como uma multiplicação do operador diferencial  $\mathbf{L}$  pelo campo de deslocamento  $\mathbf{u}$ , tem-se que:

$$\varepsilon = \mathbf{L} \cdot \mathbf{u}. \quad (5.22)$$

Desta forma, a Eq. (5.21) pode ser reformulada da seguinte forma:

$$\int_{\Omega} \delta(\mathbf{L}\mathbf{u})^T \mathbf{c}(\mathbf{L}\mathbf{u}) \, d\Omega - \int_{\Omega} \delta u^T b \, d\Omega - \int_{\Gamma_t} \delta u^T \bar{t} \, d\Gamma = 0. \quad (5.23)$$

A forma fraca, após discretização, permite estabelecer o sistema de equações  $\mathbf{K}\mathbf{U} = \mathbf{F}$ , que permite obter o campo de deslocamentos totais  $\mathbf{U}$  [53].



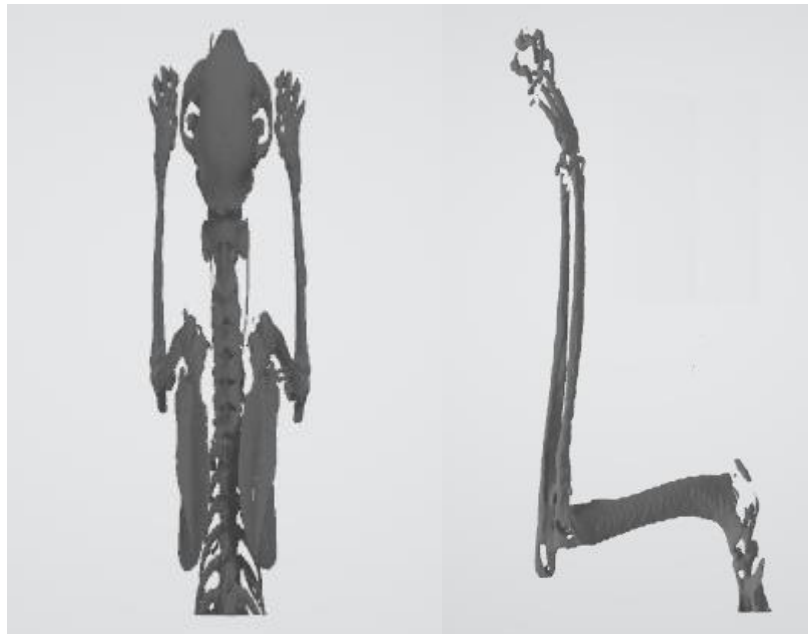
## CAPÍTULO 6 – ANÁLISE ESTRUTURAL



## 6. Análise Estrutural

O primeiro passo experimental deste estudo foi a criação de cinco modelos distintos de próteses para substituição de membro torácico num cão. Para tal, foram utilizados vários softwares, entre os quais o *FEMAP*®, o *FEMAS*© (*cmech.webs.com*), o *SolidWorks*® e o *3D Slicer*©.

A partir das imagens de tomografia computadorizada de um cão de porte pequeno com um peso de aproximadamente 10 quilogramas, obtiveram-se os valores do comprimento dos ossos e a largura do membro torácico esquerdo onde a prótese deve encaixar. Primeiramente fez-se a segmentação dos ossos da pata que interessavam e criou-se o ficheiro STL dos ossos.



**Figura 6.1** – Imagem da segmentação total dos ossos do cão à esquerda, e da pata que será amputada à direita.

Recorrendo ao software *3D Slicer*© efetuou-se a medição do comprimento dos diferentes ossos do membro torácico esquerdo do cão, sendo o do úmero de 90.1 mm, o do rádio/cúbito de 96.9 mm, o do metacarpo de 28.3 mm e das falanges de 14 mm. Para além da segmentação dos ossos, criou-se também um ficheiro STL com a segmentação da pata completa, tendo o local onde se pretende aplicar a prótese uma largura de 14.29 mm, medida no *FEMAP*®. Para que a colocação da prótese de encaixe seja possível, deve haver uma porção substancial de membro restante, e, quanto maior for o coto,

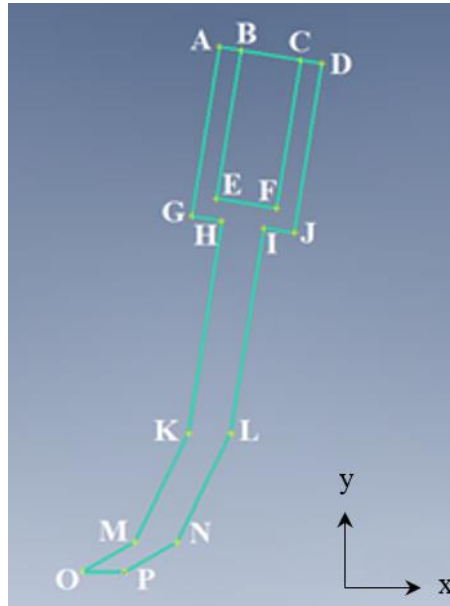
melhor. A pata será então amputada a meio do antebraço, por forma a deixar um coto de 48,45 mm.

As próteses 2D foram desenhadas no *FEMAP*® e a prótese 3D foi criada no *SolidWorks*®. Tanto a malha das próteses 2D como 3D foram criadas no *FEMAP*®. Para conseguir desenhar uma prótese que simulasse as articulações do membro, recorreu-se a uma fotografia e mediram-se os ângulos que os ossos fazem entre si, quando o cão se encontra de pé. O ângulo que o antebraço faz com o metacarpo ( $\gamma$ ) é de 81°, o do metacarpo com as falanges ( $\beta$ ) é de 64° e o das falanges com o solo ( $\alpha$ ) é de 30°. Para além dos ângulos, também a altura da prótese é importante, sendo necessário que esta seja igual à do membro do lado, para evitar que o animal manque enquanto a usa.

Para analisar o comportamento mecânico das próteses 2D, foi criado o ficheiro INP de cada uma delas e realizada a análise numérica usando o Método dos Elementos Finitos no *FEMAS*®. Foram definidos 2 materiais diferentes: um para o constituinte da prótese, o PLA, e outro para o encaixe da pata. O módulo de Young (E) para cada um destes materiais foi de 3500 MPa [10] e 350 MPa, respetivamente. Já o coeficiente de Poisson ( $\nu$ ) foi definido como 0,36 [10] para ambos. Para analisar o comportamento mecânico do modelo 3D da prótese, foram repetidos todos os passos pela qual as próteses 2D passaram, exceto na definição dos materiais, no qual só se considerou o PLA. Foram aplicadas três forças independentes na base da prótese: a força aplicada a -45° simula a saída do cão do solo, a força aplicada a 0° diz respeito ao instante em que o animal está em repouso e a força a 45° é relativa à altura em que o cão pousa o membro no solo.

## 6.1.Prótese 1

Primeiramente foi desenvolvida a Prótese 1, cujo esboço se encontra na Figura 6.2 e as coordenadas são apresentadas na Tabela 6.1. Cada segmento da parte posterior da prótese foi desenhado com o comprimento do osso que foi amputado. O encaixe da prótese tem uma profundidade de 35 mm e tem a largura da região amputada que é de 14.29 mm. Para criar as malhas da prótese foram usados elementos triangulares. A Prótese 1 compreende 3475 nós e 6535 elementos.

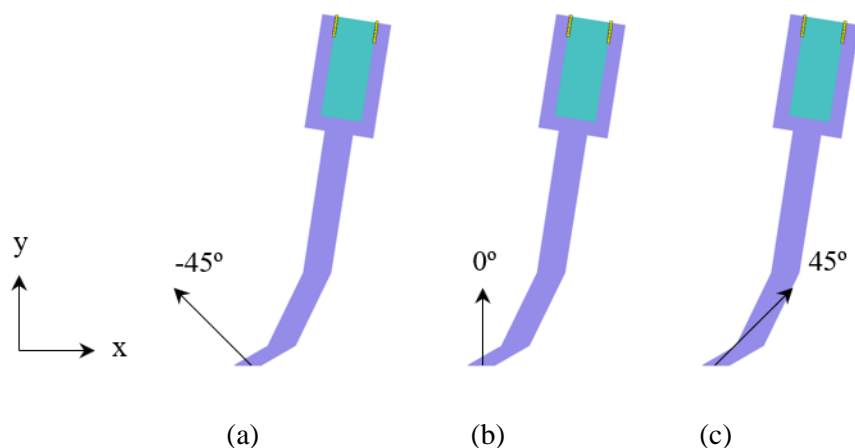


**Figura 6.2** – Desenho da Prótese 1 e seus pontos.

**Tabela 6.1** – Coordenadas dos pontos da Prótese 1.

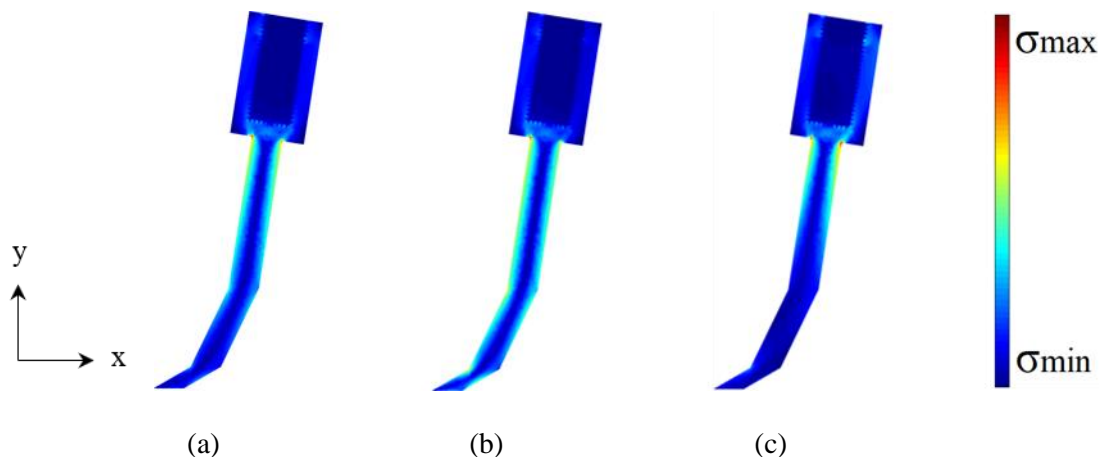
X [mm]	Y [mm]	X [mm]	Y [mm]	X [mm]	Y [mm]	X [mm]	Y [mm]				
A	21,42	122,48	E	20,90	87,13	I	32,11	80,29	M	2,24	7
B	26,48	121,70	F	35,01	84,89	J	39,17	79,17	N	12,12	7
C	40,49	119,46	G	15,16	82,97	K	14,65	32,44	O	-9,88	0
D	45,43	118,68	H	22,23	81,85	L	24,53	32,44	P	0	0

Foram definidas as condições de fronteira na parte superior da interface prótese-coto, que podem ser observadas na Figura 6.3 a amarelo. Foram aplicadas três forças independentes distribuídas pela base da prótese, com uma magnitude total de 1,00 N.



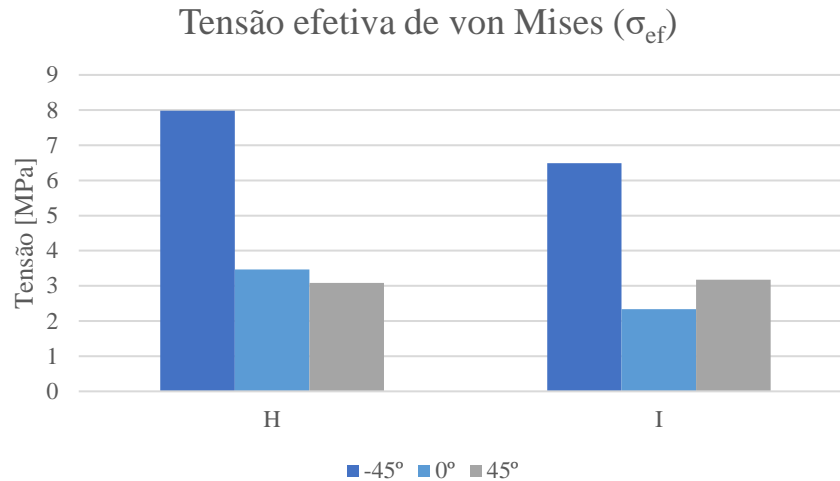
**Figura 6.3** – Identificação das condições de fronteira utilizadas no modelo geométrico da Prótese 1 e representação esquemática das forças aplicadas a um ângulo de (a)  $-45^\circ$ ; (b)  $0^\circ$ ; e (c)  $45^\circ$ .

Depois de efetuada a análise, mediram-se as tensões nos diferentes nós, bem como o deslocamento observado.

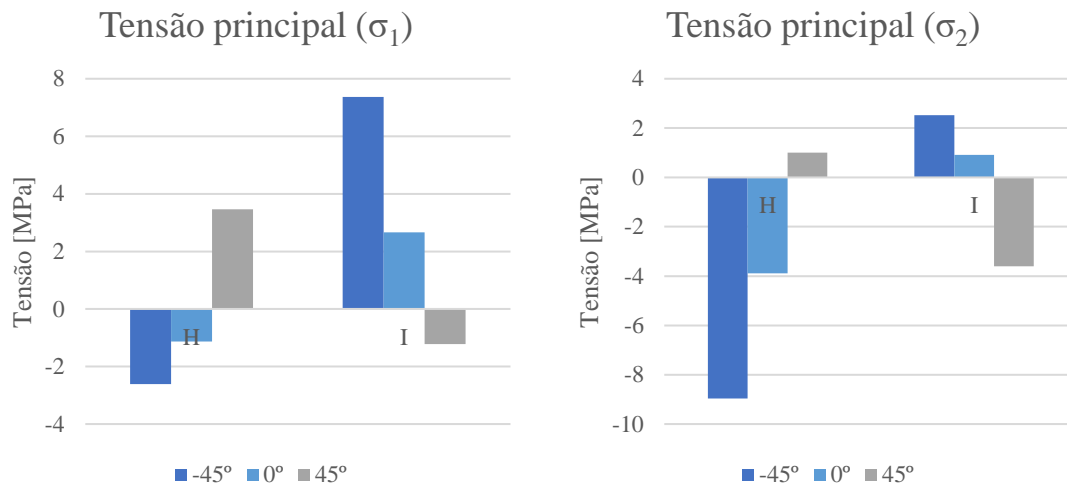


**Figura 6.4** – Mapa de cores da distribuição da tensão efetiva de von Mises [MPa] na Prótese 1 quando é aplicada uma força a um ângulo de (a)  $-45^\circ$ ; (b)  $0^\circ$ , (c)  $45^\circ$ . (a)  $\sigma_{\max}=7,902$  MPa e  $\sigma_{\min}=0$  MPa. (b)  $\sigma_{\max}=3,421$  MPa e  $\sigma_{\min}=0$  MPa. (c)  $\sigma_{\max}=3,069$  MPa e  $\sigma_{\min}=0$  MPa.

A aplicação das forças na base levaram a tensões diferentes ao longo da prótese, como pode ser observado na Figura 6.4. Verificou-se que as tensões máximas se encontravam nos pontos H e I, que correspondem à parte em que começa o encaixe. Segundo a Figura 6.5, é possível comparar as tensões nestes dois pontos para as três forças. Verifica-se que a tensão é maior quando a força é aplicada a um ângulo de  $-45^\circ$ .

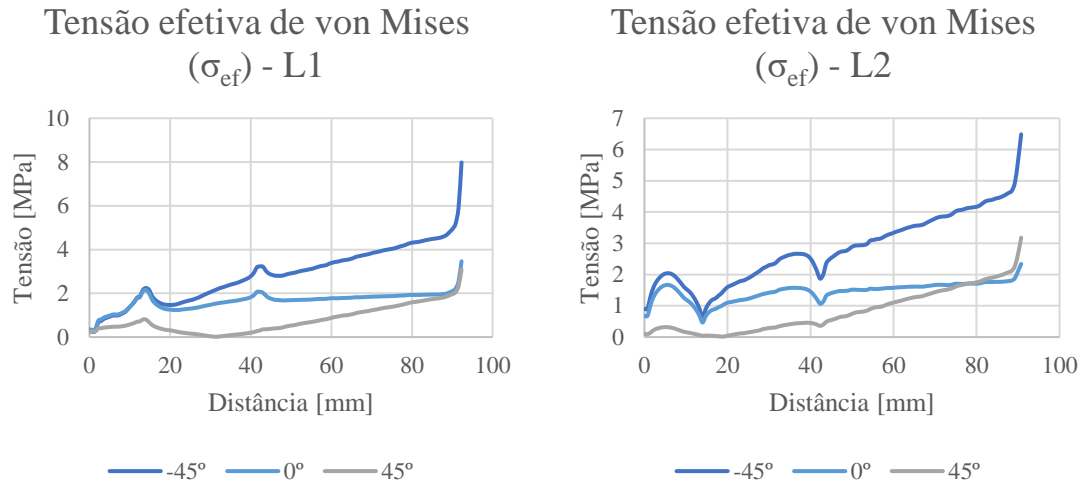


**Figura 6.5** – Distribuição da tensão efetiva de von Mises nos pontos H e I para cada uma das forças.



**Figura 6.6** – Distribuição da tensão principal  $\sigma_1$  e  $\sigma_2$  nos pontos H e I para cada uma das forças.

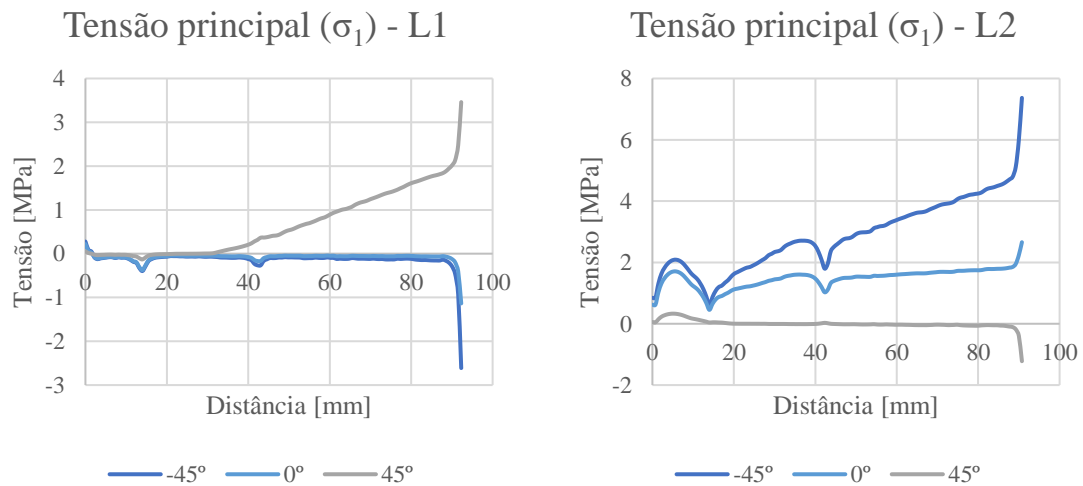
Por forma a entender como as tensões de von Mises e as tensões principais  $\sigma_1$  e  $\sigma_2$  evoluem ao longo da prótese, duas linhas de nós do modelo 2D foram selecionadas: a linha 1 (L1), que vai do ponto H ao O, e a linha 2 (L2), que vai do ponto I ao P. Os valores das tensões de von Mises e das tensões principais obtidas nesses nós foram utilizados para construir os gráficos das Figuras 6.7, 6.8 e 6.9.



**Figura 6.7** – Gráficos da tensão efetiva de von Mises ao longo da superfície da Prótese 1 na linha L1 e na linha L2, com início nos pontos O e P e fim nos pontos H e I, respectivamente.

Na Figura 6.7 pode-se observar que a tensão efetiva de von Mises aumenta à medida que a distância ao solo aumenta. Os picos que aparecem nos gráficos são relativos aos pontos M, K e H em L1 e N, L e I em L2.

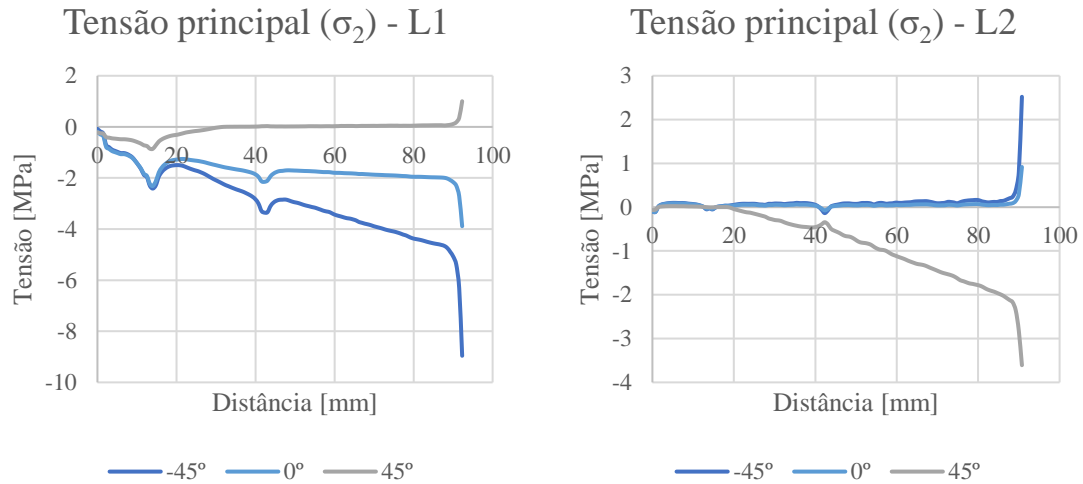
Nas Figuras 6.8 e 6.9 são apresentados gráficos das tensões principais  $\sigma_1$  e  $\sigma_2$ , onde o maior valor positivo representa a tensão de tração mais elevada, e o maior valor negativo (valor absoluto) representa a tensão de compressão mais elevada.



**Figura 6.8** – Gráficos da tensão principal  $\sigma_1$  ao longo da superfície da Prótese 1 na linha L1 e na linha L2, com início nos pontos O e P e fim nos pontos H e I, respectivamente.

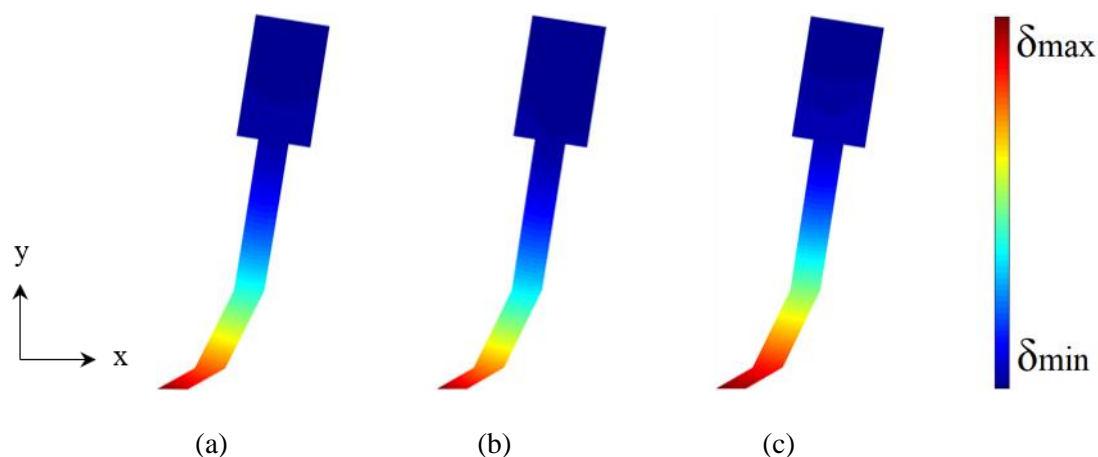
Na Figura 6.8 são novamente perceptíveis os três picos de tensões para as forças aplicadas a um ângulo de -45° e 0°, que são as que têm mais impacto na prótese. Em L1 as tensões são negativas sendo, portanto, de compressão, no entanto, em L2 as tensões

são de tração, já que apresentam valores positivos. Assim, depreende-se que as forças aplicadas a  $-45^\circ$  e  $0^\circ$  provocam a compressão dos nós em L1 e causam a tração dos nós em L2, na direção do eixo y. A força a  $45^\circ$  tem pouco impacto na prótese tanto em L1 como em L2, e em L2 é quase sempre nula.



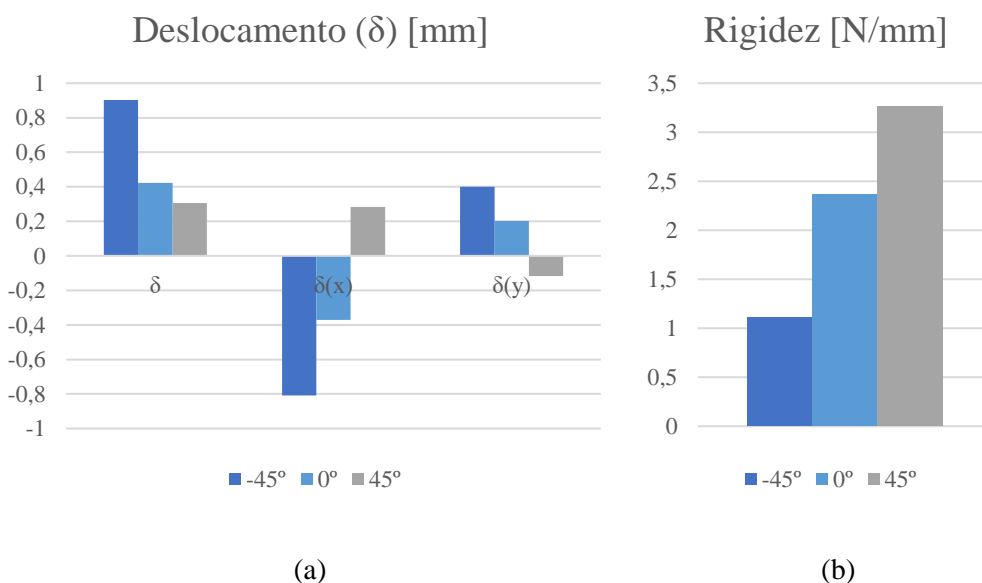
**Figura 6.9** – Gráficos da tensão principal  $\sigma_2$  ao longo da superfície da Prótese 1 na linha L1 e na linha L2, com início nos pontos O e P e fim nos pontos H e I, respetivamente.

Na Figura 6.9 as forças aplicadas a um ângulo de  $-45^\circ$  e  $0^\circ$  geram tensões com comportamento semelhante. Em L1 pode-se observar que as tensões são maioritariamente inferiores a zero, logo, os nós dessa linha estão a ser comprimidos. Em L2, a um ângulo de  $-45^\circ$  e  $0^\circ$  a tensão mantém-se constante até chegar ao ponto I, onde se verificam picos de tensão positiva, e quando a força aplicada se encontra a  $45^\circ$  a tensão é negativa. Desta forma, constata-se que as forças aplicadas a  $-45^\circ$  e  $0^\circ$  provocam a compressão dos nós em L1 e causam a tração dos nós em L2, na direção do eixo x. A força a  $45^\circ$  tem pouco impacto em tanto em L1 como em L2, e em L1 é quase sempre nula.



**Figura 6.10** – Mapa de cores do deslocamento máximo [mm] obtido para a Prótese 1 quando é aplicada uma força a um ângulo de (a)  $-45^\circ$ ; (b)  $0^\circ$ ; e (c)  $45^\circ$ . (a)  $\delta_{\text{máx}}=1,083$  mm e  $\delta_{\text{min}}=0$  mm. (b)  $\delta_{\text{máx}}=0,515$  mm e  $\delta_{\text{min}}=0$  mm. (c)  $\delta_{\text{máx}}=0,357$  mm e  $\delta_{\text{min}}=0$  mm.

O deslocamento ocorre maioritariamente na base da prótese, como se verifica pela Figura 6.10. Quando a força é de  $-45^\circ$  e  $0^\circ$  verifica-se um deslocamento da parte inferior da prótese para a esquerda, o que numa situação real corresponderia a um deslocamento para a frente. Já quando o ângulo é de  $45^\circ$  o deslocamento ocorre no sentido oposto, tendo menos impacto.



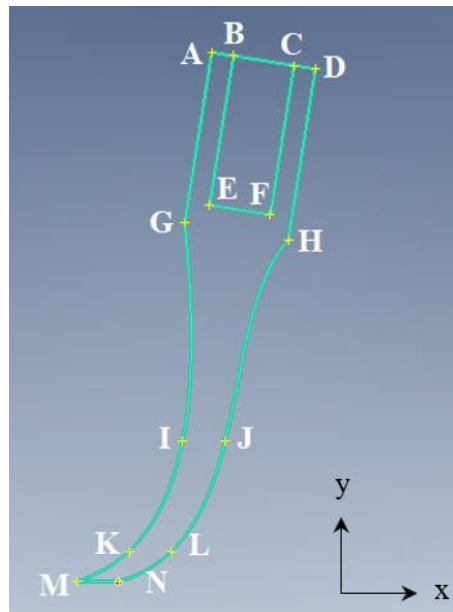
**Figura 6.11** – (a) Deslocamento total, deslocamento no eixo das abcissas e das ordenadas para cada uma das forças aplicadas na Prótese 1. (b) Rigidez da Prótese 1.

Na Figura 6.11 (a) está representado o deslocamento sofrido no centro da base da prótese, onde é aplicada a força.

A rigidez ( $k$ ) da Prótese 1 foi calculada dividindo a força aplicada pelo deslocamento que esta sofre. Segundo a Figura 6.11 (b), a rigidez é tanto maior quanto maior é o ângulo da força aplicada.

## 6.2.Prótese 2

Para esta prótese pretendia-se eliminar as tensões elevadas que a Prótese 1 sofria nos pontos H e I, então retiraram-se esses dois pontos e desenhou-se um modelo com linhas curvas em vez de retas. A Prótese 2 é representada na Figura 6.12 e as coordenadas utilizadas encontram-se na Tabela 6.2. Para criar as malhas da prótese foram usados elementos triangulares. A Prótese 2 compreende 3879 nós e 7361 elementos.

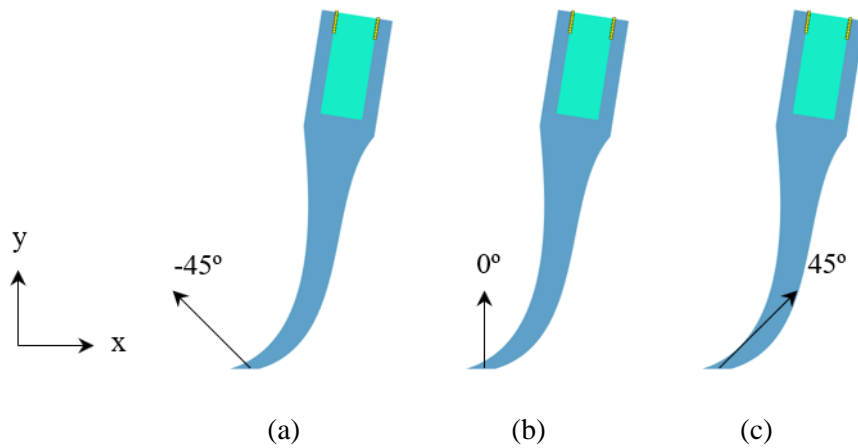


**Figura 6.12** – Desenho da Prótese 2 e seus pontos.

**Tabela 6.2** – Coordenadas dos pontos da Prótese 2.

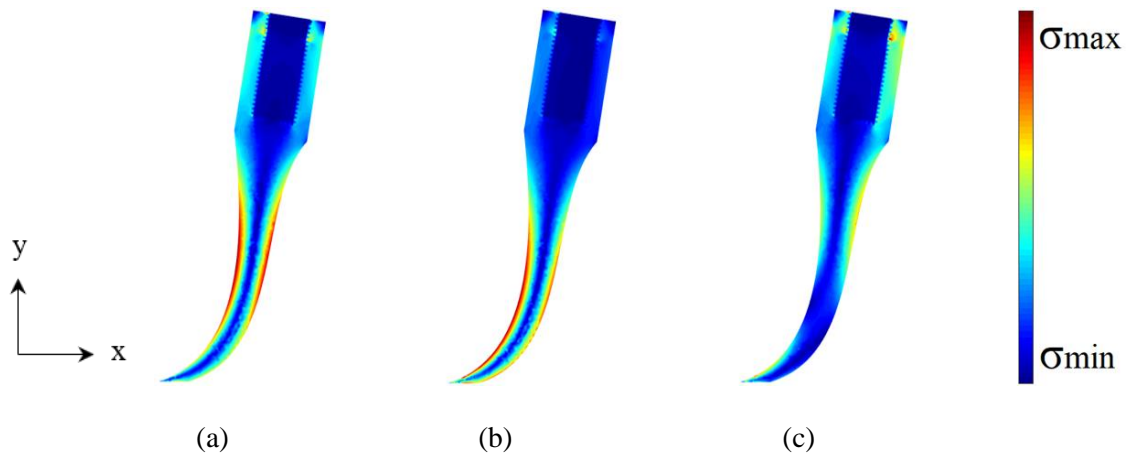
	X [mm]	Y [mm]		X [mm]	Y [mm]		X [mm]	Y [mm]
A	21,42	122,48	F	35,01	84,89	K	2,24	7
B	26,48	121,70	G	15,16	82,97	L	12,12	7
C	40,49	119,46	H	39,17	79,17	M	-9,88	0
D	45,43	118,68	I	14,65	32,44	N	0	0
E	20,90	87,13	J	24,53	32,44			

Foram definidas as condições de fronteira na parte superior da interface prótese-coto, que podem ser observadas na Figura 6.13 a amarelo. Foram aplicadas três forças independentes distribuídas pela base da prótese, com uma magnitude total de 1,00 N.



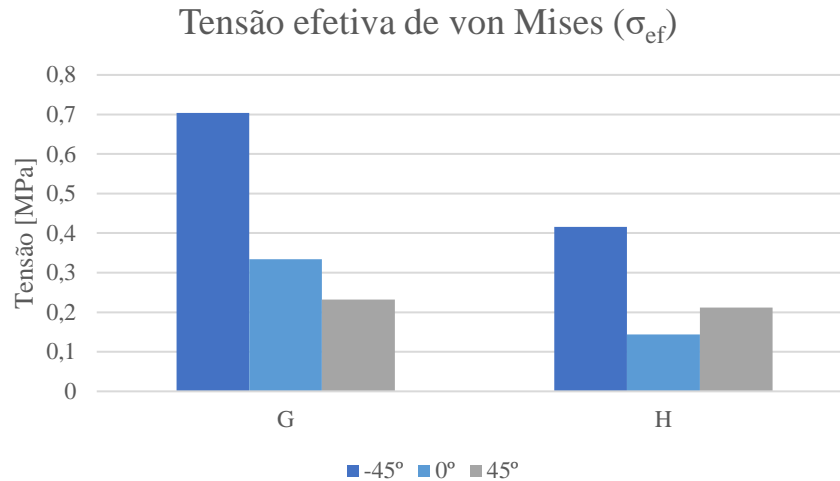
**Figura 6.13** – Identificação das condições de fronteira utilizadas no modelo geométrico da Prótese 2 e representação esquemática das forças aplicadas a um ângulo de (a)  $-45^\circ$ ; (b)  $0^\circ$ ; e (c)  $45^\circ$ .

Depois de efetuada a análise, mediram-se as tensões e o deslocamento observado na prótese.

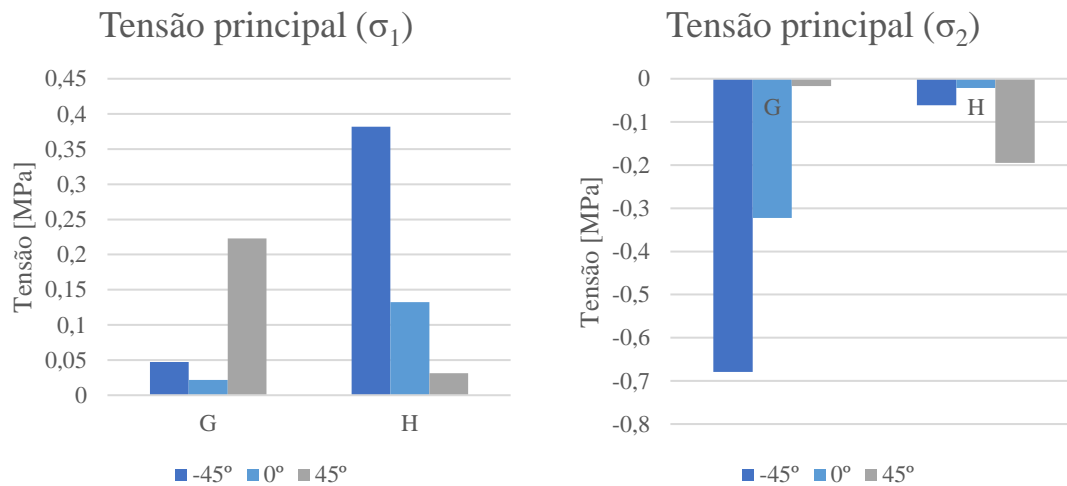


**Figura 6.14** – Mapa de cores da distribuição da tensão efetiva de von Mises [MPa] na Prótese 2 quando é aplicada uma força a um ângulo de (a)  $-45^\circ$ ; (b)  $0^\circ$ , (c)  $45^\circ$ . (a)  $\sigma_{\max}=2,787$  MPa e  $\sigma_{\min}=0$  MPa. (b)  $\sigma_{\max}=1,799$  MPa e  $\sigma_{\min}=0$  MPa. (c)  $\sigma_{\max}=1,204$  MPa e  $\sigma_{\min}=0$  MPa.

A aplicação das forças na base levaram a tensões diferentes ao longo da prótese, como pode ser observado na Figura 6.14. Verificou-se que as tensões máximas se encontravam ao longo das linhas L1 e L2. Segundo a Figura 6.15 é possível comparar as tensões nos pontos G e H, para as três forças. Verifica-se que a tensão é maior quando a força é aplicada a um ângulo de  $-45^\circ$ .

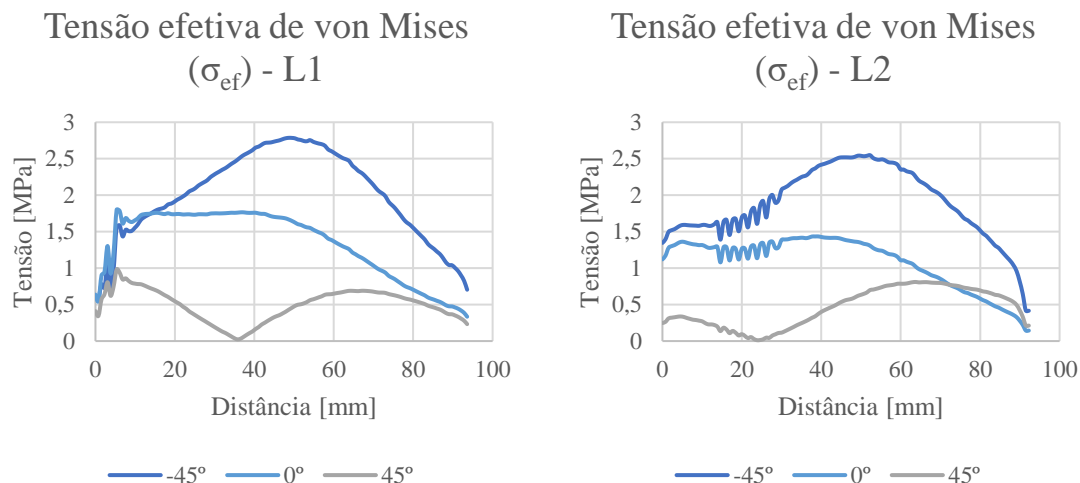


**Figura 6.15** – Distribuição da tensão efetiva de von Mises nos pontos G e H para cada uma das forças.



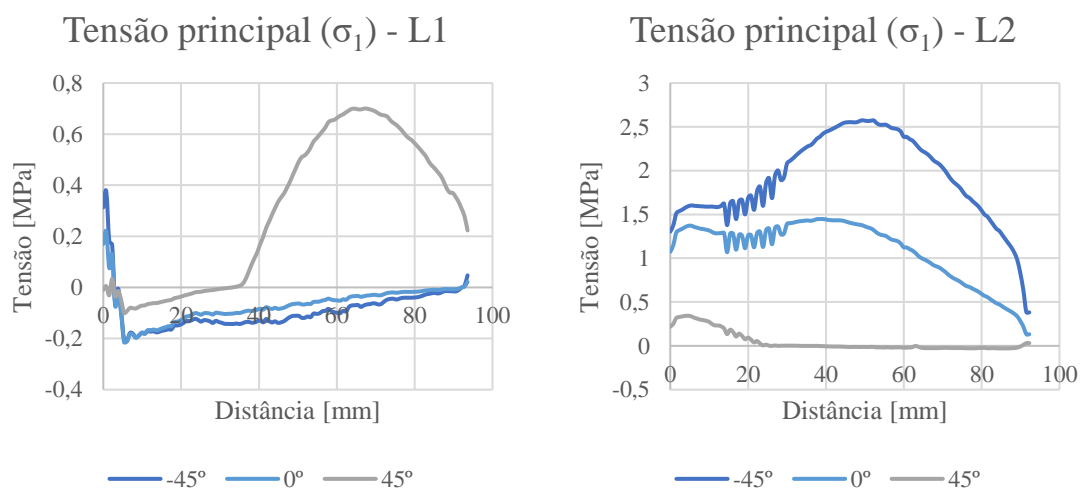
**Figura 6.16** – Distribuição da tensão principal  $\sigma_1$  e  $\sigma_2$  nos pontos G e H para cada uma das forças.

Neste caso, as linhas de nós de L1 e L2 vão do ponto G ao M e do ponto H ao N, respetivamente. Os valores das tensões de von Mises e das tensões principais obtidas nesses nós foram utilizados para construir os gráficos das Figuras 6.17, 6.18 e 6.19. As oscilações abruptas de forma repetida lidas nos gráficos devem-se a perturbações na malha.



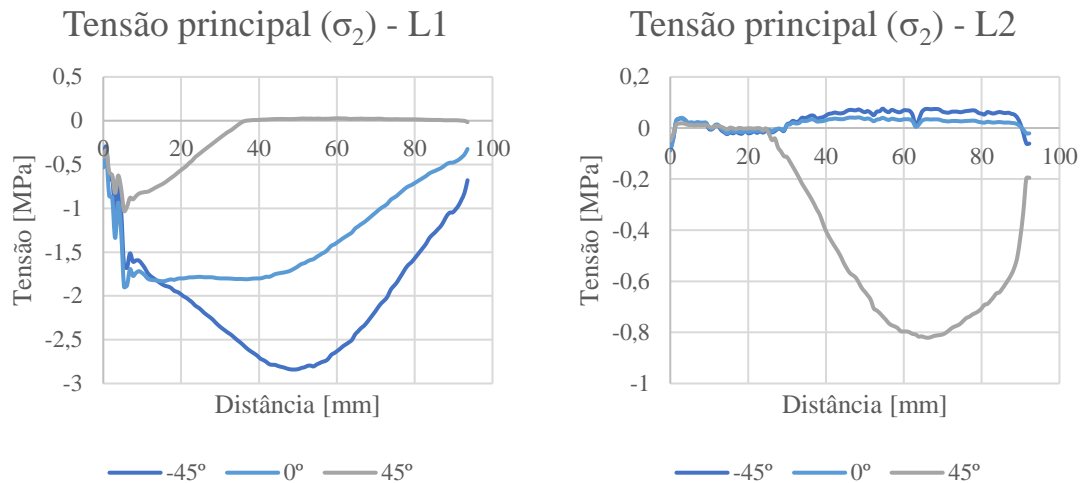
**Figura 6.17** – Gráficos da tensão efetiva de von Mises ao longo da superfície da Prótese 2 na linha L1 e na linha L2, com início nos pontos M e N e fim nos pontos G e H, respetivamente.

Na Figura 6.17 pode-se observar que quando a força aplicada é a  $-45^\circ$  e  $0^\circ$ , a tensão efetiva de von Mises aumenta dos pontos M e N aos pontos I e J e depois diminui até G e H. A um ângulo de  $45^\circ$ , a tensão é maior entre K-M e L-N, e também entre G-I e H-J.



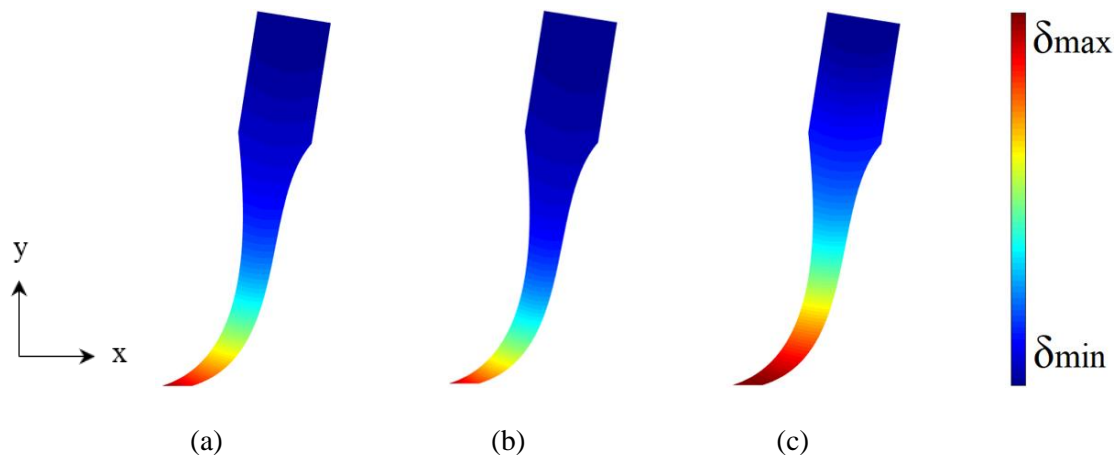
**Figura 6.18** – Gráficos da tensão principal  $\sigma_1$  ao longo da superfície da Prótese 2 na linha L1 e na linha L2, com início nos pontos M e N e fim nos pontos G e H, respetivamente.

Na Figura 6.18 são perceptíveis tensões de compressão e tração, na direção do eixo y. Em L1 apenas ocorre tração quando a força é aplicada a  $45^\circ$  e o valor máximo corresponde à região acima do ponto I (próxima a este). Em L2 apenas ocorre tração, cujo valor máximo se estabelece na proximidade dos pontos I e J.



**Figura 5.2.26.19** – Gráficos da tensão principal  $\sigma_2$  ao longo da superfície da Prótese 2 na linha L1 e na linha L2, com início nos pontos M e N e fim nos pontos G e H, respectivamente.

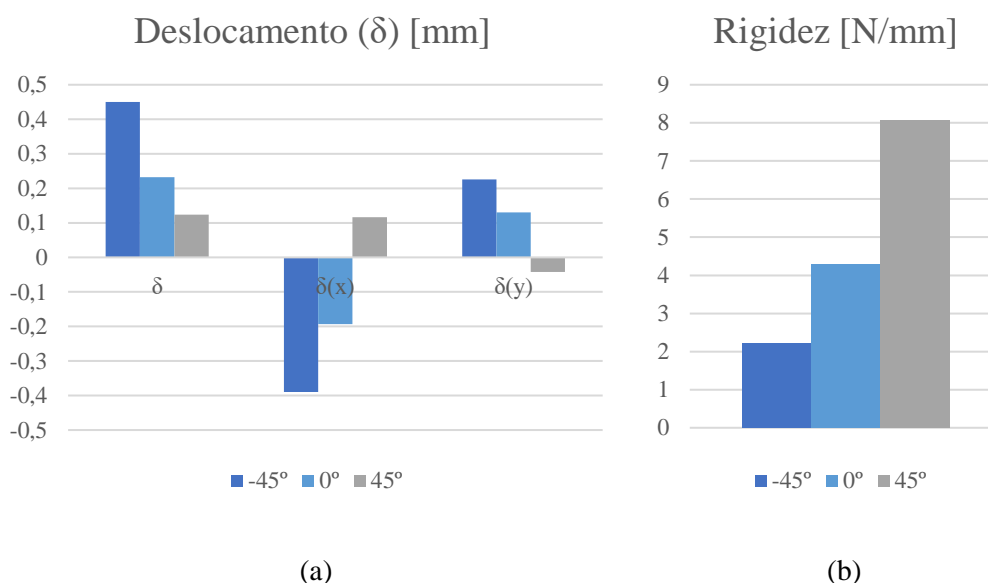
Na Figura 6.19 observa-se que as forças aplicadas a um ângulo de  $-45^\circ$  e  $0^\circ$  geram tensões com comportamento semelhante. Em L1 verifica-se que as tensões são maioritariamente inferiores a zero, e, em L2, a um ângulo de  $-45^\circ$  e  $0^\circ$  a tensão é praticamente nula, e quando a força aplicada se encontra a  $45^\circ$  a tensão é negativa. Assim, constata-se que na direção do eixo x existe compressão tanto dos nós em L1 como dos nós em L2.



**Figura 6.20** – Mapa de cores do deslocamento máximo [mm] obtido para a Prótese 2 quando é aplicada uma força a um ângulo de (a)  $-45^\circ$ ; (b)  $0^\circ$ ; e (c)  $45^\circ$ . (a)  $\delta_{\text{máx}}=0,488$  mm e  $\delta_{\text{min}}=0$  mm. (b)  $\delta_{\text{máx}}=0,263$  mm e  $\delta_{\text{min}}=0$  mm. (c)  $\delta_{\text{máx}}=0,124$  mm e  $\delta_{\text{min}}=0$  mm.

Como se verifica pela Figura 6.20 o deslocamento é maior na base da prótese. Quando a força é de  $-45^\circ$  e  $0^\circ$  verifica-se um deslocamento da parte inferior da prótese para a esquerda, o que numa situação real corresponderia a um deslocamento para a frente. Já quando o ângulo é de  $45^\circ$  o deslocamento é no sentido oposto. O valor de

deslocamento é mais elevado quando a força é aplicada a um ângulo de  $-45^\circ$ , como evidenciado na legenda da Figura 6.20.



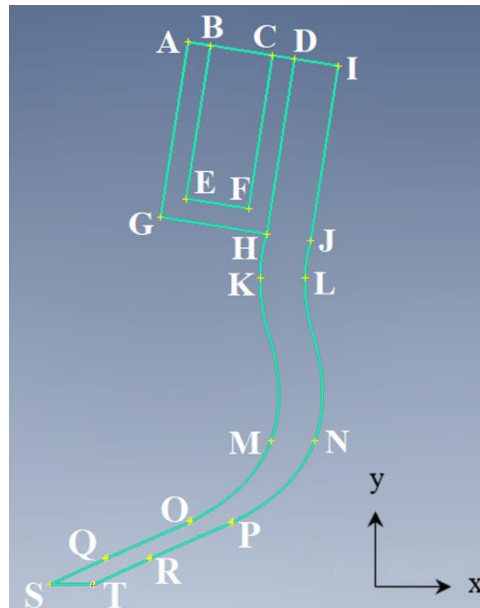
**Figura 6.21** – (a) Deslocamento total, deslocamento no eixo das abcissas e das ordenadas para cada uma das forças aplicadas na Prótese 2. (b) Rigidez da Prótese 2.

Na Figura 6.21 (a) está representado o deslocamento sofrido no centro da base da prótese, onde é aplicada a força.

Segundo a Figura 6.21 (b), a rigidez é tanto maior quanto maior é o ângulo da força aplicada, tal como se verificou na prótese anterior. A Prótese 2 apresenta uma rigidez muito superior à da Prótese 1 qualquer que seja o ângulo da força aplicado.

### 6.3. Prótese 3

A Prótese 3, representada na Figura 6.22, tem uma forma diferente das duas anteriores, que permite simular a curvatura das articulações perdidas aquando da amputação. As suas coordenadas encontram-se na Tabela 6.3. Para esta prótese pretendia-se então um modelo com linhas mais subtis que simulasse as articulações em falta e que amortecesse os choques aquando da marcha, diminuindo um pouco o impacto. Para criar as malhas da prótese foram usados elementos triangulares. A Prótese 3 compreende 3804 nós e 7166 elementos.

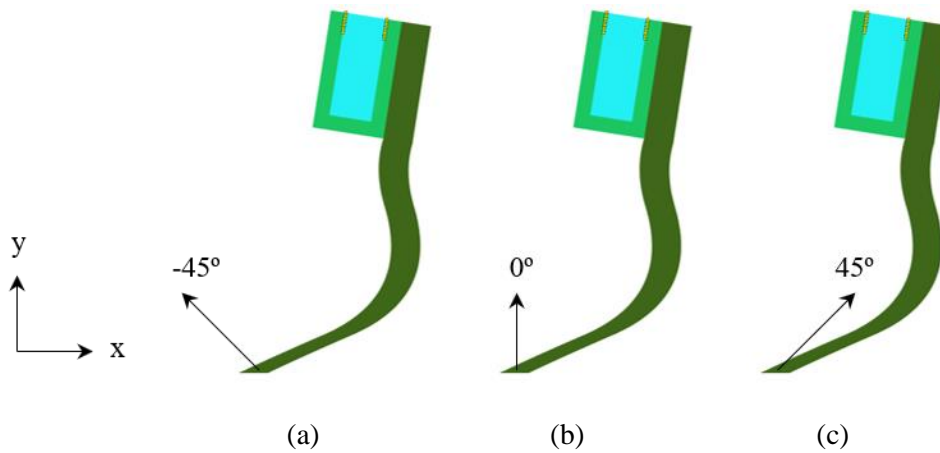


**Figura 6.22** – Desenho da Prótese 3 e seus pontos.

**Tabela 6.3** – Coordenadas dos pontos da Prótese 3.

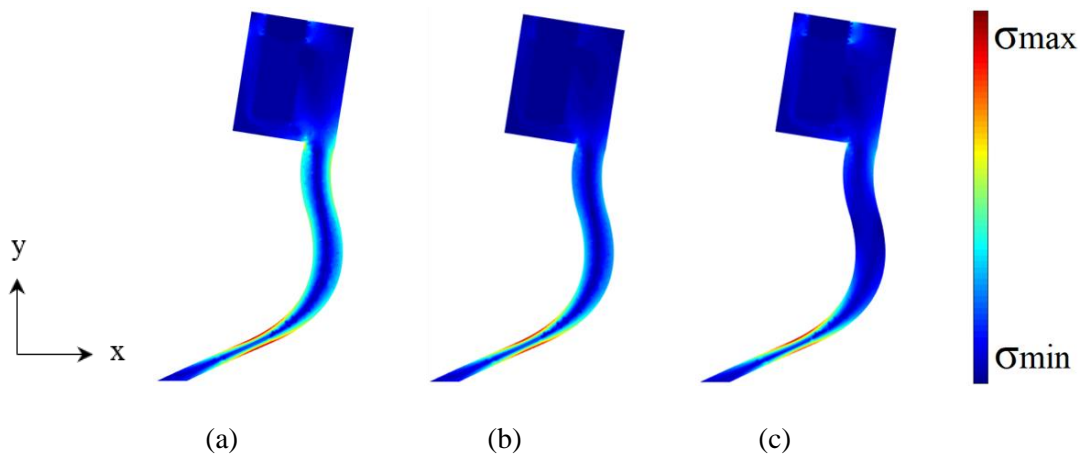
X [mm]	Y [mm]	X [mm]	Y [mm]	X [mm]	Y [mm]
A	21,42	122,48	H	39,17	79,17
B	26,48	121,70	I	55,31	117,12
C	40,49	119,46	J	49,05	77,61
D	45,43	118,68	K	37,61	69,3
E	20,90	87,13	L	47,74	69,3
F	35,01	84,89	M	40,00	32,44
G	15,16	82,97	N	49,88	32,44
			O	21,57	14,16
			P	31,78	14,28
			Q	0,51	6
			R	10,39	6
			S	-9,88	0
			T	0	0

Foram definidas as condições de fronteira na parte superior da interface prótese-coto, que podem ser observadas na Figura 6.23 a amarelo. Foram aplicadas três forças independentes distribuídas pela base da prótese, com uma magnitude total de 1,00 N.



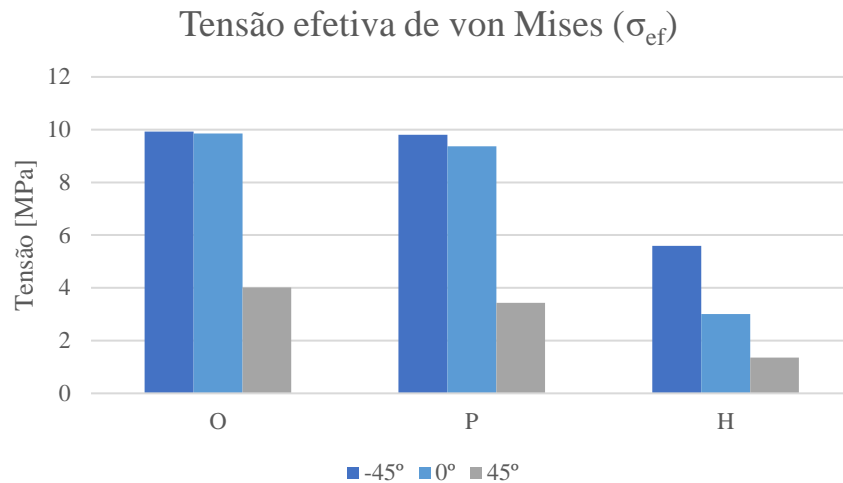
**Figura 6.23** – Identificação das condições de fronteira utilizadas no modelo geométrico da Prótese 3 e representação esquemática das forças aplicadas a um ângulo de (a)  $-45^\circ$ ; (b)  $0^\circ$ ; e (c)  $45^\circ$ .

Depois de efetuada a análise, foram medidas as tensões e o deslocamento observado na prótese.

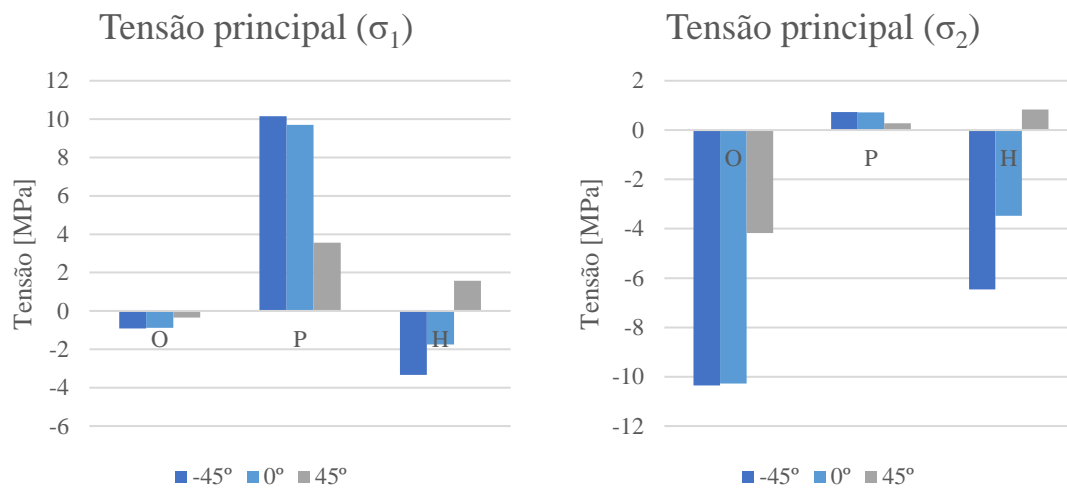


**Figura 6.24** – Mapa de cores da distribuição da tensão efetiva de von Mises [MPa] na Prótese 3 quando é aplicada uma força a um ângulo de (a)  $-45^\circ$ ; (b)  $0^\circ$ , (c)  $45^\circ$ . (a)  $\sigma_{\max}=9,929$  MPa e  $\sigma_{\min}=0$  MPa. (b)  $\sigma_{\max}=9,858$  MPa e  $\sigma_{\min}=0$  MPa. (c)  $\sigma_{\max}=4,012$  MPa e  $\sigma_{\min}=0$  MPa.

As tensões máximas foram observadas nas superfícies esquerda e direita da prótese junto aos pontos O e P, como pode ser observado da Figura 6.24. A partir da Figura 6.25 pode-se observar a comparação entre o ponto H e os pontos das superfícies em que as tensões são mais elevadas – os pontos O e P. A tensão é maior quando a força é aplicada a um ângulo de  $-45^\circ$ .

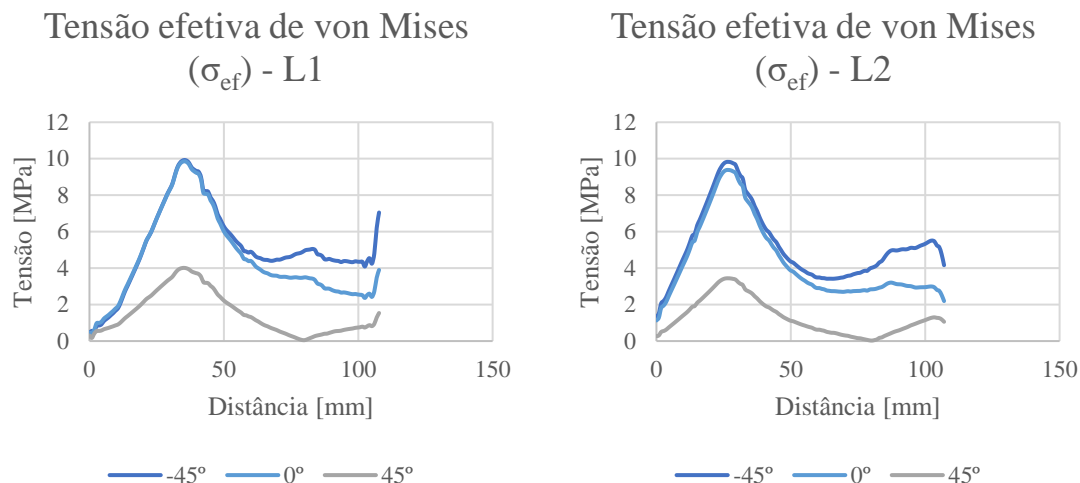


**Figura 6.25** – Distribuição da tensão efetiva de von Mises nos pontos O, P e H para cada uma das forças.



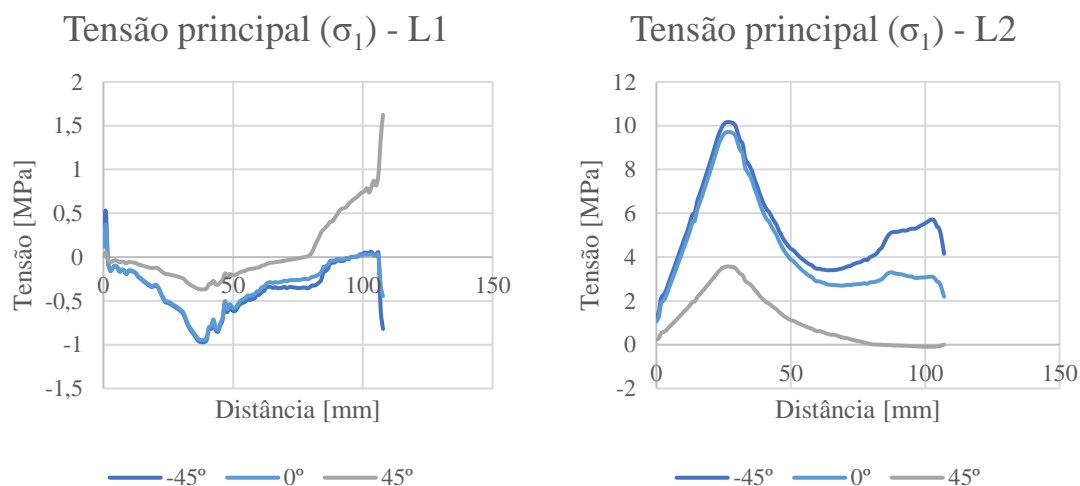
**Figura 6.26** – Distribuição da tensão principal  $\sigma_1$  e  $\sigma_2$  nos pontos O, P e H para cada uma das forças.

Para esta prótese as linhas de nós L1 e L2 vão do ponto H ao S e do ponto J ao T, respetivamente. Os valores das tensões de von Mises e das tensões principais obtidas nesses nós foram utilizados para construir os gráficos das Figuras 6.27, 6.28 e 6.29.



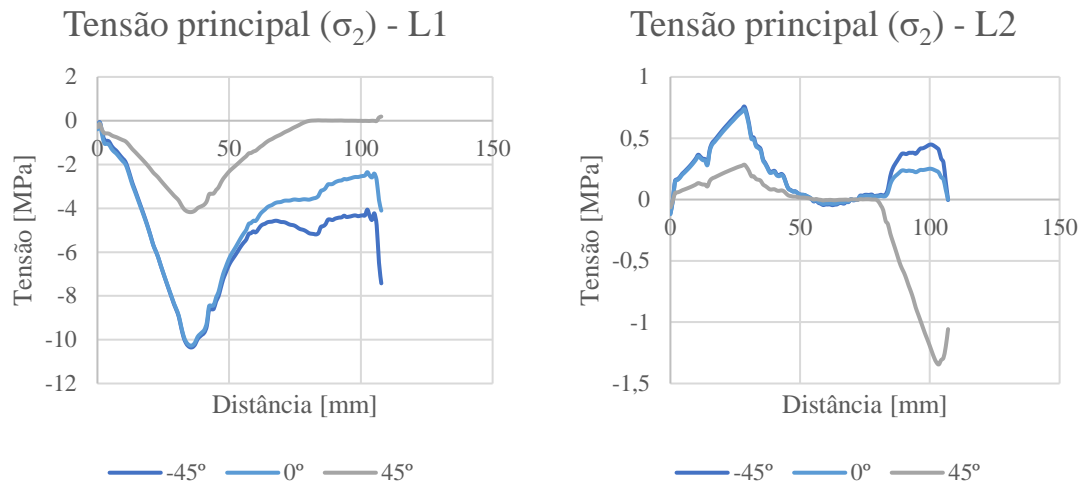
**Figura 6.27** – Gráficos da tensão efetiva de von Mises ao longo da superfície da Prótese 3 na linha L1 e na linha L2, com início nos pontos S e T e fim nos pontos H e J, respetivamente.

Na Figura 6.27 pode-se observar um pico em L1 entre M e O e em L2 entre N e P em que os valores da tensão são máximos. A tensão é maior quando a força é aplicada a um ângulo de  $-45^\circ$ .



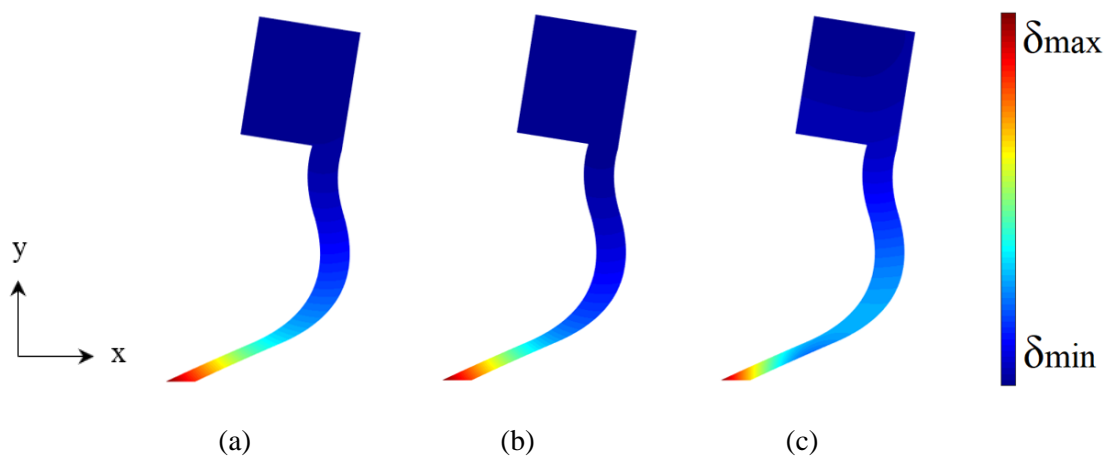
**Figura 6.28** – Gráficos da tensão principal  $\sigma_1$  ao longo da superfície da Prótese 3 na linha L1 e na linha L2, com início nos pontos S e T e fim nos pontos H e J, respetivamente.

Na Figura 6.28 percebe-se que existem tensões de compressão e tração, na direção do eixo y. Em L1 ocorre compressão quando a força é aplicada a  $-45^\circ$  e  $0^\circ$  e tração a  $45^\circ$ , já em L2 ocorre tração em todos os casos.



**Figura 6.29** – Gráficos da tensão principal  $\sigma_2$  ao longo da superfície da Prótese 3 na linha L1 e na linha L2, com início nos pontos S e T e fim nos pontos H e J, respetivamente.

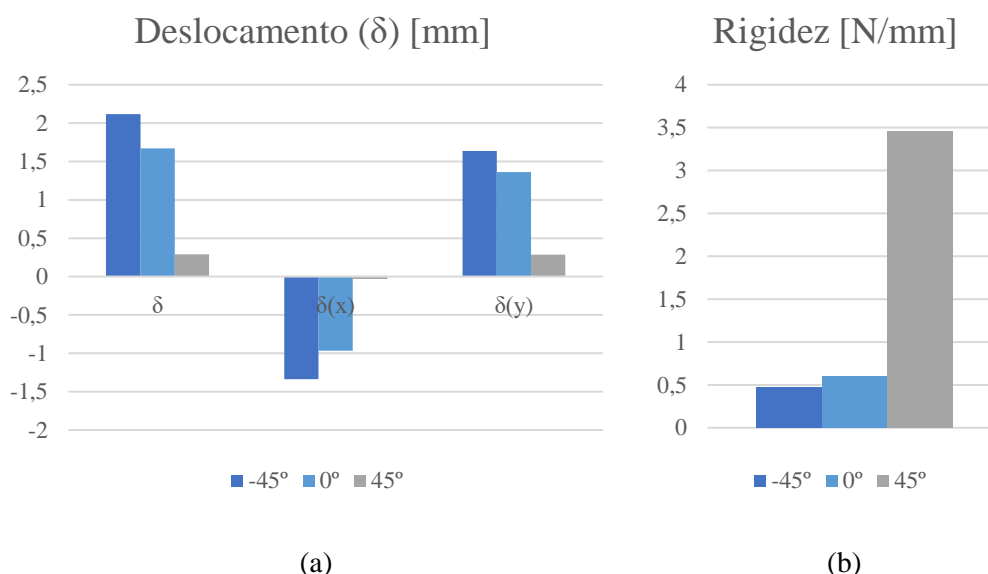
Na Figura 6.29 observa-se que as diferentes forças aplicadas geram tensões em L1 com comportamento semelhante, cujos valores indicam que ao longo dessa linha ocorre compressão. Em L2, a um ângulo de  $-45^\circ$  e  $0^\circ$  as curvas da tensão são praticamente coincidentes e têm valores positivos, e quando a força aplicada se encontra a  $45^\circ$  a tensão passa de positiva para negativa, ocorrendo tanto tração como compressão.



**Figura 6.30** – Mapa de cores do deslocamento máximo [mm] obtido para a Prótese 3 quando é aplicada uma força a um ângulo de (a)  $-45^\circ$ ; (b)  $0^\circ$ ; e (c)  $45^\circ$ . (a)  $\delta_{\max}=2,333$  mm e  $\delta_{\min}=0$  mm. (b)  $\delta_{\max}=1,870$  mm e  $\delta_{\min}=0$  mm. (c)  $\delta_{\max}=0,353$  mm e  $\delta_{\min}=0$  mm.

A base da prótese que está em contacto com o solo é a que sofre um maior deslocamento, como mostra a Figura 6.30. Quando a força é de  $-45^\circ$  e  $0^\circ$  verifica-se um deslocamento da parte inferior da prótese para cima acentuado. Já quando o ângulo é de  $45^\circ$  esse deslocamento não é tão perceptível. O valor de deslocamento é mais elevado

quando a força é aplicada a um ângulo de  $-45^\circ$ , como comprovado na legenda da Figura 6.25.



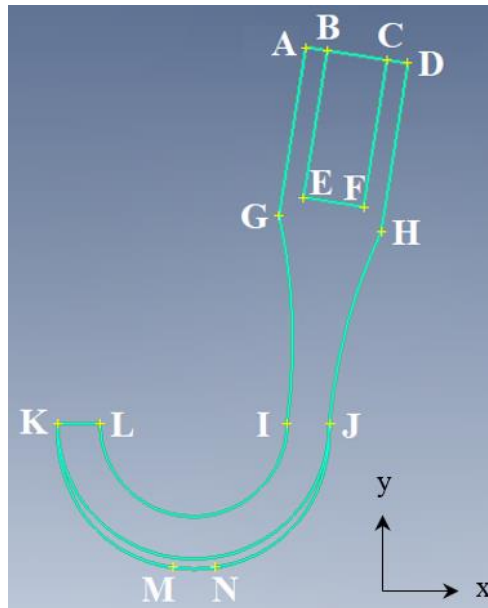
**Figura 6.31** – Deslocamento total, deslocamento no eixo das abcissas e das ordenadas para cada uma das forças aplicadas na Prótese 3. (b) Rigidez da Prótese 3.

Na Figura 6.31 (a) está representado o deslocamento sofrido no centro da base da prótese, onde é aplicada a força.

Novamente, a rigidez é maior à medida que o ângulo da força aplicada aumenta, como se pode verificar pela Figura 6.31 (b). A Prótese 3 apresenta uma rigidez inferior à da Prótese 1, para as forças aplicadas a  $-45^\circ$  e  $0^\circ$ , e à da Prótese 2, para qualquer força.

### 6.4.Prótese 4

A Prótese 4, representada na Figura 6.32, tem uma forma mais circular, diferente das anteriores, já que a área de contacto com o solo não é reta. Com esta forma pretendia-se combinar os resultados da rigidez obtidos para a Prótese 2 com uma curvatura que conferisse mais estabilidade do que a Prótese 3. As suas coordenadas encontram-se na Tabela 6.4. Foram usados elementos triangulares para criar a malha da Prótese 4, constituída por 2905 nós e 5430 elementos.

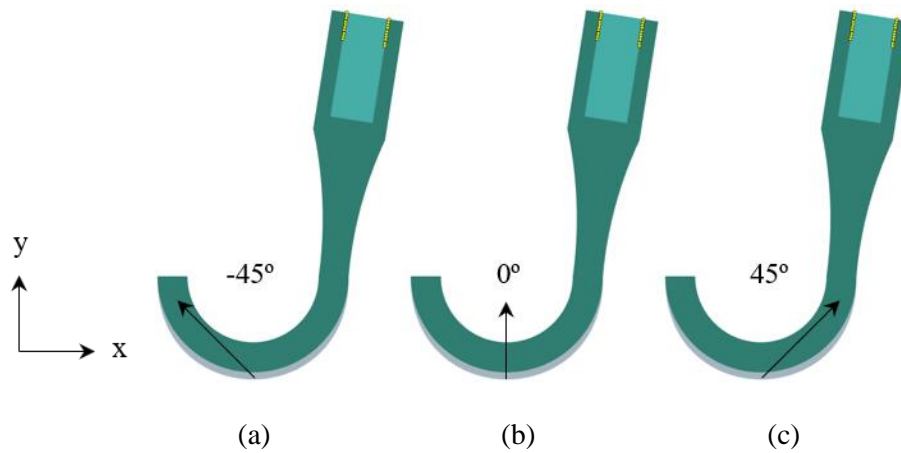


**Figura 6.32** – Desenho da Prótese 4 e seus pontos.

**Tabela 6.4** – Coordenadas dos pontos da Prótese 4.

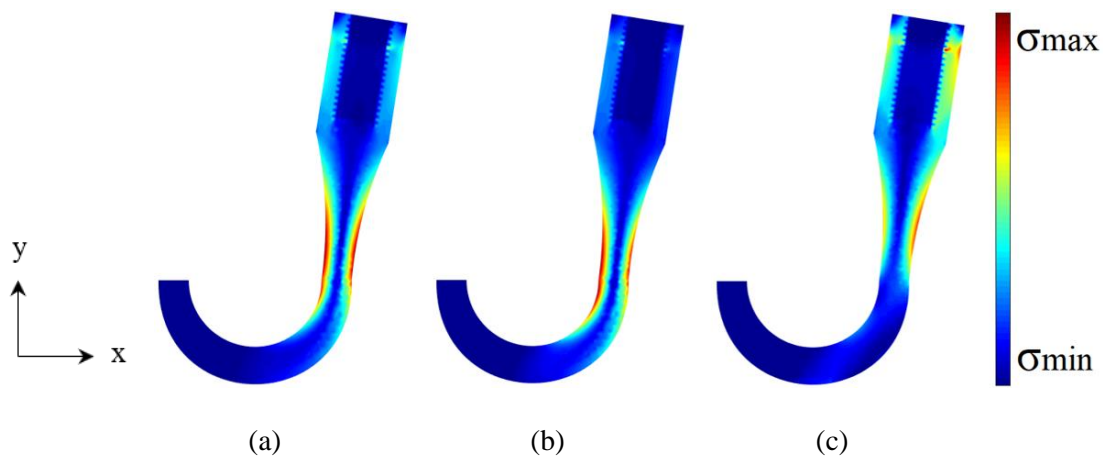
X [mm]	Y [mm]	X [mm]	Y [mm]	X [mm]	Y [mm]
A	21,42	122,48	F	35,01	84,89
B	26,48	121,70	G	15,16	82,97
C	40,49	119,46	H	39,17	79,17
D	45,43	118,68	I	17	33,94
E	20,90	87,13	J	27	33,94
			K	-36,88	33,94
			L	-26,88	33,94
			M	-9,88	0
			N	0	0

As condições de fronteira definidas na parte superior da interface prótese-coto podem ser observadas na Figura 6.33 a amarelo. Foram aplicadas três forças independentes distribuídas pela base da prótese, com uma magnitude total de 1,00 N.



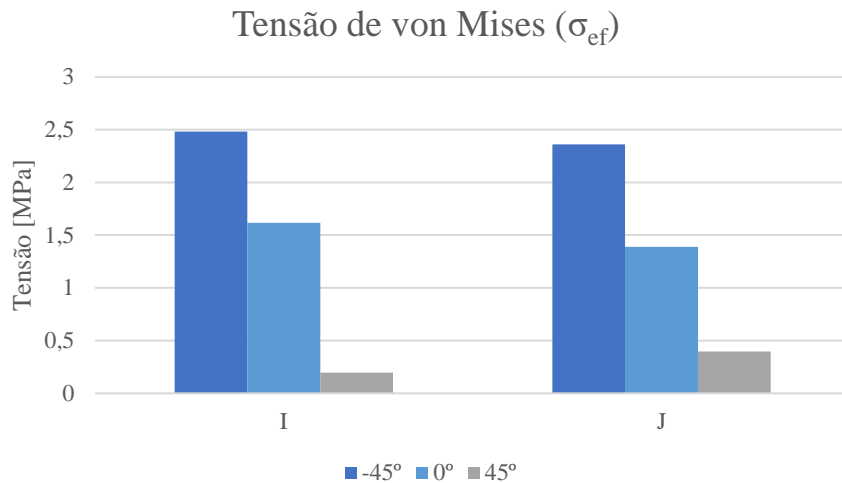
**Figura 6.33** – Identificação das condições de fronteira utilizadas no modelo geométrico da Prótese 4 e representação esquemática das forças aplicadas a um ângulo de (a)  $-45^\circ$ ; (b)  $0^\circ$ ; e (c)  $45^\circ$ .

Depois de efetuada a análise, mediram-se as tensões e o deslocamento observado na prótese.

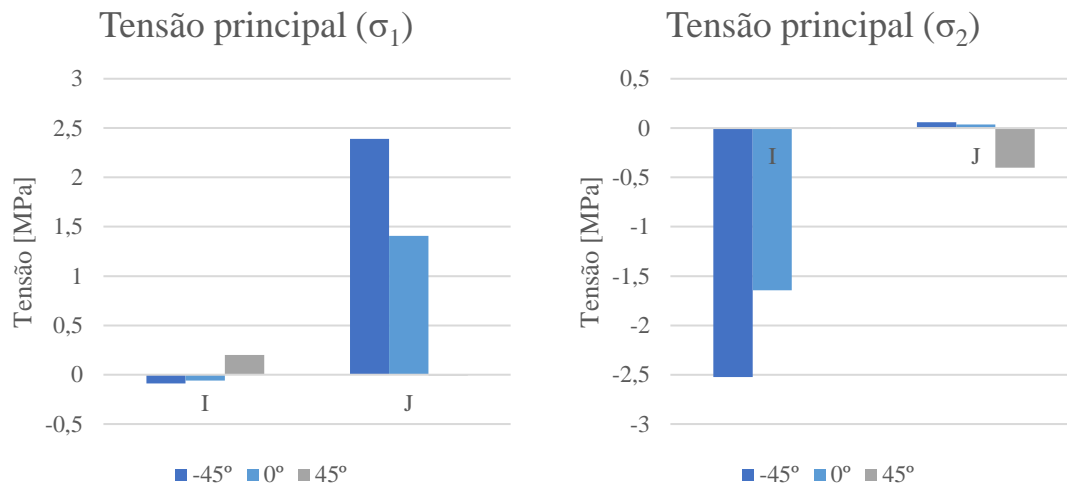


**Figura 6.34** – Mapa de cores da distribuição da tensão efetiva de von Mises [MPa] na Prótese 4 quando é aplicada uma força a um ângulo de (a)  $-45^\circ$ ; (b)  $0^\circ$ , (c)  $45^\circ$ . (a)  $\sigma_{\max}=3,003$  MPa e  $\sigma_{\min}=0$  MPa. (b)  $\sigma_{\max}=1,785$  MPa e  $\sigma_{\min}=0$  MPa. (c)  $\sigma_{\max}=1,027$  MPa e  $\sigma_{\min}=0$  MPa.

As tensões máximas foram observadas nas superfícies esquerda e direita da prótese junto aos pontos I e J, como pode ser observado na Figura 6.34. A partir da Figura 6.35 pode-se observar a comparação entre o ponto H e os pontos das superfícies em que as tensões são mais elevadas – os pontos I e J. A tensão é maior quando a força é aplicada a um ângulo de  $-45^\circ$ .

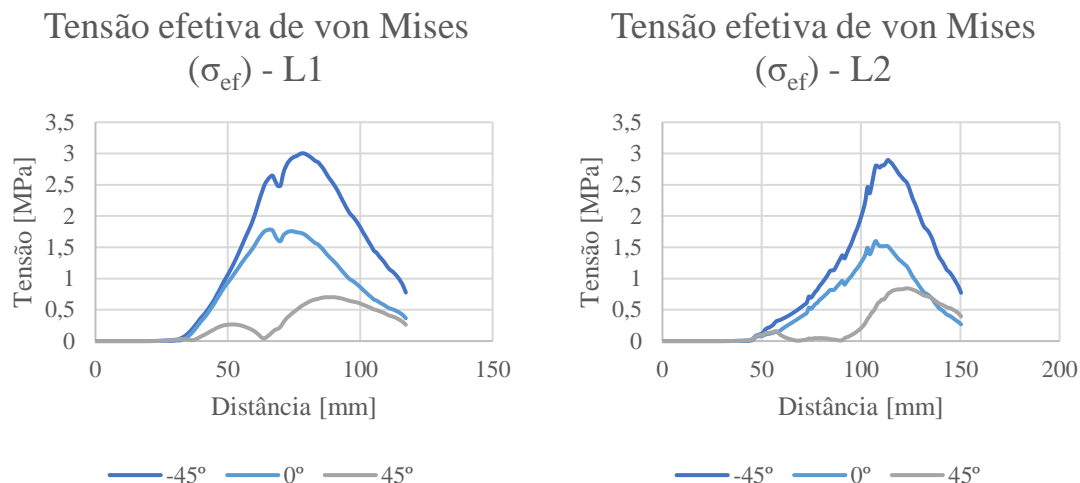


**Figura 6.35** – Distribuição da tensão efetiva de von Mises nos pontos I e J para cada uma das forças.



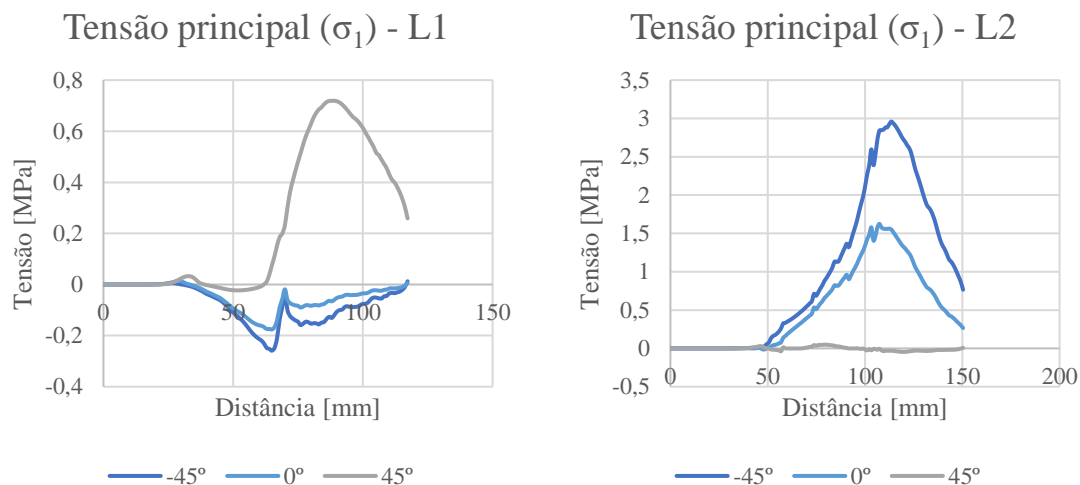
**Figura 6.36** – Distribuição da tensão principal  $\sigma_1$  e  $\sigma_2$  nos pontos I e J para cada uma das forças.

Nesta prótese, as linhas de nós L1 e L2 vão do ponto G ao L e do ponto H ao K, respectivamente. Os valores das tensões de von Mises e das tensões principais obtidas nesses nós foram utilizados para construir os gráficos das Figuras 6.37, 6.38 e 6.39.



**Figura 6.37** – Gráficos da tensão efetiva de von Mises ao longo da superfície da Prótese 4 na linha L1 e na linha L2, com início nos pontos L e K e fim nos pontos G e H, respectivamente.

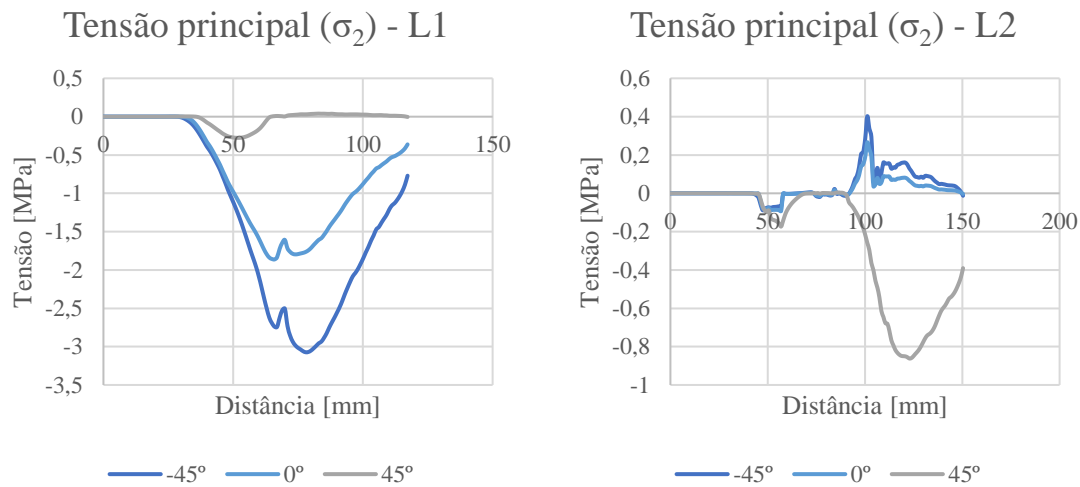
Na Figura 6.37, em L1, pode-se observar um pico que corresponde ao ponto I e à região dessa linha próxima a este, em L2 o pico é referente ao ponto J e aos nós acima deste, em que as tensões são máximas. A tensão é maior quando a força é aplicada a um ângulo de  $-45^\circ$ .



**Figura 6.38** – Gráficos da tensão principal  $\sigma_1$  ao longo da superfície da Prótese 4 na linha L1 e na linha L2, com início nos pontos L e K e fim nos pontos G e H, respectivamente.

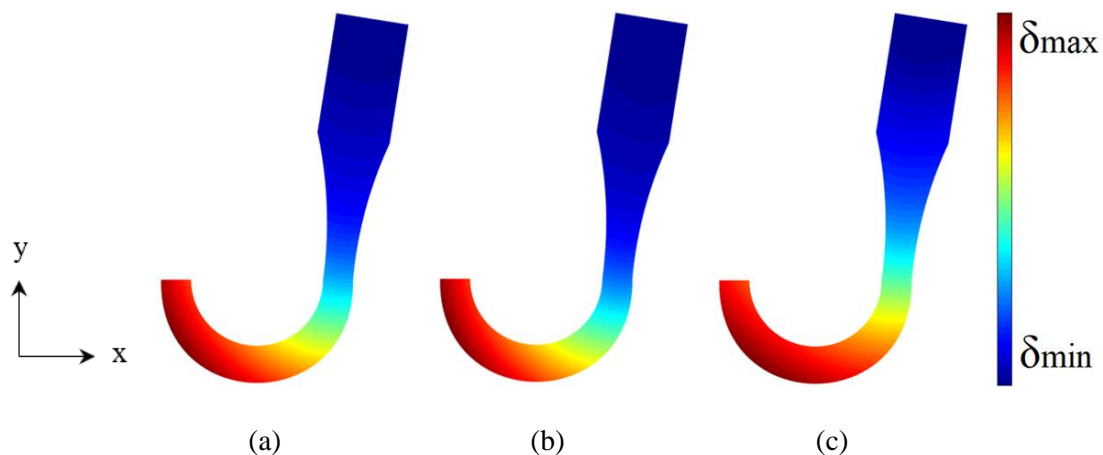
Na Prótese 4 existem tensões de compressão e tração, na direção do eixo y, como mostra a Figura 6.38. Em L1 ocorre compressão quando a força é aplicada a  $-45^\circ$  e  $0^\circ$  e tração a  $45^\circ$ , com um pico de tensão acima do ponto I. Já em L2 ocorre tração em

todos os casos, sendo que os valores maiores correspondem à força a  $-45^\circ$  seguido da força a  $0^\circ$ , no pico que corresponde à região acima do ponto J.



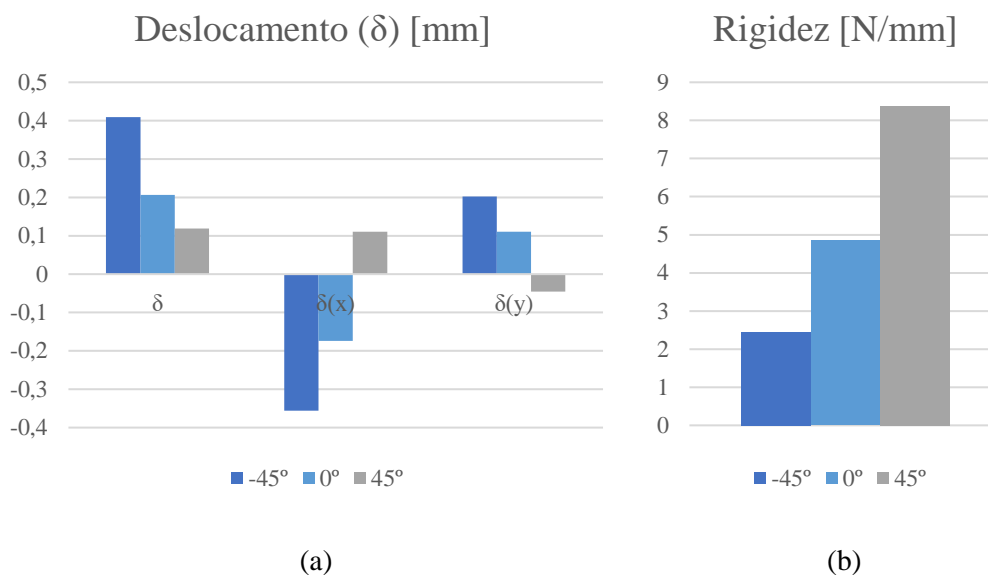
**Figura 6.39** – Gráficos da tensão principal  $\sigma_2$  ao longo da superfície da Prótese 4 na linha L1 e na linha L2, com início nos pontos L e K e fim nos pontos G e H, respectivamente.

Na Figura 6.39, os valores indicam que ao longo de L1 ocorre compressão dos nós e em L2 existe tanto compressão como tração, na direção do eixo x.



**Figura 6.40** – Mapa de cores do deslocamento máximo [mm] obtido para a Prótese 4 quando é aplicada uma força a um ângulo de (a)  $-45^\circ$ ; (b)  $0^\circ$ ; e (c)  $45^\circ$ . (a)  $\delta_{\max}=0,470$  mm e  $\delta_{\min}=0$  mm. (b)  $\delta_{\max}=0,248$  mm e  $\delta_{\min}=0$  mm. (c)  $\delta_{\max}=0,126$  mm e  $\delta_{\min}=0$  mm.

A região que sofre maior deslocamento é sempre a extremidade da prótese, sendo que o maior valor obtido foi para a força aplicada a  $-45^\circ$ , como apresentado na legenda da Figura 6.40.



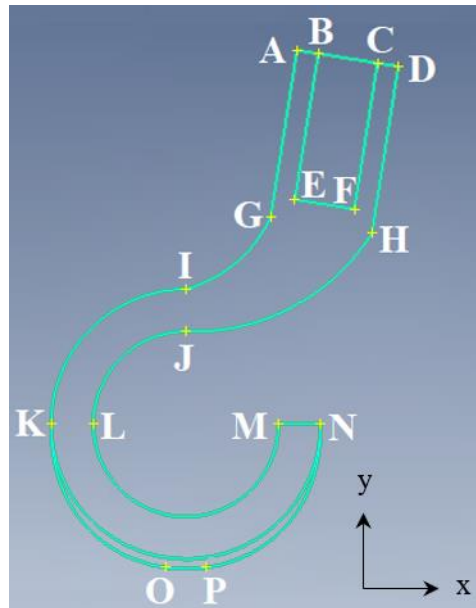
**Figura 6.41** – (a) Deslocamento total, deslocamento no eixo das abcissas e das ordenadas para cada uma das forças aplicadas na Prótese 4. (b) Rigidez da Prótese 4.

Na Figura 6.41 (a) está exposto o deslocamento que a prótese sofre no centro da base que contacta o solo, onde é aplicada a força.

Novamente, a rigidez é maior à medida que o ângulo da força aplicada aumenta, como se pode verificar pela Figura 6.41 (b). A Prótese 4 apresenta uma rigidez semelhante à da Prótese 2 e superior às das restantes.

## 6.5. Prótese 5

Para todas as próteses analisadas anteriormente, o maior valor de rigidez é obtido quando o membro toca no solo a um ângulo de 45°, causando o maior impacto. Este valor vai diminuindo à medida que o animal continua a fase de apoio até colocar a prótese a um ângulo de -45° para iniciar a fase de balanço. Desta forma, a rigidez do dispositivo diminui ao longo da passada, mas pretende-se exatamente o oposto. A prótese deve então ter uma menor rigidez quando o animal pousa a pata, conferindo menor impacto, deve aumentar a 0° para que a altura não diminua enquanto o animal está em repouso, e deve ser superior ao valor a 45° para o cão conseguir dar impulso e se movimentar de forma mais natural e confortável. Assim, para o desenho da Prótese 5, representada na Figura 6.42, inverteu-se o gancho da Prótese 4. As coordenadas desta prótese encontram-se na Tabela 6.5. A malha é formada por elementos triangulares e compreende 3323 nós e 6203 elementos.

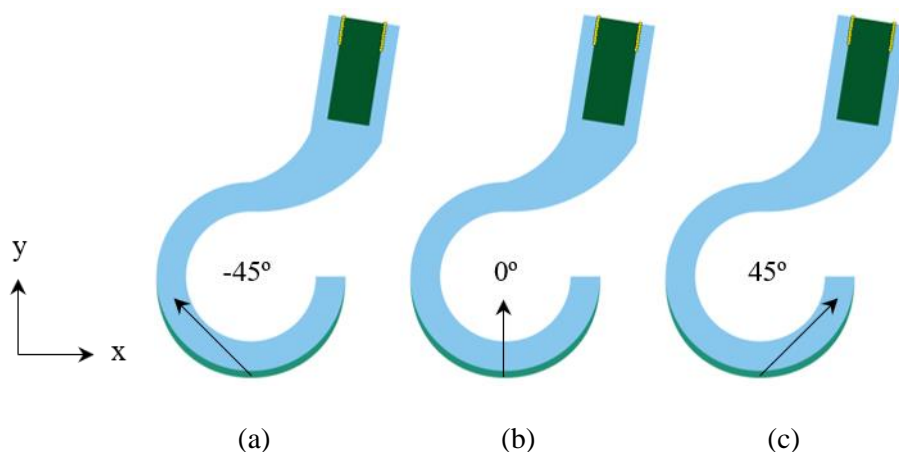


**Figura 6.42** – Desenho da Prótese 5 e seus pontos.

**Tabela 6.5** – Coordenadas dos pontos da Prótese 5.

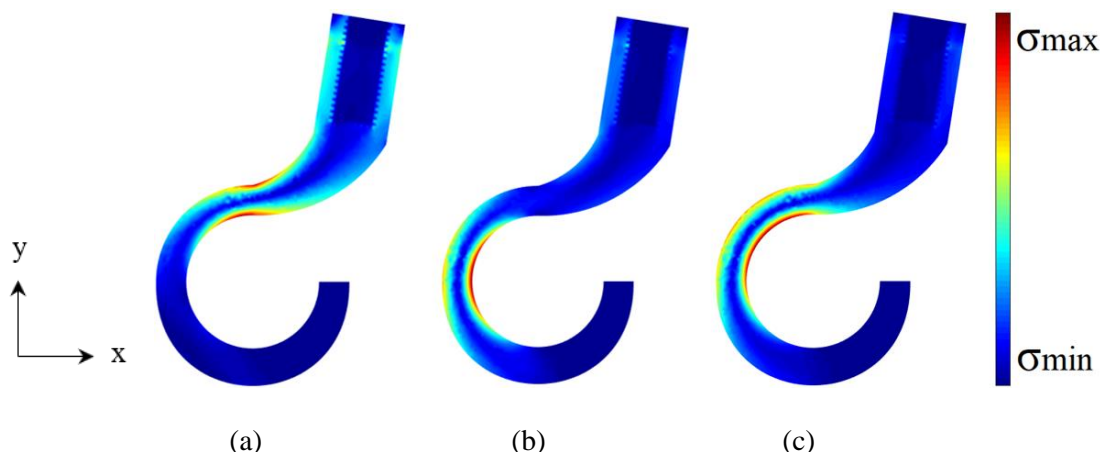
X [mm]	Y [mm]	X [mm]	Y [mm]	X [mm]	Y [mm]	X [mm]	Y [mm]	
A	21,42	122,48	E	20,90	87,13	I	-4,94	65,88
B	26,48	121,70	F	35,01	84,89	J	-4,94	55,88
C	40,49	119,46	G	15,16	82,97	K	-36,88	33,94
D	45,43	118,68	H	22,23	81,85	L	-26,88	33,94
						M	17	33,94
						N	27	33,94
						O	-9,88	0
						P	0	0

Foram definidas as condições de fronteira na parte superior da interface prótese-coto, que podem ser observadas na Figura 6.43 a amarelo. Foram aplicadas três forças independentes distribuídas pela base da prótese, com uma magnitude total de 1,00 N.



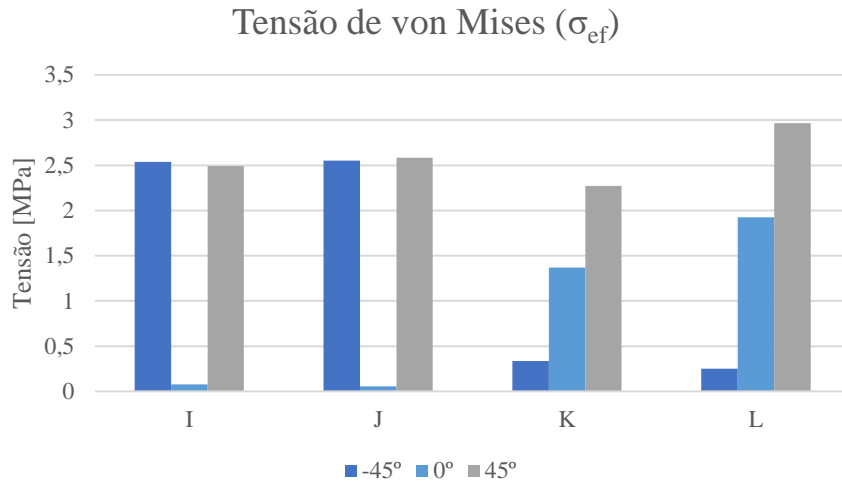
**Figura 6.43** – Identificação das condições de fronteira utilizadas no modelo geométrico da Prótese 5 e representação esquemática das forças aplicadas a um ângulo de (a)  $-45^\circ$ ; (b)  $0^\circ$ ; e (c)  $45^\circ$ .

Após efetuar a análise, foram medidas as tensões e o deslocamento a que a prótese estava sujeita.

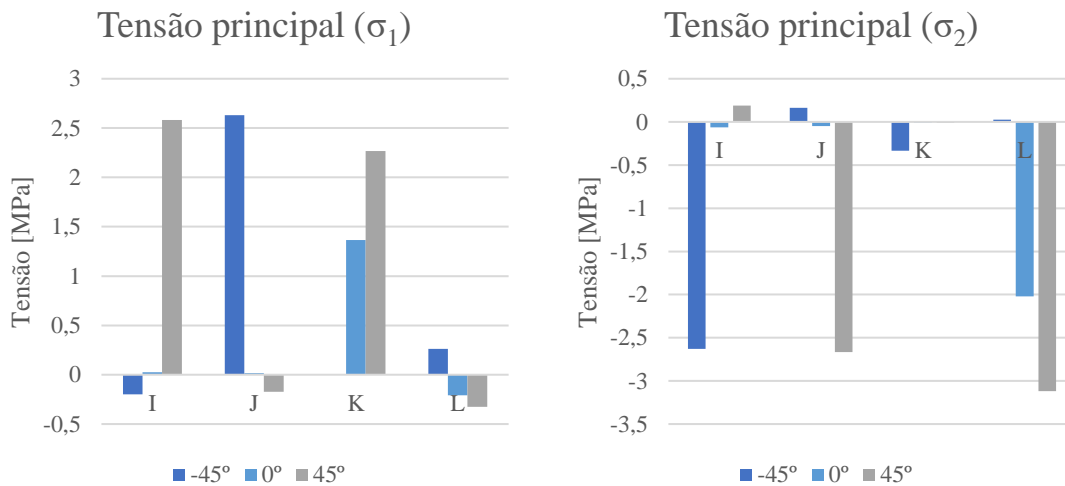


**Figura 6.44** – Mapa de cores da distribuição da tensão efetiva de von Mises [MPa] na Prótese 5 quando é aplicada uma força a um ângulo de (a)  $-45^\circ$ ; (b)  $0^\circ$ , (c)  $45^\circ$ . (a)  $\sigma_{\max}=2,778$  MPa e  $\sigma_{\min}=0$  MPa. (b)  $\sigma_{\max}=1,939$  MPa e  $\sigma_{\min}=0$  MPa. (c)  $\sigma_{\max}=3,571$  MPa e  $\sigma_{\min}=0$  MPa.

Como pode ser observado na Figura 6.44, as tensões máximas foram observadas à superfície da prótese nos pontos I e J e junto a eles para um ângulo de  $-45^\circ$  (a), nos pontos K e L para um ângulo de  $0^\circ$  (b), e para um ângulo de  $45^\circ$  (c) entre I e K e também entre J e L. A partir da Figura 6.45 pode-se observar a comparação entre os pontos em que a tensão é mais elevada. A tensão maior foi lida quando a força aplicada era a um ângulo de  $45^\circ$  (legenda da Figura 6.44).

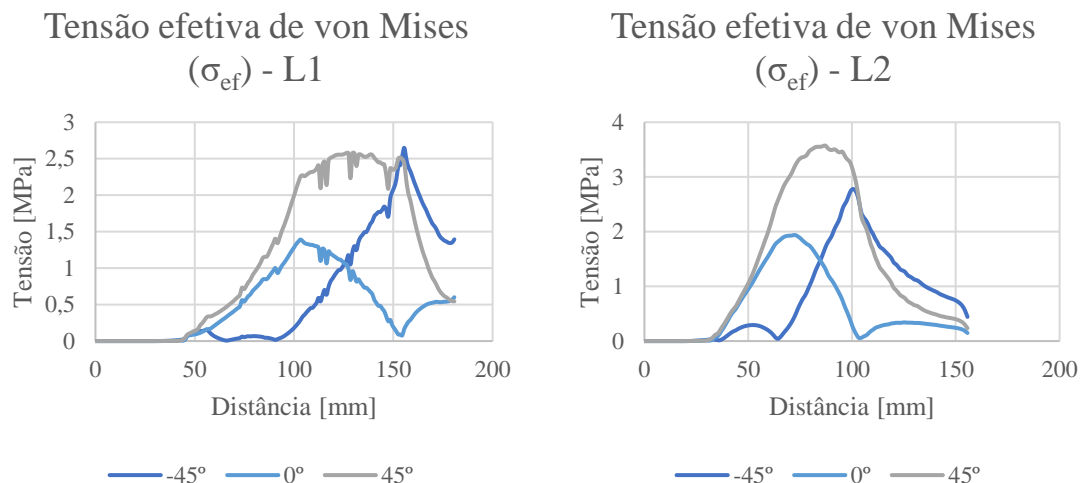


**Figura 6.45** – Distribuição da tensão efetiva de von Mises nos pontos I, J, K e L para cada uma das forças.



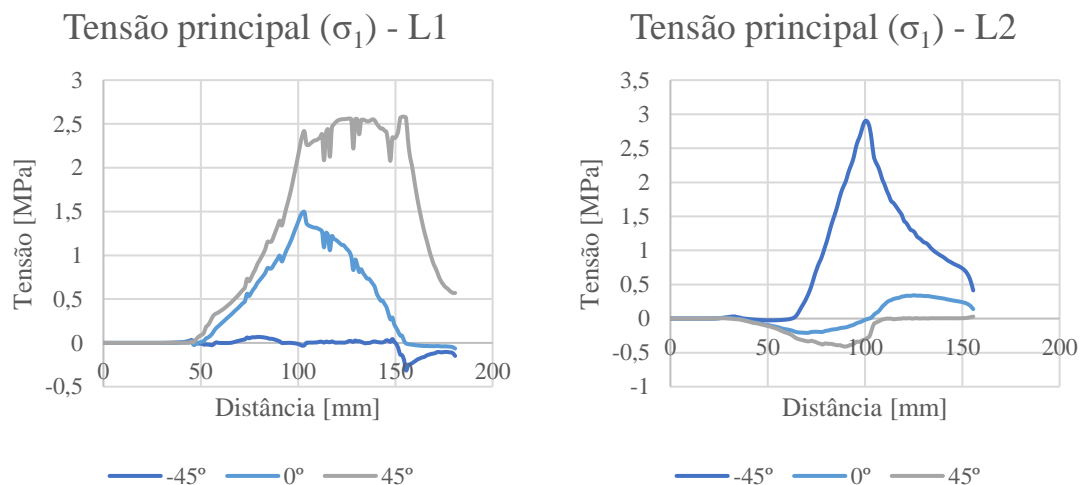
**Figura 6.46** – Distribuição da tensão principal  $\sigma_1$  e  $\sigma_2$  nos pontos I, J, K e L para cada uma das forças.

Nesta prótese, as linhas de nós L1 e L2 vão do ponto G ao N e do ponto H ao M, respetivamente. Os valores das tensões de von Mises e das tensões principais obtidas nesses nós foram utilizados para construir os gráficos das Figuras 6.47, 6.48 e 6.49.



**Figura 6.47** – Gráficos da tensão efetiva de von Mises ao longo da superfície da Prótese 5 na linha L1 e na linha L2, com início nos pontos N e M e fim nos pontos G e H, respetivamente.

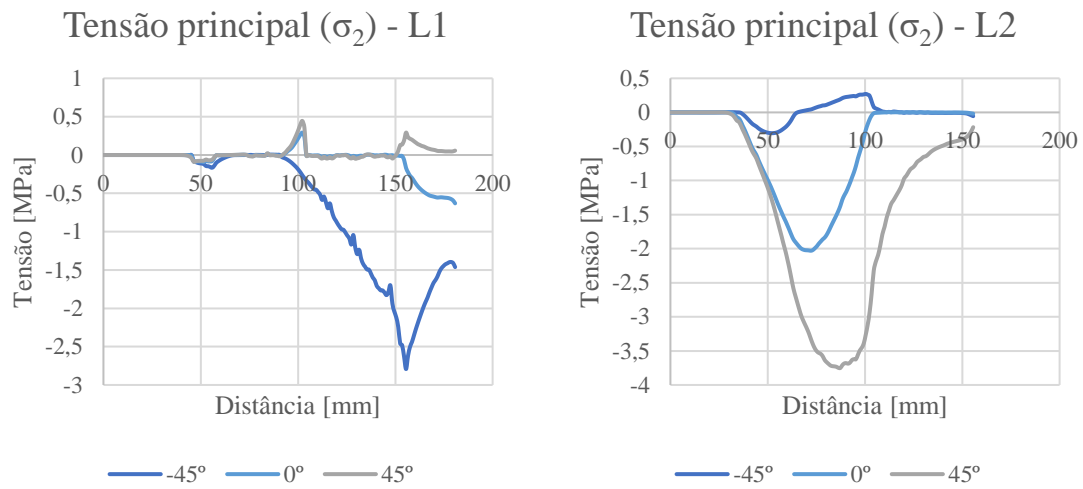
Na Figura 6.47 podem-se observar vários picos em diferentes distâncias. Em L1, quando a força é aplicada a  $-45^\circ$  a tensão máxima é registada em I, a  $0^\circ$  é no ponto K e a  $45^\circ$  é entre I e K e também no ponto I. Em L2, a um ângulo de  $-45^\circ$  a tensão máxima é registada entre J e L, a  $0^\circ$  no ponto L, e a  $45^\circ$  um pouco acima de L.



**Figura 6.48** – Gráficos da tensão principal  $\sigma_1$  ao longo da superfície da Prótese 5 na linha L1 e na linha L2, com início nos pontos N e M e fim nos pontos G e H, respetivamente.

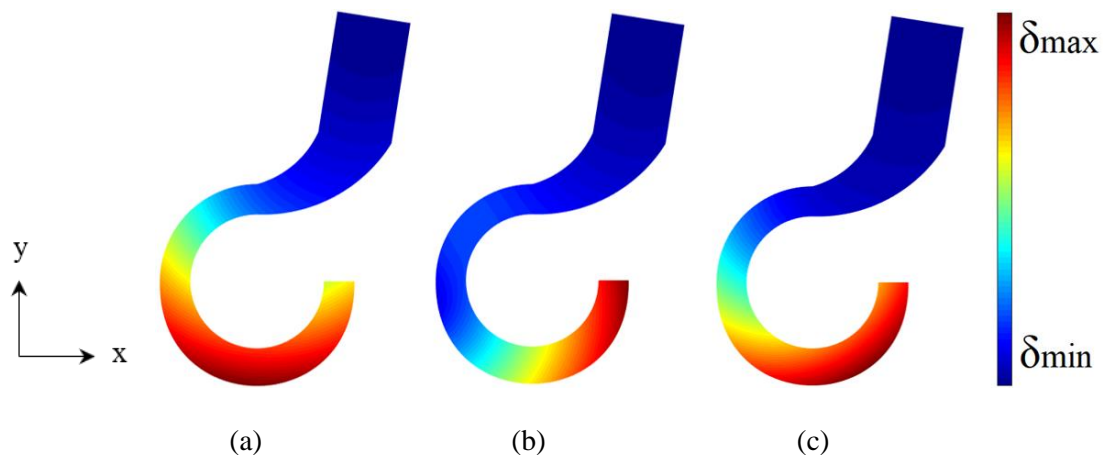
Nesta prótese existem maioritariamente tensões de tração, na direção do eixo y, como mostra a Figura 6.48. Em L1 ocorre um pico de compressão entre G e I quando a força é aplicada a  $-45^\circ$ , e existe tração a  $0^\circ$  e  $45^\circ$ , com um pico de tensão nos pontos referidos anteriormente para a Figura 6.47. Em L2, a um ângulo de  $-45^\circ$  ocorre tração

com um pico de tensão entre J e L e nos ângulos de força a  $0^\circ$  e  $45^\circ$  existe compressão dos nós até L, e a partir daí até J ocorre tração.



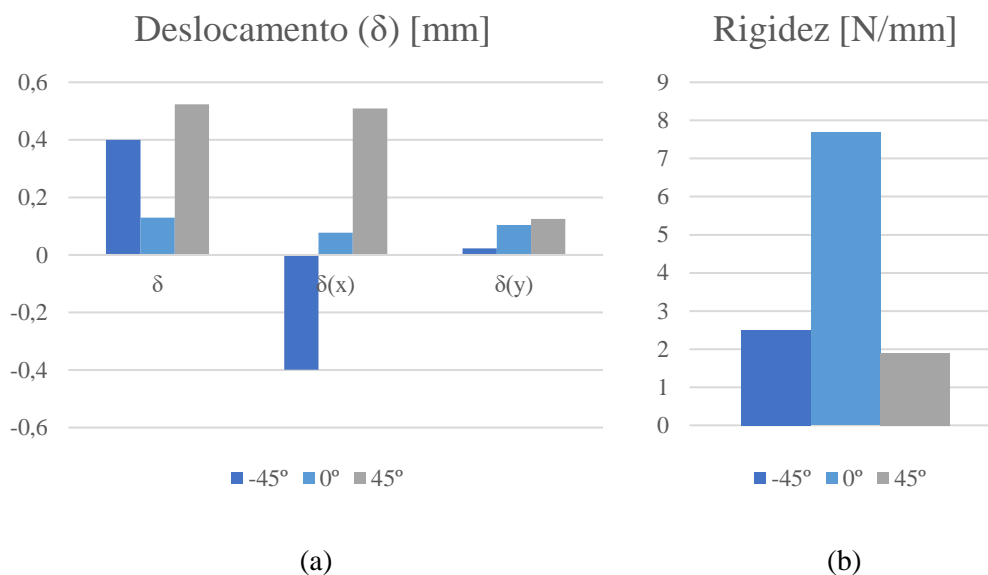
**Figura 6.49** – Gráficos da tensão principal  $\sigma_2$  ao longo da superfície da Prótese 5 na linha L1 e na linha L2, com início nos pontos N e M e fim nos pontos G e H, respetivamente.

Na Figura 6.49 os valores indicam que ao longo de L1 existe tanto compressão como tração, e em L2 ocorre compressão dos nós, na direção do eixo x.



**Figura 6.50** – Mapa de cores do deslocamento máximo [mm] obtido para a Prótese 5 quando é aplicada uma força a um ângulo de (a)  $-45^\circ$ ; (b)  $0^\circ$ ; e (c)  $45^\circ$ . (a)  $\delta_{\max}=0,400$  mm e  $\delta_{\min}=0$  mm. (b)  $\delta_{\max}=0,205$  mm e  $\delta_{\min}=0$  mm. (c)  $\delta_{\max}=0,550$  mm e  $\delta_{\min}=0$  mm.

As regiões que sofrem maior deslocamento são a região que está em contacto com o solo e a extremidade da prótese, sendo que o maior valor obtido foi para a força aplicada a  $45^\circ$ , como mostra a legenda da Figura 6.50.



**Figura 6.51** – (a) Deslocamento total, deslocamento no eixo das abcissas e das ordenadas para cada uma das forças aplicadas na Prótese 5. (b) Rigidez da Prótese 5.

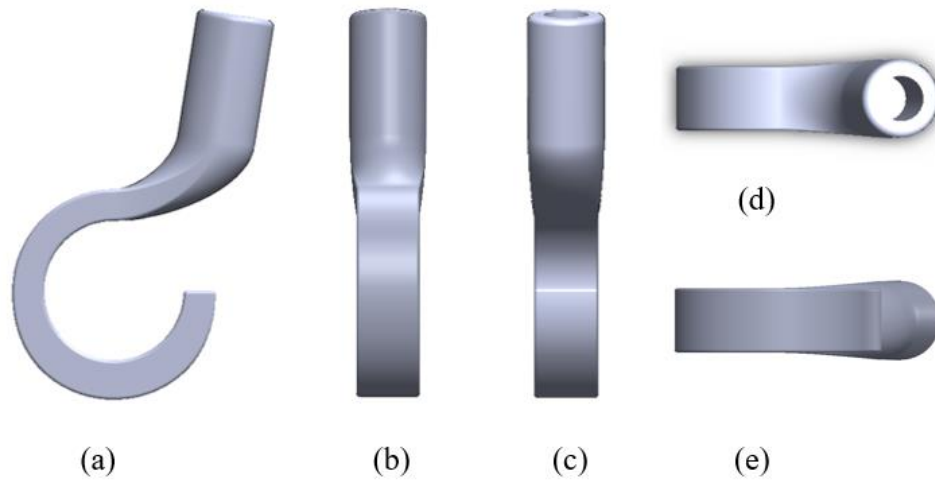
Na Figura 6.51 (a) está exposto o deslocamento que a prótese sofre no centro da base que contacta o solo, onde é aplicada a força.

Segundo a Figura 6.51 (b), a rigidez é menor a 45°, quando o animal pousa a pata no solo, conferindo pouco impacto. De seguida, a -45°, ângulo referente ao momento anterior à saída da pata do solo, existe uma maior rigidez que permite ao animal fazer força para iniciar o movimento. O valor maior lido é a 0°, que é quando o animal tem a pata perpendicular ao solo e é quando se encontra muitas vezes em repouso. Estes valores de rigidez permitem que o animal esteja de pé sem a prótese ceder, proporcionando uma marcha sem mancar.

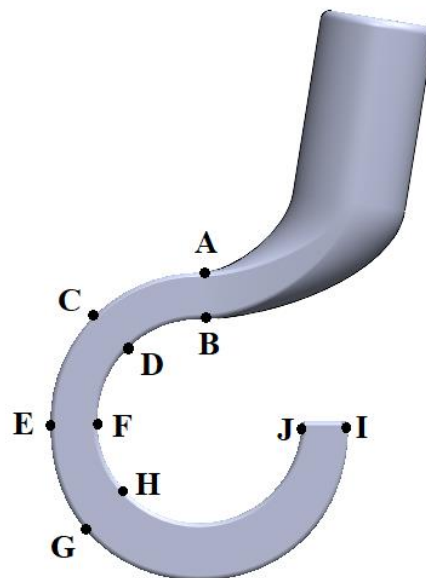
Esta prótese foi a que apresentou os melhores resultados, sendo, por este motivo, a escolhida para prosseguir para o desenho do modelo 3D.

### 6.6.Modelo 3D

O modelo 3D, inspirado no desenho da Prótese 5, pode ser observado na Figura 6.52. As coordenadas dos pontos são apresentadas na Figura 6.53 e os seus valores na Tabela 6.6. De salientar que o desenho foi feito no plano xy, posteriormente foi extrudido nos dois sentidos, e, por esse motivo, os pontos encontram-se a meio da base da prótese, e não na extremidade esquerda como parece pela Figura 6.53. Para criar a malha da prótese foram usados elementos tetraédricos. Este modelo compreende 2833 nós e 11283 elementos.



**Figura 6.52** – Vista do modelo 3D (a) à esquerda, (b) de frente, (c) de trás, (d) de cima e (e) de baixo.

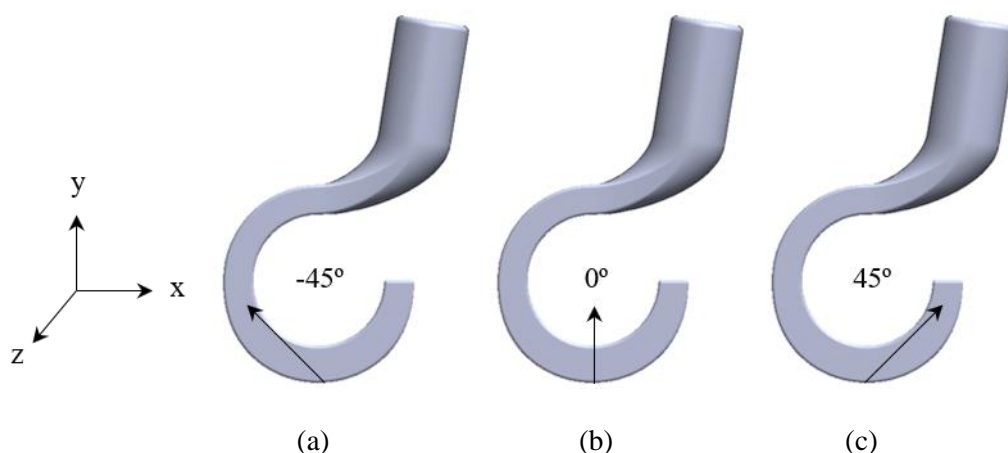


**Figura 6.53** – Modelo 3D e seus pontos.

**Tabela 6.6** – Coordenadas dos pontos do modelo 3D.

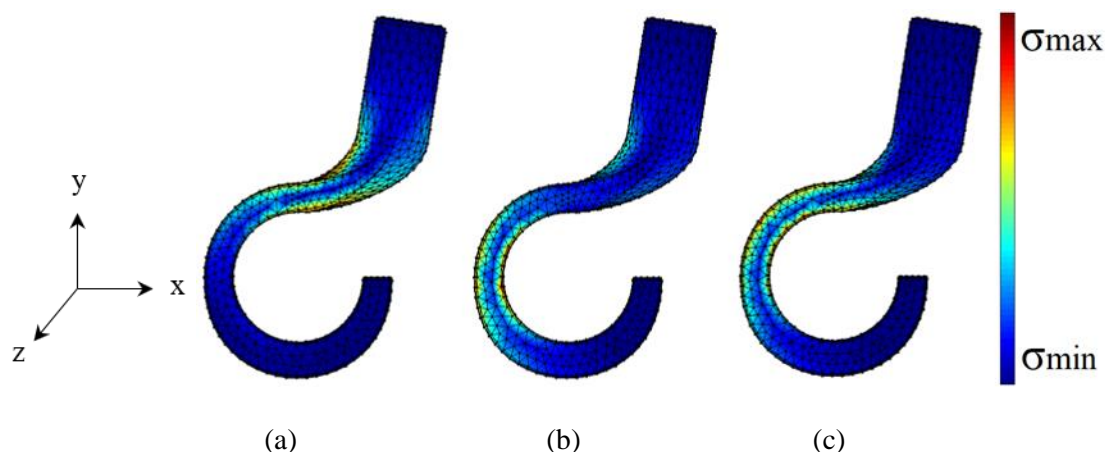
	X [mm]	Y [mm]	Z [mm]		X [mm]	Y [mm]	Z [mm]
A	-4,94	65,88	0	F	-25,73	40,96	0
B	-8,34	55,61	0	G	-34,80	20,21	0
C	-26,31	57,68	0	H	-25,92	27,53	0
D	-20,34	49,57	0	I	27,01	32,96	0
E	-36,18	40,58	0	J	16,98	32,96	0

Foram definidas as condições de fronteira na parte superior da interface prótese-coto, e foram aplicadas três forças independentes distribuídas pela base da prótese, com uma magnitude total de 1,00 N.



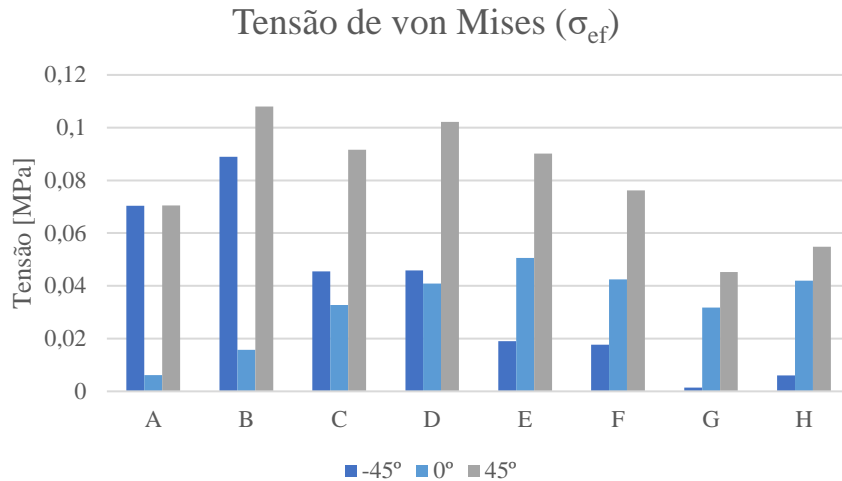
**Figura 6.54** – Representação esquemática das forças aplicadas a um ângulo de (a)  $-45^\circ$ ; (b)  $0^\circ$ ; e (c)  $45^\circ$ .

Depois de efetuada a análise, mediram-se as tensões e também o deslocamento que este modelo sofre.



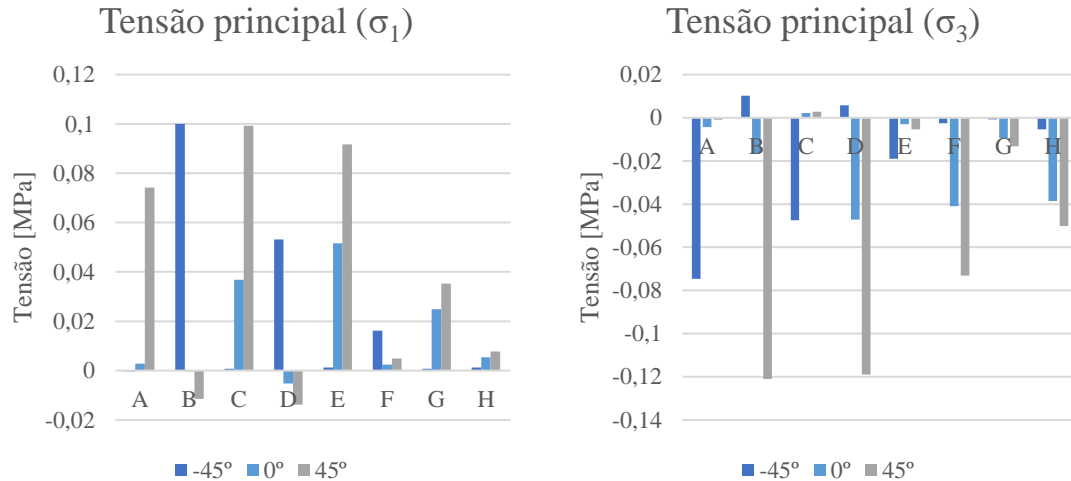
**Figura 6.55** – Mapa de cores da distribuição da tensão efetiva de von Mises [MPa] no modelo 3D quando é aplicada uma força a um ângulo de (a)  $-45^\circ$ ; (b)  $0^\circ$ ; (c)  $45^\circ$ . (a)  $\sigma_{\max}=0,123$  MPa e  $\sigma_{\min}=0$  MPa. (b)  $\sigma_{\max}=0,074$  MPa e  $\sigma_{\min}=0$  MPa. (c)  $\sigma_{\max}=0,140$  MPa e  $\sigma_{\min}=0$  MPa.

A região onde se verificaram valores mais elevados de tensão foram desde o ponto A ao G, e B ao H. As tensões nestes pontos podem ser analisadas e comparadas recorrendo à Figura 6.56.



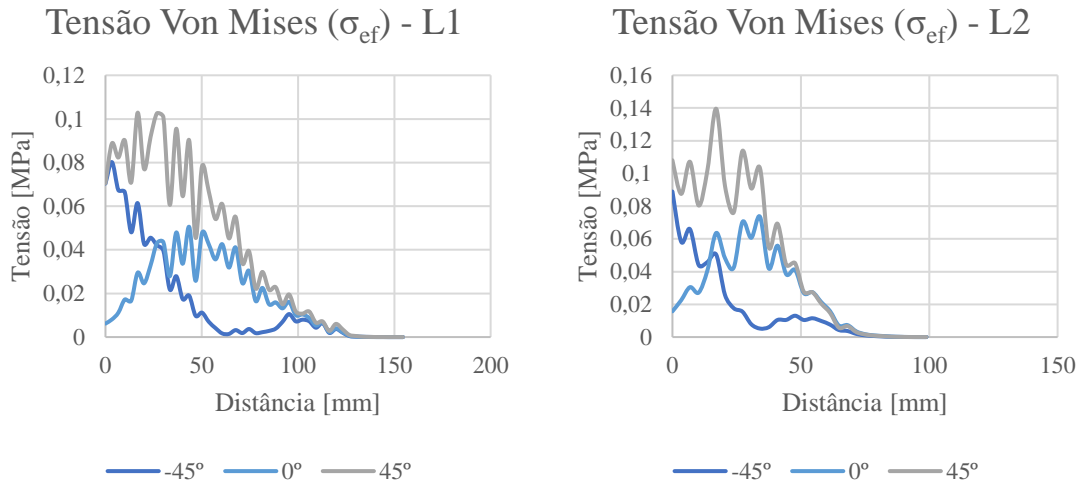
**Figura 6.56** – Distribuição da tensão efetiva de von Mises nos pontos A, B, C, D, E, F, G e H para cada uma das forças.

Observando a Figura 6.56, quando se aplica a força a  $-45^\circ$  as tensões de von Mises maiores verificam-se nos pontos A e B, quando a força é a  $0^\circ$  os pontos E e F são os que estão sujeitos a mais tensão, e quando a força aplicada é a  $45^\circ$  os pontos que sofrem mais tensão são os pontos B, C, D e E.



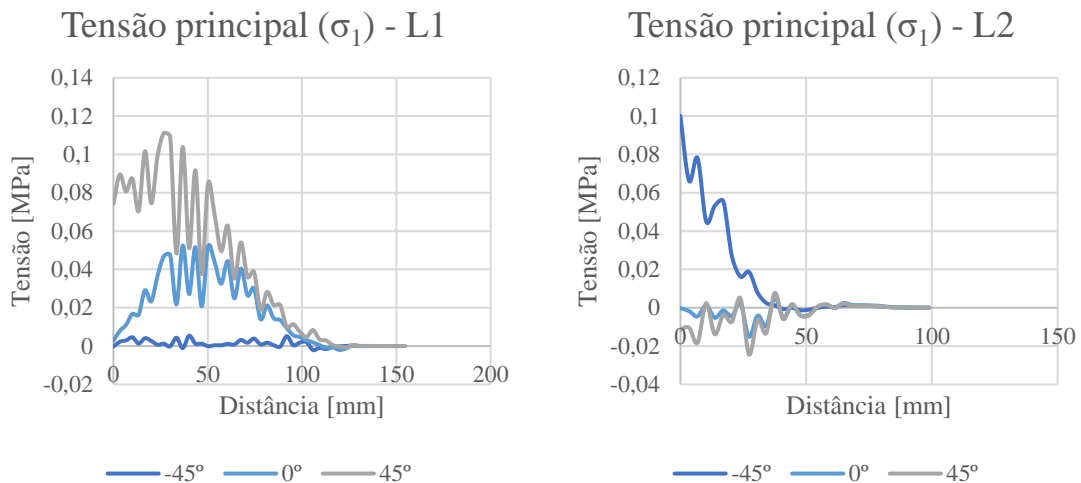
**Figura 6.57** – Distribuição da tensão principal  $\sigma_1$  e  $\sigma_3$  nos pontos A, B, C, D, E, F, G e H para cada uma das forças.

A linha L1 deste modelo 3D compreende os nós do ponto A até ao I, e a linha L2 os nós do ponto B ao J. Os valores das tensões de von Mises e das tensões principais obtidas nesses nós foram utilizados para construir os gráficos das Figuras 6.58, 6.59 e 6.60.



**Figura 6.58** – Gráficos da tensão efetiva de von Mises ao longo da superfície do modelo 3D na linha L1 e na linha L2, com início nos pontos A e B e fim nos pontos I e J, respectivamente.

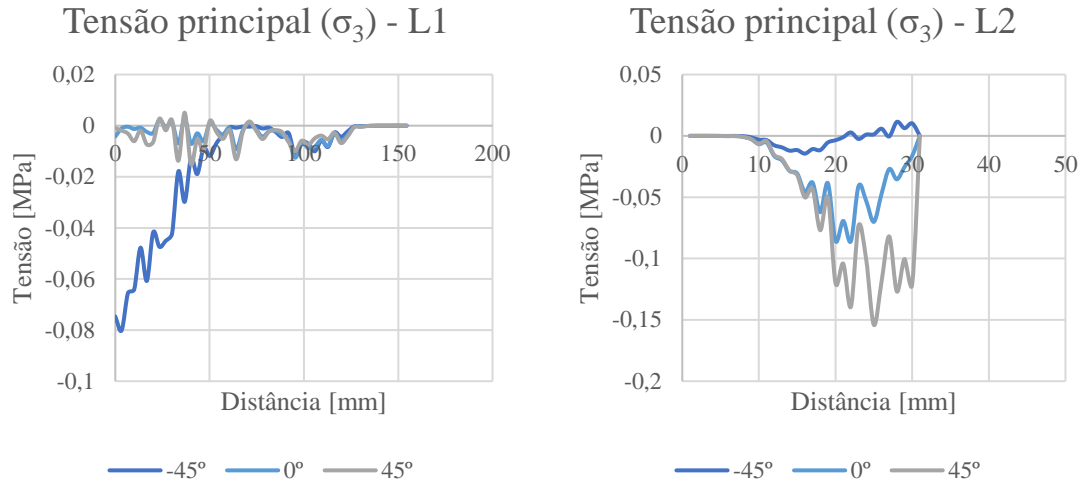
As oscilações lidas nos gráficos devem-se a perturbações na malha. Na Figura 6.58 pode-se observar que a tensão efetiva de von Mises é menor nas regiões mais próximas do solo, assim, esta tensão aumenta com o aumento da distância ao solo. Tanto em L1 como em L2 observa-se um comportamento semelhante nas curvas das forças aplicadas a  $0^\circ$  e  $45^\circ$ , verificando-se uma subida da tensão e de seguida a descida da mesma, à medida que nos aproximamos do solo. Já para a força aplicada a  $-45^\circ$ , ocorre uma descida acentuada da tensão à medida que nos vamos aproximando do solo.



**Figura 6.59** – Gráficos da tensão principal  $\sigma_1$  ao longo da superfície do modelo 3D na linha L1 e na linha L2, com início nos pontos A e B e fim nos pontos I e J, respectivamente.

Observa-se um comportamento semelhante em L1 e em L2 nas curvas das forças aplicadas a  $0^\circ$  e  $45^\circ$ , que são as que têm mais impacto na prótese, como se pode observar

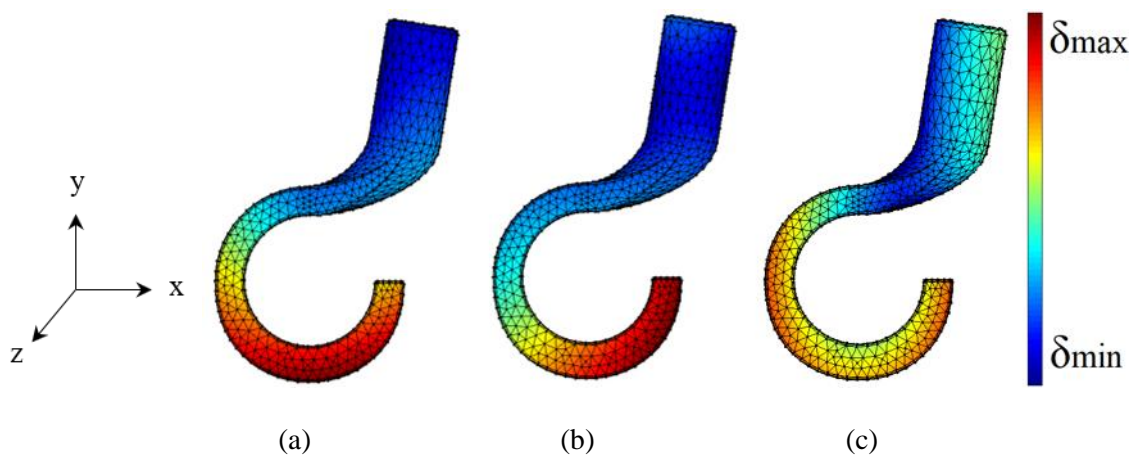
pela Figura 6.59. Em L1, as tensões positivas indicam que existe tração na direção do eixo y, e, em L2, ocorre tração quando se aplica uma força de  $-45^\circ$  e compressão quando se verificam tensões negativas nas forças a um ângulo de  $0^\circ$  e  $45^\circ$ .



**Figura 6.60** – Gráficos da tensão principal  $\sigma_3$  ao longo da superfície do modelo 3D na linha L1 e na linha L2, com início nos pontos A e B e fim nos pontos I e J, respetivamente.

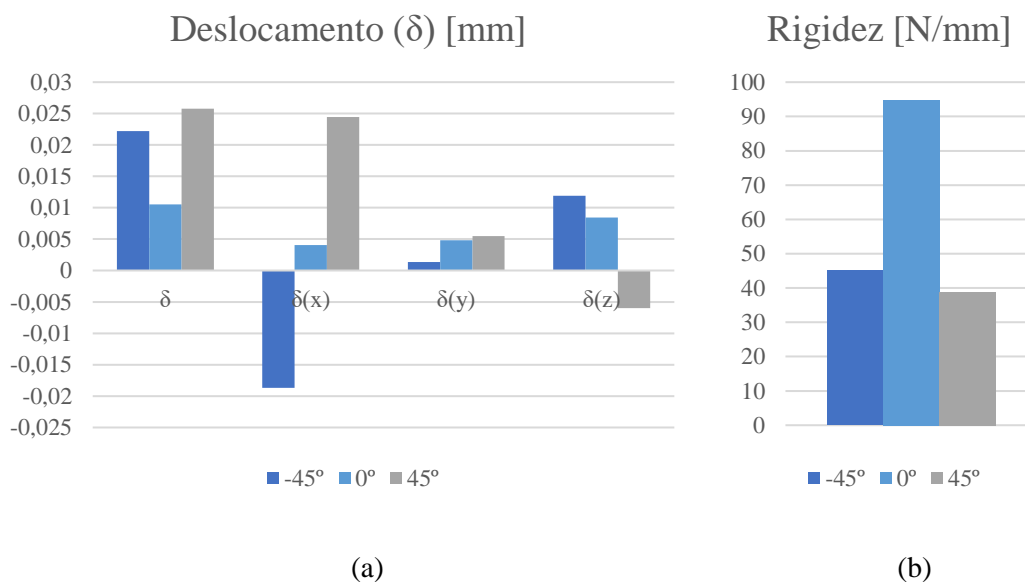
Na Figura 6.60 observam-se maioritariamente tensões negativas, que indicam compressão na direção do eixo z, apesar de em L2 se detetarem algumas tensões positivas a um ângulo de  $-45^\circ$ .

Verifica-se ainda um comportamento simétrico do gráfico de  $\sigma_1$  relativo a L1 com o gráfico de  $\sigma_3$  relativo a L2, bem como do gráfico de  $\sigma_1$  relativo a L2 com o gráfico de  $\sigma_3$  relativo a L1.



**Figura 6.61** – Mapa de cores do deslocamento máximo [mm] obtido para o modelo 3D quando é aplicada uma força a um ângulo de (a)  $-45^\circ$ ; (b)  $0^\circ$ ; e (c)  $45^\circ$ . (a)  $\delta_{\text{máx}} = 0,023$  mm e  $\delta_{\text{min}} = 0$  mm. (b)  $\delta_{\text{máx}} = 0,013$  mm e  $\delta_{\text{min}} = 0$  mm. (c)  $\delta_{\text{máx}} = 0,030$  mm e  $\delta_{\text{min}} = 0$  mm.

Verifica-se um deslocamento maior na região que contacta o solo quando as forças aplicadas são de  $-45^\circ$  e  $0^\circ$ . Quando o ângulo é de  $45^\circ$  o deslocamento maior dá-se na região posterior da prótese. Segundo a Figura 6.61, o deslocamento maior ocorre quando a força é aplicada a  $45^\circ$ , seguida da força a  $-45^\circ$  e a  $0^\circ$ .



**Figura 6.62** – (a) Deslocamento total, deslocamento no eixo das abcissas, das ordenadas e das cotas para cada uma das forças aplicadas no modelo 3D. (b) Rigidez do modelo 3D.

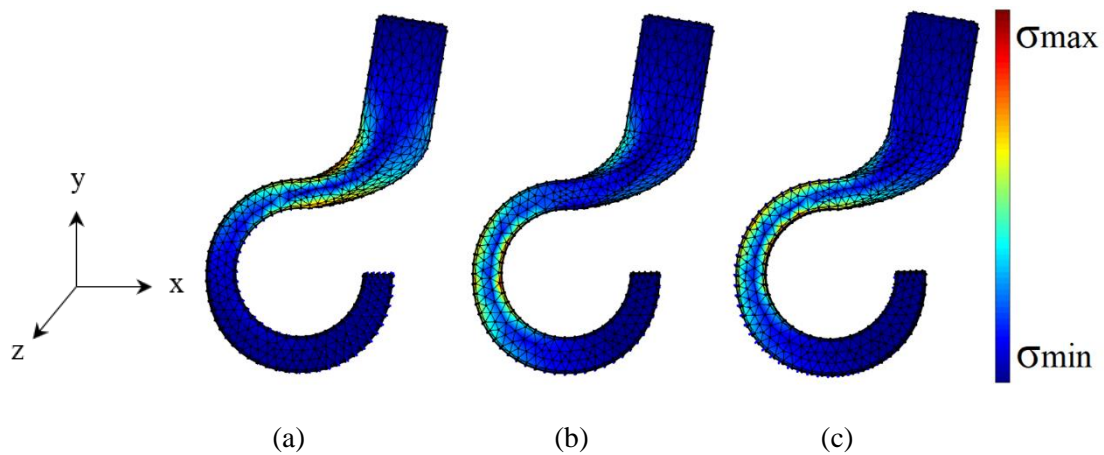
Na Figura 6.62 (a) está exposto o deslocamento que a prótese sofre no centro da base que contacta o solo, onde é aplicada a força.

A rigidez ( $k$ ) do modelo 3D foi calculada dividindo a força aplicada pelo deslocamento que este sofre. Segundo a Figura 6.62 (b), a rigidez é maior quando se aplica uma força a  $0^\circ$ , seguida da força a  $-45^\circ$  e  $45^\circ$ . Quando o animal pousa a pata no chão (ângulo a  $45^\circ$ ) não convém que o seu membro receba muito impacto, sendo necessário haver menor rigidez. Estando o cão em repouso (ângulo a  $0^\circ$ ) pretende-se uma maior rigidez para conceder conforto e estabilidade. No início de marcha, no qual é preciso dar impulso para a pata sair do chão (ângulo a  $-45^\circ$ ), é preciso que a prótese seja suficientemente rígida para não deixar deformar a prótese no momento do impulso.

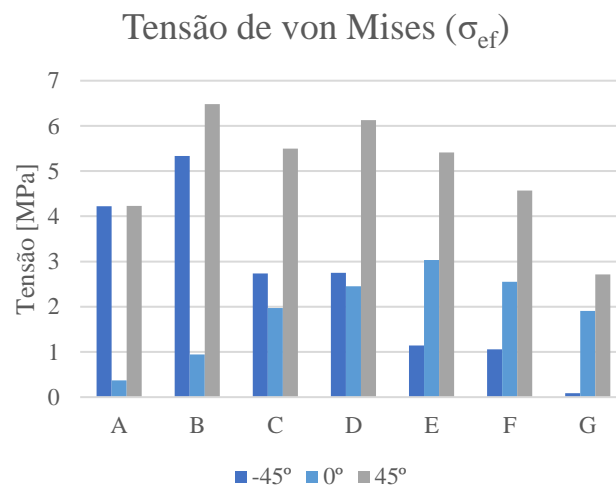
### 6.6.1. Análise do modelo 3D com peso do cão

As condições de fronteira foram definidas na parte superior da interface prótese-coto, e foram aplicadas três forças independentes distribuídas pela base da prótese, tal como mostra na Figura 6.54 apresentada anteriormente. Neste caso, considerou-se o peso do cão, que é de 10 quilogramas, e, tendo em conta que os membros torácicos são

submetidos a 60% do peso, considerou-se que a prótese estaria sujeita a um máximo de 60,00 N.

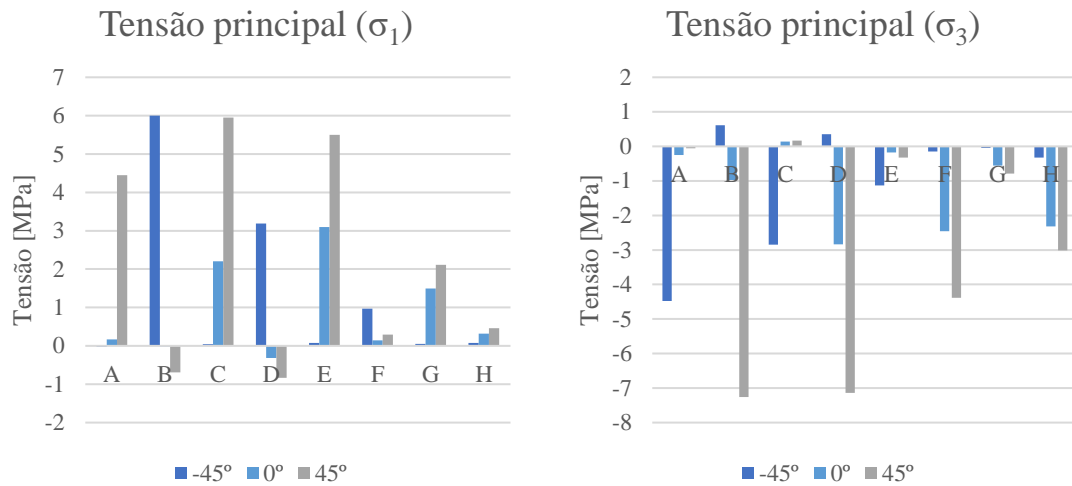


**Figura 6.63** – Mapa de cores da distribuição da tensão efetiva de von Mises [MPa] no modelo 3D quando é aplicada uma força de 60N a um ângulo de (a)  $-45^\circ$ ; (b)  $0^\circ$ , (c)  $45^\circ$ . (a)  $\sigma_{\max}=7,404$  MPa e  $\sigma_{\min}=0$  MPa. (b)  $\sigma_{\max}=4,411$  MPa e  $\sigma_{\min}=0$  MPa. (c)  $\sigma_{\max}=8,373$  MPa e  $\sigma_{\min}=0$  MPa.



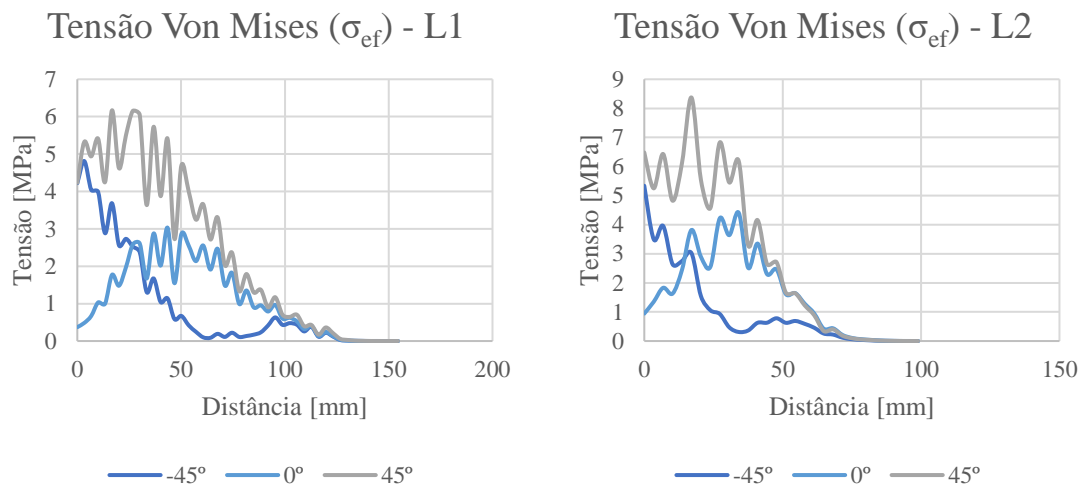
**Figura 6.64** – Distribuição da tensão efetiva de von Mises nos pontos A, B, C, D, E, F, G e H para cada uma das forças.

Observando a Figura 6.64, quando se aplica a força a  $-45^\circ$  as tensões de von Mises maiores verificam-se nos pontos A e B, quando a força é a  $0^\circ$  os pontos E e F são os que estão sujeitos a mais tensão, e quando a força aplicada é a  $45^\circ$  os pontos que sofrem mais tensão são os pontos B, C, D e E.



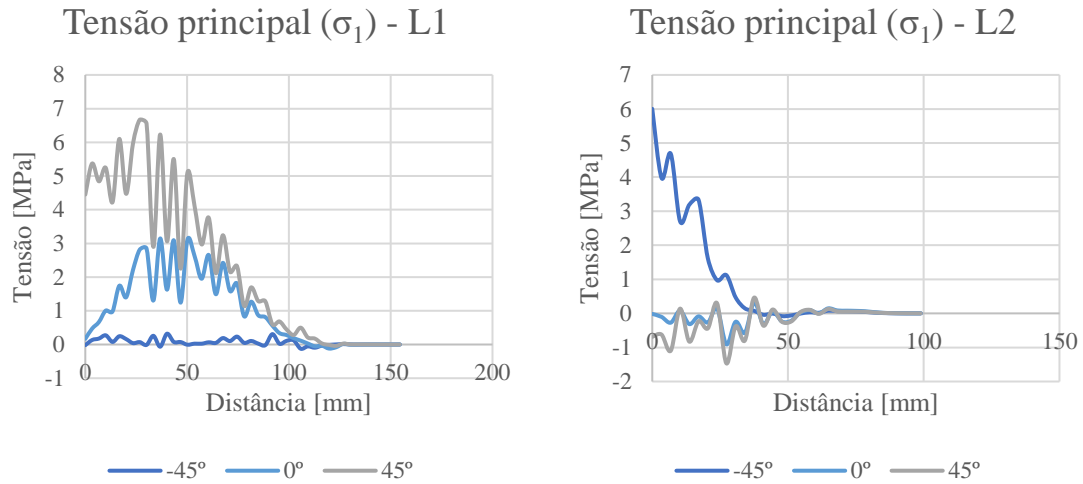
**Figura 6.65** – Distribuição da tensão principal  $\sigma_1$  e  $\sigma_3$  nos pontos A, B, C, D, E, F, G e H, no modelo 3D sujeito a 60N, para cada uma das forças.

Como seria de esperar, os valores da distribuição da tensão principal  $\sigma_1$  e  $\sigma_2$  observada na Figura 6.65 são 60 vezes superiores aos verificados na Figura 6.57.

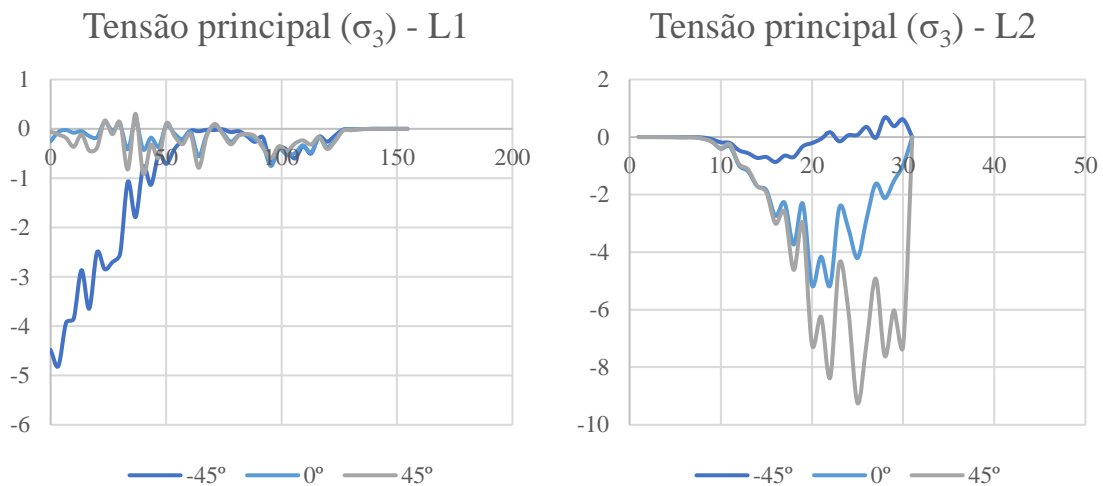


**Figura 6.66** – Gráficos da tensão efetiva de von Mises ao longo da superfície do modelo 3D sujeito a 60N na linha L1 e na linha L2, com início nos pontos A e B e fim nos pontos I e J, respetivamente.

As curvas dos gráficos da Figura 6.66 mantêm-se exatamente iguais às lidas na Figura 6.58, mas com valores muito superiores. Assim, tiram-se as mesmas conclusões que se tiraram anteriormente.

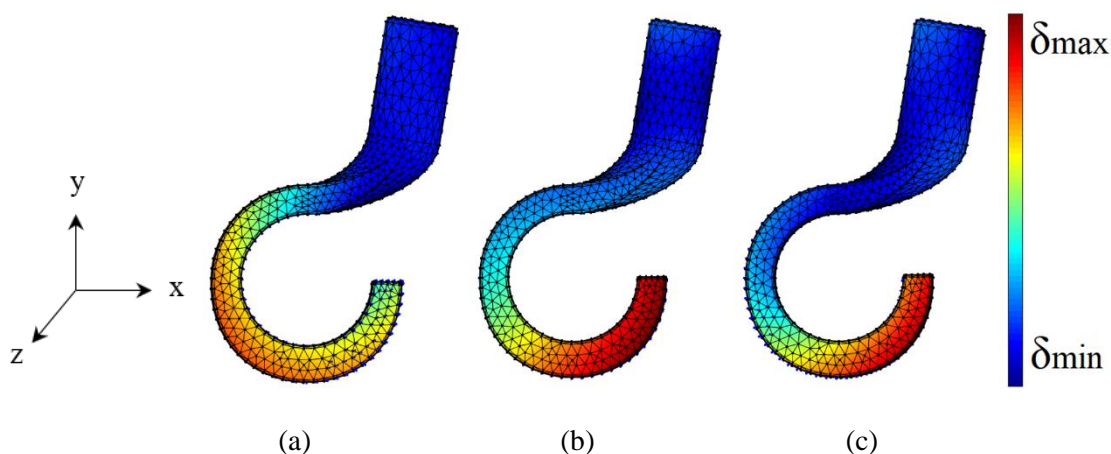


**Figura 6.67** – Gráficos da tensão principal  $\sigma_1$  ao longo da superfície do modelo 3D sujeito a 60N na linha L1 e na linha L2, com início nos pontos A e B e fim nos pontos I e J, respectivamente.



**Figura 6.68** – Gráficos da tensão principal  $\sigma_3$  ao longo da superfície do modelo 3D sujeito a 60N na linha L1 e na linha L2, com início nos pontos A e B e fim nos pontos I e J, respectivamente.

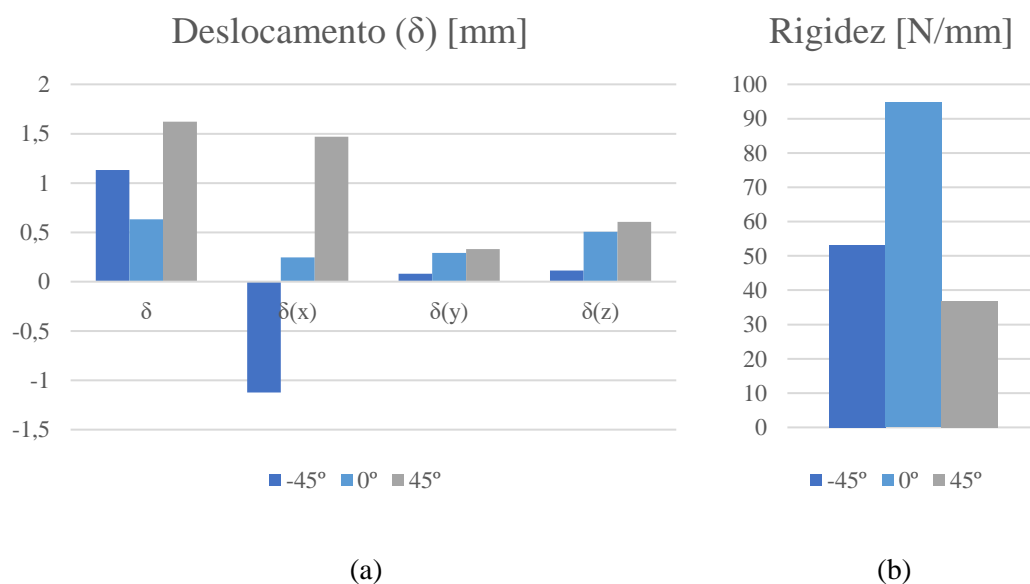
Os valores mais elevados para a tensão principal  $\sigma_1$  e  $\sigma_3$  são notados a um ângulo de 45° e -45°, como se pode verificar pelas Figuras 6.67 e 6.68.



**Figura 6.69** – Mapa de cores do deslocamento máximo [mm] obtido para o modelo 3D quando é aplicada uma força de 60N a um ângulo de (a)  $-45^\circ$ ; (b)  $0^\circ$ ; e (c)  $45^\circ$ . (a)  $\delta_{\text{máx}}=1,289$  mm e  $\delta_{\text{min}}=0$  mm. (b)  $\delta_{\text{máx}}= 0,761$  mm e  $\delta_{\text{min}}=0$  mm. (c)  $\delta_{\text{máx}}= 1,851$  mm e  $\delta_{\text{min}}=0$  mm.

O deslocamento que a prótese sofre quando é usada pelo cão pode ser observado na Figura 6.69. Apesar de não aparentar, pois vê-se maioritariamente o lado esquerdo da prótese, verifica-se um deslocamento maior quando as forças aplicadas estão a  $-45^\circ$  e  $45^\circ$ . Tal pode ser confirmado pela Figura 6.70 (a).

Quando se comparam os valores do deslocamento que a prótese sofre sendo submetida a uma força de 1N com os obtidos neste caso, constata-se que o deslocamento aumenta de uma forma proporcional, como seria de esperar, pois a análise foi efetuada considerando o material como elástico-linear e ainda a formulação de pequenas deformações.



**Figura 6.70** – (a) Deslocamento total, deslocamento no eixo das abcissas, das ordenadas e das cotas para cada uma das forças de 60N aplicadas no modelo 3D. (b) Rigidez do modelo 3D sujeito a 60N.

A rigidez ( $k$ ) foi calculada dividindo os 60N a que a prótese está sujeita pelo deslocamento que esta sofre. Verifica-se que os valores da rigidez obtidos na Figura 6.70 (b) são praticamente iguais aos observados na Figura 6.62 (b). Os valores obtidos são adequados a uma locomoção funcional do cão, uma vez que a rigidez é maior quando o animal se encontra em repouso e inferior nos outros dois casos.

## 6.7. Impressão 3D da Prótese

Para se conseguir imprimir a prótese 3D foi preciso guardar o desenho do modelo 3D em formato de ficheiro STL. Recorrendo ao software de corte 3D *Slic3r*, importou-se o ficheiro STL, que foi cortado de seguida utilizando as definições padrão para a impressora 3D, como mostra a Figura 6.71.

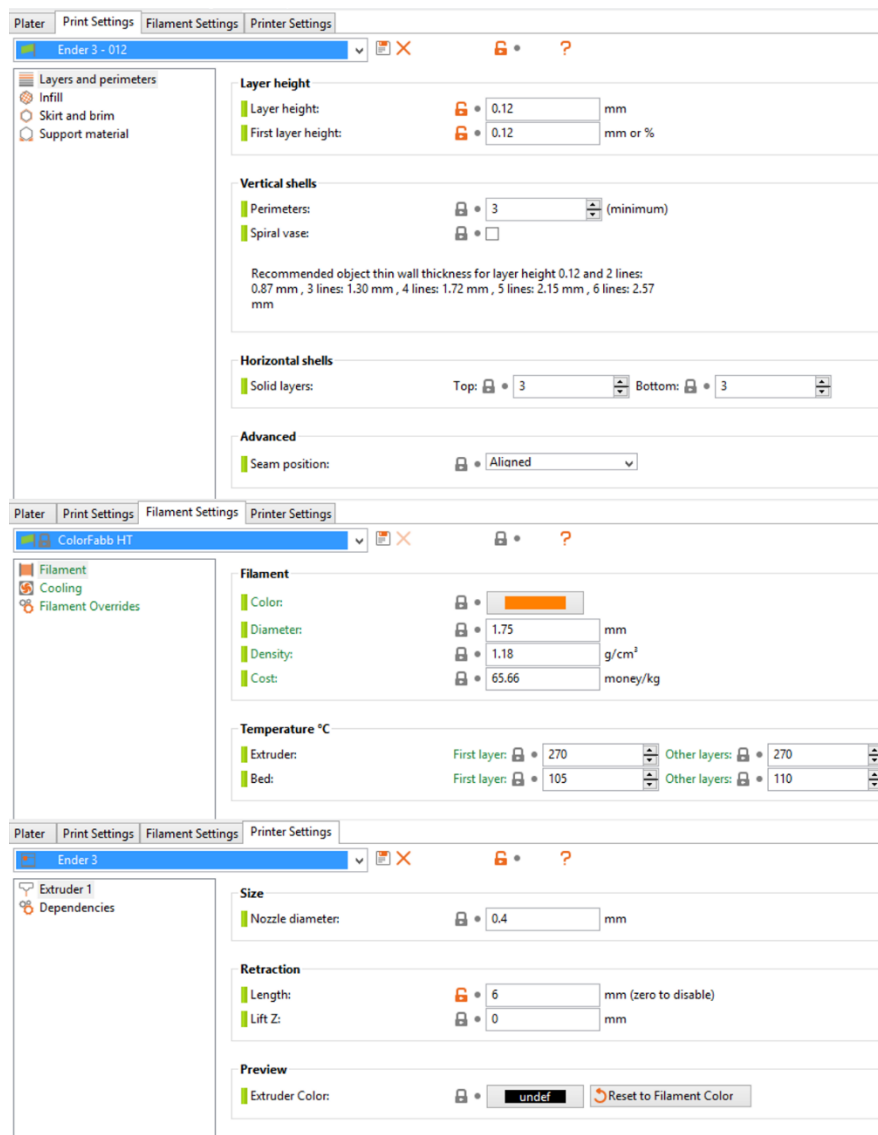
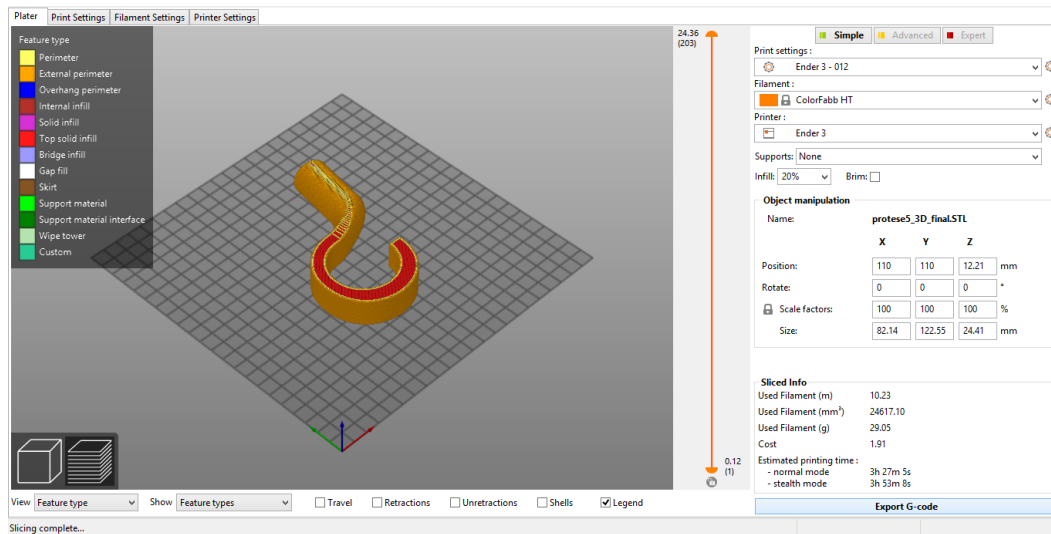


Figura 6.71 – Definições padrão para a impressão, filamento e impressora 3D.

De seguida, foi criado o ficheiro com o código G, processo esse que pode ser verificado na Figura 6.72.



**Figura 6.72** – Processo pelo qual se conseguiu obter o código G.

Posteriormente, a prótese foi impressa na impressora *Ender 3*, cujo processo e resultado se podem observar na Figura 6.73.

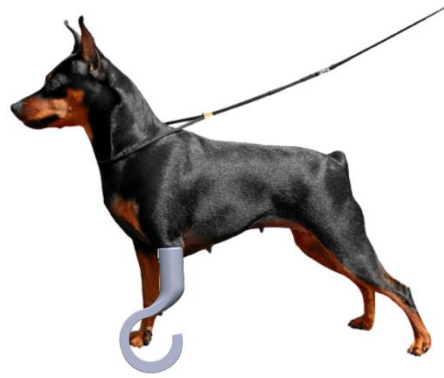


(a)

(b)

**Figura 6.73** – (a) Processo de impressão 3D da prótese e (b) Prótese impressa.

Para mostrar como esta prótese ficaria quando colocada no membro torácico esquerdo de um cão de porte pequeno, apresenta-se uma montagem na Figura 6.74.



**Figura 6.74** – Representação de um cão de porte pequeno com a prótese aplicada ao membro torácico esquerdo. Adaptada de [WP15].



## CAPÍTULO 7 – CONCLUSÕES



## 7. Conclusões

O objetivo desta tese é criar uma prótese de baixo custo para um cão submetido a uma amputação ao membro torácico esquerdo, a fim de melhorar a mobilidade e estabilizar a marcha deste animal de estimação, passando primeiro pela simulação biomecânica da mesma.

A partir de imagens médicas foi então possível obter as medidas do membro integral para as usar no desenho das próteses. O desenho de todas as próteses foi feito considerando a largura do membro no local em que a prótese iria encaixar após a amputação e também o comprimento de cada osso, tendo ainda em conta os ângulos das articulações, para proporcionar uma substituição do membro mais próxima do natural.

O desenho da Prótese 1 apresentava traços muito retos que colocavam bastante tensão em regiões frágeis abaixo da zona de encaixe. Por este motivo, no desenho da Prótese 2 foram eliminados os vértices e as retas substituindo-as por linhas curvas. A Prótese 3 pretendia uma configuração com uma curva mais acentuada que permitisse amortecer o impacto durante a marcha. Depois destas três próteses optou-se por mudar completamente a forma, sendo a região que contacta com o solo arqueada. Para as Próteses 4 e 5 criou-se então uma forma que permitia um movimento mais uniforme, sendo que uma difere da outra na orientação do gancho.

Cada prótese foi analisada recorrendo ao MEF, obtendo assim os valores das tensões e deslocamentos a que as próteses estavam sujeitas, bem como a rigidez de cada uma. As primeiras quatro próteses, apresentaram um valor de rigidez menor quando o cão tinha a pata colocada a  $-45^\circ$  e maior a  $45^\circ$ . Pretendia-se precisamente o oposto, pois quando o animal inicia a fase de apoio, a um ângulo de  $45^\circ$ , não deve sentir grande impacto, precisando a rigidez de ser inferior neste caso. O valor superior de rigidez deveria ser a  $0^\circ$ , entre as fases a  $45^\circ$  e  $-45^\circ$ , já que não convém que a prótese ceda a meio da passada nem quando o animal está em repouso. O desenho elaborado para a Prótese 5 apresentou valores de rigidez superiores a  $0^\circ$  e inferiores a  $45^\circ$  e  $-45^\circ$ , como pretendido. Assim, o modelo 3D foi criado a partir do desenho da Prótese 5.

Considerando que os membros torácicos são submetidos a 60% do peso e este animal de estimação pesa 10 quilogramas, sabe-se que a prótese está sujeita a um máximo de 60,00 N, sendo, por isto, o valor definido para a magnitude das forças nela aplicadas. A tensão máxima obtida nos resultados da análise de elementos finitos

experimentados pelo modelo 3D foi maior na colocação da pata no solo, ou seja, a um ângulo de 45°. O valor máximo obtido para as tensões de von Mises foi de 8,373 MPa, valor este inferior ao da resistência à tração, de 36-55 MPa, especificado para o PLA – o material escolhido para a impressão da prótese, muito vantajoso quando o custo é uma preocupação principal. O facto de a tensão máxima obtida ser inferior aos valores da resistência à tração indica que a prótese não quebra quando usada por este animal de estimação. Observou-se um deslocamento maior nas regiões mais próximas do solo e na extremidade inferior da prótese. O valor maior do deslocamento verificou-se, tal como o da tensão, aquando da colocação da pata no solo, a um ângulo de 45°, com um valor de 1,851 mm.

Infelizmente, não foi possível experimentar a prótese neste animal de estimação, o que não permitiu perceber se a prótese lhe confere comodidade e estabilidade. As próteses devem proporcionar conforto, e para esse efeito normalmente acrescenta-se acolchoamento de espuma dentro do encaixe. Neste caso, não se chegou a colocar, porque não ia ser possível observar o paciente em questão a caminhar com ela, no entanto, é algo relativamente simples de se fazer.

Apesar de algumas limitações, foi desenvolvida com sucesso uma prótese personalizada e de baixo custo para o membro esquerdo de um cão de pequeno porte, conseguindo assim atingir os objetivos iniciais da tese.

Em trabalhos futuros seria proveitoso realizar ensaios de fadiga para determinar a durabilidade do dispositivo. Assim, seria possível dar uma estimativa da vida útil da prótese aos donos dos animais antes de decidirem adquiri-la. Seria também interessante que futuramente a prótese fosse colocada no animal de estimação e se procedesse à avaliação da marcha, e, posteriormente, se analisassem as cargas músculo-esqueléticas a que estão sujeitos comparativamente com cães saudáveis que possuem os quatro membros intactos.

## Referências

- [1] F. Di Dona, G. Della Valle, L. Meomartino, F. Lamagna, and G. Fatone, “Congenital deformity of the distal extremities in three dogs,” *Open Vet. J.*, vol. 6, no. 3, pp. 228–233, 2016, doi: 10.4314/ovj.v6i3.11.
- [2] A. Phillips, E. Kulendra, E. Bishop, M. Monk, K. Parsons, and A. House, “Clinical outcome and complications of thoracic and pelvic limb stump and socket prostheses,” *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.*, vol. 30, no. 4, pp. 265–271, 2017, doi: 10.3415/VCOT-16-09-0127.
- [3] N. Fitzpatrick *et al.*, “Intraosseous Transcutaneous Amputation Prosthesis (ITAP) for Limb Salvage in 4 Dogs,” *Vet. Surg.*, vol. 40, no. 8, pp. 909–925, 2011, doi: 10.1111/j.1532-950X.2011.00891.x.
- [4] V. M. Dickerson *et al.*, “Outcomes of dogs undergoing limb amputation, owner satisfaction with limb amputation procedures, and owner perceptions regarding postsurgical adaptation: 64 cases (2005–2012),” *J. Am. Vet. Med. Assoc.*, vol. 247, no. 7, pp. 786–792, 2015, doi: 10.2460/javma.247.7.786.
- [5] J. Kirpensteijn, R. Van Den Bos, and N. Endenburg, “Adaptation of Dogs to the Amputation of a Limb and Their Owners’ Satisfaction With the Procedure,” *Vet. Rec.*, no. 144, pp. 115–118, 1999.
- [6] G. L. Cole and D. Millis, “The effect of limb amputation on standing weight distribution in the remaining three limbs in dogs,” *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.*, vol. 30, no. 1, pp. 59–61, 2017, doi: 10.3415/VCOT-16-05-0075.
- [7] V. Galindo-Zamora, V. von Babo, N. Eberle, D. Betz, I. Nolte, and P. Wefstaedt, “Kinetic, kinematic, magnetic resonance and owner evaluation of dogs before and after the amputation of a hind limb,” *BMC Vet. Res.*, vol. 12, no. 1, pp. 1–14, 2016, doi: 10.1186/s12917-016-0644-5.
- [8] S. L. Jarvis, D. R. Worley, S. M. Hogy, A. E. Hill, K. K. Haussler, and R. F. Reiser, “Kinematic and kinetic analysis of dogs during trotting after amputation of a thoracic limb,” *Am. J. Vet. Res.*, vol. 74, no. 9, pp. 1155–1163, 2013, doi: 10.2460/ajvr.74.9.1155.
- [9] T. Wendland, B. Seguin, and F. Duerr, “Retrospective multi-center analysis of

- canine socket prostheses for partial limbs,” *Front. Vet. Sci.*, vol. 6, no. APR, 2019, doi: 10.3389/fvets.2019.00100.
- [10] T. Kastlunger, “Design of Prototype Prosthesis for a Canine With a Right Front Limb Deformity as an Alternate Approach to Stabilize Gait and Withstand Gait Forces,” Faculty of California Polytechnic State University, 2020.
- [11] C. Adamson, D. Levine, D. L. Millis, D. J. Marcellin-Little, and M. Kaufmann, “Assistive devices, orthotics, and prosthetics,” *Vet. Clin. North Am. - Small Anim. Pract.*, vol. 35, no. 6, pp. 1441–1451, 2005, doi: 10.1016/j.cvsm.2005.08.009.
- [12] M. Lage, E. Barbosa de Las Casas, A. Pertence, A. Lamounier, and M. I. Vaz de Melo, “Aplicação de Conceitos de Biomecânica na Confecção de Próteses para Cães,” 2018. doi: 10.26678/abcm.enebi2018.eeb18-0042.
- [13] R. Noorani, *3D printing: technology, applications, and selection*. CRC Press, 2018.
- [14] A. Alfaify, M. Saleh, F. M. Abdullah, and A. M. Al-Ahmari, “Design for additive manufacturing: A Systematic Review,” *Sustainability*, 2020, doi: 10.3390/su12197936.
- [15] M. Maniruzzaman, *3D and 4D Printing in Biomedical Applications*. John Wiley & Sons, 2019.
- [16] M. Javaid and A. Haleem, “Additive manufacturing applications in orthopaedics: A review,” *J. Clin. Orthop. Trauma*, vol. 9, no. 3, pp. 202–206, 2018, doi: 10.1016/j.jcot.2018.04.008.
- [17] J. M. Reverte, M. ángel Caminero, J. M. Chacón, E. García-Plaza, P. J. Núñez, and J. P. Becar, “Mechanical and geometric performance of PLA-based polymer composites processed by the fused filament fabrication additive manufacturing technique,” *Materials (Basel)*, vol. 13, no. 8, 2020, doi: 10.3390/MA13081924.
- [18] B. Berman, “3-D printing: The new industrial revolution,” *Bus. Horiz.*, vol. 55, no. 2, pp. 155–162, 2012, doi: 10.1016/j.bushor.2011.11.003.
- [19] E. A. Guzzi and M. W. Tibbitt, “Additive Manufacturing of Precision Biomaterials,” *Adv. Mater.*, vol. 32, no. 13, pp. 1–24, 2020, doi: 10.1002/adma.201901994.

- [20] A. Al-Ahmari, E. A. Nasr, K. Moiduddin, M. Alkindi, and A. Kamrani, “Patient specific mandibular implant for maxillofacial surgery using additive manufacturing,” *IEOM 2015 - 5th Int. Conf. Ind. Eng. Oper. Manag. Proceeding*, 2015, doi: 10.1109/IEOM.2015.7093788.
- [21] S. Bose, D. Ke, H. Sahasrabudhe, and A. Bandyopadhyay, “Additive manufacturing of biomaterials,” *Prog. Mater. Sci.*, vol. 93, pp. 45–111, 2018, doi: 10.1016/j.pmatsci.2017.08.003.
- [22] C. O’Mahony *et al.*, “Determination of thermal and thermomechanical properties of biodegradable PLA blends: for additive manufacturing process,” *J. Therm. Anal. Calorim.*, vol. 142, no. 2, pp. 715–722, 2020, doi: 10.1007/s10973-020-09859-6.
- [23] A. Pentek *et al.*, “The effect of printing parameters on electrical conductivity and mechanical properties of PLA and ABS based carbon composites in additive manufacturing of upper limb prosthetics,” *Crystals*, vol. 10, no. 5, pp. 1–12, 2020, doi: 10.3390/cryst10050398.
- [24] S. C. Ligon, R. Liska, J. Stampfl, M. Gurr, and R. Mülhaupt, “Polymers for 3D Printing and Customized Additive Manufacturing,” *Chem. Rev.*, vol. 117, no. 15, pp. 10212–10290, 2017, doi: 10.1021/acs.chemrev.7b00074.
- [25] K. Vigneshwaran and N. Venkateshwaran, “Statistical analysis of mechanical properties of wood-PLA composites prepared via additive manufacturing,” *Int. J. Polym. Anal. Charact.*, vol. 24, no. 7, pp. 584–596, 2019, doi: 10.1080/1023666X.2019.1630940.
- [26] A. Velasco-Hogan, J. Xu, and M. A. Meyers, “Additive Manufacturing as a Method to Design and Optimize Bioinspired Structures,” *Adv. Mater.*, vol. 30, no. 52, 2018, doi: 10.1002/adma.201800940.
- [27] C. Tosto *et al.*, “Additive Manufacturing of Plastics: An Efficient Approach for Composite Tooling,” *Macromol. Symp.*, vol. 389, no. 1, pp. 4–7, 2020, doi: 10.1002/masy.201900069.
- [28] E. García, P. J. Núñez, J. M. Chacón, M. A. Caminero, and S. Kamarthi, “Comparative study of geometric properties of unreinforced PLA and PLA-Graphene composite materials applied to additive manufacturing using FFF

- technology,” *Polym. Test.*, vol. 91, no. June, 2020, doi: 10.1016/j.polymertesting.2020.106860.
- [29] O. Diegel, A. Nordin, and D. Motte, *Additive Manufacturing Technologies*. 2019.
- [30] B. Pinto, “Polylactic Acid-based Stent Manufacturing using Fused Deposition Modeling from a Biomedical Perspective,” no. May, 2019.
- [31] E. Gkartzou, E. P. Koumoulos, and C. A. Charitidis, “Production and 3D printing processing of bio-based thermoplastic filament,” *Manuf. Rev.*, vol. 4, 2017, doi: 10.1051/mfreview/2016020.
- [32] C. Silva, “3D printing of gyroid structures for superior structural behaviour,” 2019.
- [33] T. Projeto, C. Daniel, and E. Rodrigues, “Big Printer 3D Delta Doutora Cândida Maria dos Santos Pereira Malça,” 2019.
- [34] T. Freitas, “Desenvolvimento de uma impressora FDM tipo delta,” 2017.
- [35] A. Mumith, M. Thomas, Z. Shah, M. Coathup, and G. Blunn, “Additive manufacturing current concepts, future trends,” *Bone Jt. J.*, vol. 100B, no. 4, pp. 455–460, 2018, doi: 10.1302/0301-620X.100B4.BJJ-2017-0662.R2.
- [36] Y. Yao, M. Li, M. Lackner, and L. Herfried, “A continuous fiber-reinforced additive manufacturing processing based on PET fiber and PLA,” *Materials (Basel)*, vol. 13, no. 14, 2020, doi: 10.3390/ma13143044.
- [37] P. Tack, J. Victor, P. Gemmel, and L. Annemans, “3D-printing techniques in a medical setting: A systematic literature review,” *Biomed. Eng. Online*, vol. 15, no. 1, pp. 1–21, 2016, doi: 10.1186/s12938-016-0236-4.
- [38] Y. Y. C. Choong *et al.*, “The global rise of 3D printing during the COVID-19 pandemic,” *Nat. Rev. Mater.*, vol. 5, no. 9, pp. 637–639, 2020, doi: 10.1038/s41578-020-00234-3.
- [39] N. C. Bastian, J. E. W. Schlossler, A. L. T. Barbosa, and M. Silva, “Distribuição de força estática em cães com membros amputados,” *JBCV - J. Bras. Cir. Veterinária*, vol. 3, pp. 98–103, 2014.
- [40] B. Carr and D. Dycus, “Canine gait analysis,” *Today’s Vet. Pract.*, no. April, pp. 93–100, 2016.

- [41] N. Bachman, M. Lasso, O. Olaode, E. Walfield, and M. Zuhairi, “Design of a Prosthesis for Canines with Front Limb Deformities,” 2017.
- [42] F. Agostinho, “Avaliação cinemática em cães,” 2009.
- [43] H. Evans and A. de Lahunta, *Miller’s Anatomy of the Dog*, vol. 148. Elsevier.
- [44] P. Mich, “The Emerging Role of Veterinary Orthotics and Prosthetics (V-OP) in Small Animal Rehabilitation and Pain Management,” *Top. Companion Anim. Med.*, no. 1, 2014, doi: 10.1053/j.tcam.2014.04.002.
- [45] E. T. Contreras, D. R. Worley, R. H. Palmer, and F. M. Duerr, “Postamputation Orthopedic Surgery in Canine Amputees: Owner Satisfaction and Outcome,” *Top. Companion Anim. Med.*, vol. 33, no. 3, pp. 89–96, 2018, doi: 10.1053/j.tcam.2018.07.001.
- [46] I. Rego, “Concepção de Equipamento para Apoio a Animais com Limitações Motoras,” Faculty of Architecture, University of Lisbon, 2019.
- [47] D. J. Marcellin-Little, M. G. Drum, D. Levine, and S. S. McDonald, “Orthoses and Exoprostheses for Companion Animals,” *Vet. Clin. North Am. - Small Anim. Pract.*, vol. 45, no. 1, pp. 167–183, 2015, doi: 10.1016/j.cvsm.2014.09.009.
- [48] B. J. Carr, D. L. Dycus, D. Acvs, and S. Animal, “Canine orthopedic devices,” *Today’s Vet. Pract.*, no. February, p. 117, 2016.
- [49] B. Carr, S. Canapp, J. Petrovitch, D. Campana, D. Canapp, and C. Leasure, “Retrospective Study on External Canine Limb Prosthesis used in 24 patients,” *Vet. Evid.*, vol. 3, no. 1, pp. 1–13, 2018, doi: 10.18849/ve.v3i1.118.
- [50] L. Paternò, M. Ibrahimi, E. Gruppioni, A. Menciassi, and L. Ricotti, “Sockets for limb prostheses: A review of existing technologies and open challenges,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 65, no. 9, pp. 1996–2010, 2018, doi: 10.1109/TBME.2017.2775100.
- [51] P. M. Mich and M. Kaufmann, “Veterinary Orthotics and Prosthetics,” in *Canine Sports Medicine and Rehabilitation: Second Edition*, 2018, pp. 265–293.
- [52] K. A. Drygas, R. Taylor, C. G. Sidebotham, R. R. Hugate, and H. Mcalexander, “Transcutaneous tibial implants: A surgical procedure for restoring ambulation after amputation of the distal aspect of the tibia in a dog,” *Vet. Surg.*, vol. 37, no.

- 4, pp. 322–327, 2008, doi: 10.1111/j.1532-950X.2008.00384.x.
- [53] J. Belinha, *Meshless Methods in Biomechanics - Bone Tissue Remodelling Analysis*. Springer, 2014.
- [54] V. Sá, “Biomechanical simulation of chromosomes,” Faculty of Engineering of the University of Porto, 2017.
- [55] N. Gonçalves, “Development of a Patient-Specific device to guide and assist the knee arthroscopy,” 2019.
- [56] M. Aires, “Elastoplastic Analysis Of 2D And 3D Structural Elements Using Meshless Methods,” Faculdade De Engenharia Da Universidade Do Porto, 2019.
- [57] H. Gozar, A. Chira, Ö. Nagy, and Z. Derzsi, “Medical Use of Finite Element Modeling of the Ankle and Foot,” *J. Interdiscip. Med.*, vol. 3, no. 1, pp. 34–38, 2018, doi: 10.1515/jim-2018-0001.
- [58] R. Rusovici, M. Pendergast, J. O’Brien, and I. Ghita, “Finite element modeling of human clavicle under dynamic loading,” *Proc. IASTED Int. Conf. Biomed. Eng. BioMed 2013*, 2013, doi: 10.2316/P.2013.791-165.
- [59] M. Ropars, H. Thomazeau, and D. Hutten, “Clavicle fractures,” *Orthop. Traumatol. Surg. Res.*, 2017, doi: 10.1016/j.otsr.2016.11.007.

## Web Pages

- [WP1] “Cães e gatos nos lares portugueses,” *Grupo Marktest*, 2020. <https://www.marktest.com/wap/a/n/id~2682.aspx> (consultado a 02 de Dezembro de 2020).
- [WP2] “FFF vs FDM: Difference and Best Printers,” *Top 3D Shop*, 2020. <https://top3dshop.com/blog/fff-vs-fdm-difference-and-best-printers> (consultado a 11 de Janeiro de 2021).
- [WP3] Webmaster, “Conheça os tipos de impressão 3D e os seus benefícios!,” *3D Lab*, 2018. <https://3dlab.com.br/tipos-de-impressao-3d-e-beneficios/> (consultado a 11 de Janeiro de 2021).
- [WP4] A. Martel, “The 4 Types of FFF / FDM 3D Printer Explained (Cartesian, Delta, Polar),” 2017. <https://www.3dnatives.com/en/four-types-fdm-3d-printers140620174/#!> (consultado a 15 de Janeiro de 2021).
- [WP5] “Wallpapers,” 2020. <https://get.pinnedby.me/browse/view.php?id=10766486600060908> (consultado a 2 de Agosto de 2021).
- [WP6] “Prosthetic Devices.” <https://www.pawsability.ca/products-prosthetics.php> (consultado a 7 de Abril de 2021).
- [WP7] D. Ratanji, “Tendências do sector veterinário,” 2018. <https://www.veterinaria-atual.pt/na-gestao/tendencias-do-sector-veterinario/> (consultado a 7 de Abril de 2021).
- [WP8] “Dog Prosthetics.” <https://www.aocpet.com/collections/dog-prosthetics> (consultado a 7 de Abril de 2021).
- [WP9] “Prosthetics.” <https://www.k-9orthotics.com/Prosthetics> (consultado a 8 de Abril de 2021).
- [WP10] “Braces and Prosthetic Solutions.” <https://orthopets.com/brace-and-prosthetic-solutions/> (consultado a 8 de Abril de 2021).
- [WP11] B. Brochtrup, “Puppy Prosthetic,” 2018. <https://hackaday.io/project/57760-puppy-prosthetic> (consultado a 10 de Abril de 2021).
- [WP12] “Top 5 3D Printed Animal Prosthetics,” 2016. <https://www.sys-uk.com/top-5-3d-printed-animal-prosthetics/> (consultado a 10 de Abril de 2021).
- [WP13] “Derby The Dog Gets New 3D Printer Prosthetic Legs.” <https://dogtime.com/dog-health/general/21330-derby-the-dog-gets-new-prosthetic-legs> (consultado a 8 de Abril de 2021).
- [WP14] C. Scott, “3D Printing Helps Lucky Dog Walk on All Four Legs,” 2017. <https://3dprint.com/177242/3d-printed-prosthetic-leg-duke/> (consultado a 10 de Abril de 2021).
- [WP15] “Depositphotos”. <https://pt.depositphotos.com/stock-photos/pinscher.html> (consultado a 20 de Setembro de 2021).