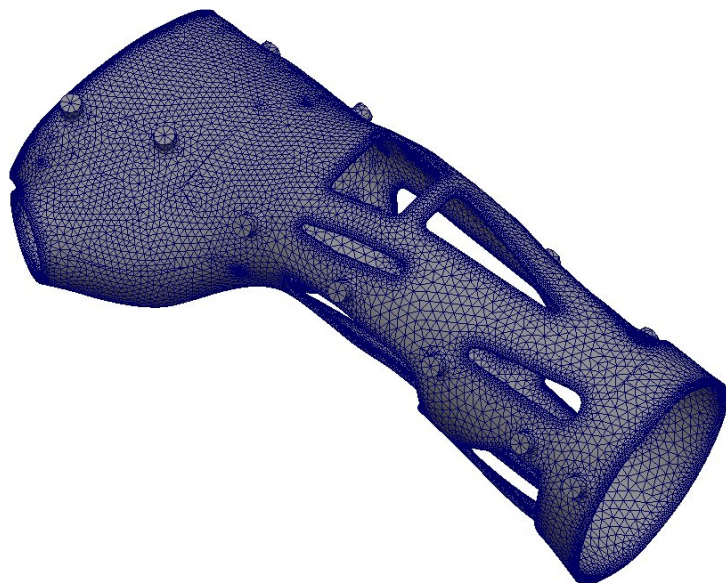




# ISEL



## **Projeto de Ortótese para Imobilização Articular Mão-Antebraço**

**ÍRIS DE CASTRO ESTEVES**  
(Licenciada em Engenharia Mecânica)

Trabalho de Projeto para obtenção do grau de Mestre em Engenharia Mecânica, na Área de  
Especialização de Manutenção e Produção

Orientadores:

Doutor João Filipe de Almeida Milho  
Doutor Ricardo José Fontes Portal

Júri:

Presidente: Doutor Mário José Gonçalves Cavaco Mendes  
Vogais:

Doutor Rui Miguel Barreiros Ruben  
Doutor Ricardo José Fontes Portal

**Dezembro de 2024**



# **Projeto de Ortótese para Imobilização Articular Mão-Antebraço**

**ÍRIS DE CASTRO ESTEVES**  
(Licenciada em Engenharia Mecânica)

Trabalho de Projeto para obtenção do grau de Mestre em Engenharia Mecânica, na Área de  
Especialização de Manutenção e Produção

**Orientadores:**

Doutor João Filipe de Almeida Milho, ISEL/IPL  
Doutor Ricardo José Fontes Portal, ISEL/IPL

**Júri:**

Presidente: Doutor Mário José Gonçalves Cavaco Mendes, ISEL/IPL

**Vogais:**

Doutor Rui Miguel Barreiros Ruben, ESTG/IPLeiria  
Doutor Ricardo José Fontes Portal, ISEL/IPL

**Dezembro de 2024**



---

# Agradecimentos

Em primeiro lugar, gostaria de agradecer aos meus pais e ao meu irmão pelo amor e apoio incondicionais que me deram ao longo de todo o meu percurso acadêmico. Eles são os alicerces da pessoa em que me tornei, e a força que me transmitem mostra-me que nenhuma montanha é alta demais para ser escalada. Às minhas primas, pela amizade e paciência, sempre partilhando as férias comigo, mesmo quando eram condicionadas pelo meu horário de trabalho. Um agradecimento especial à Beatriz, que acompanhou de perto este projeto e generosamente ofereceu a sua mão para ser utilizada como molde. Gostaria também de expressar a minha profunda gratidão ao meu namorado, pelo seu amor e constante apoio, sempre limpando as minhas lágrimas com palavras de ânimo e motivação, acreditando sempre no meu sucesso. Ele esteve ao meu lado em cada etapa do meu percurso acadêmico, o que tornou tudo mais especial.

Agradeço também aos meus amigos Lara, Filipa, Pedro, Tiago, Inês e Diogo, pela amizade e apoio. São amigos que se tornaram família e que estiveram sempre presentes, tanto nos altos como nos baixos, ao longo desta aventura académica. Alguns que me acolheram, outros que eu tive o prazer de receber.

Gostaria ainda de expressar a minha sincera gratidão aos meus orientadores de trabalho final de mestrado, o Professor João Milho e o Professor Ricardo Portal. Desde o início da minha licenciatura, sempre os considerei referências na área de projeto mecânico, tendo constantemente inspirado e motivado o meu aprofundamento de conhecimentos nesta área. A sua orientação e apoio foram fundamentais para o sucesso deste trabalho.

Por fim, agradeço profundamente a Deus por todas as portas que abriu, pelo Seu constante cuidado e pela força e entendimento concedidos para a realização deste trabalho. **Salmos 127:1.**



## Declaração de integridade

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

O autor

Iris do Castro Esteves

Lisboa, 12 de dezembro de 2024



---

## Projeto de Ortótese para Imobilização Articular Mão-Antebraço

# Resumo

A evolução das técnicas de imobilização ortopédica tem alterado bastante a perspectiva de tratamento de lesões ósseas, superando algumas das adversidades encontradas aquando da utilização do gesso tradicional. Entre essas soluções, destacam-se as ortóteses morfológicamente adaptadas, que visam otimizar o tratamento e a recuperação do utente, utilizando materiais diferentes e tecnologias avançadas, como a impressão tridimensional, para proporcionar uma imobilização personalizada.

O presente trabalho tem como principal objetivo o desenvolvimento de uma ortótese morfológicamente adaptada que garanta a imobilização articular entre a mão e o antebraço, com base em ferramentas computacionais de projeto assistido por computador.

A metodologia de obtenção de imagem para capturar a morfologia da mão e antebraço foi estabelecida com base em critérios de precisão, eficácia e facilidade de uso, sendo identificados a tomografia computadorizada e o processo de fotogrametria como ferramentas de engenharia inversa. Com base na imagem morfológica foi desenvolvido um modelo de desenho assistido por computador para a ortótese. Foram realizadas simulações de elementos finitos para avaliar a resistência estrutural e a capacidade de imobilização da ortótese, revelando que a mesma suportou uma carga de 100 N, com uma tensão máxima de von Mises de 19,774 MPa, um coeficiente de segurança de 1,8 e uma deformação máxima de 2,48 mm.

Adicionalmente, um estudo de otimização topológica permitiu reduzir a massa da ortótese em 17%, mantendo a capacidade de suportar 100 N. Nas condições mais críticas, a tensão máxima foi de 29,66 MPa, com um coeficiente de segurança de 1,2 e uma deformação máxima de 2,85 mm. Estes resultados confirmam que a ortótese desenvolvida é estruturalmente resistente e adequada para imobilização em situações quotidianas.

**Palavras-chave:** Imobilização ortopédica, engenharia inversa, análise estrutural, elementos finitos, otimização topológica.



---

## Joint Immobilization Orthosis Project: Hand-Forearm

# Abstract

The evolution of orthopedic immobilization techniques has significantly changed the approach to treating bone injuries, overcoming many challenges posed by traditional plaster casts. Among these solutions, anatomically adapted orthoses stand out, aiming to optimize patient treatment and recovery by utilizing different materials and advanced technologies, such as three-dimensional printing, to provide personalized immobilization.

The main objective of this work is the development of a morphologically adapted orthosis that ensures joint immobilization between the hand and the forearm, based on Computed Aided Design tools.

The methodology for acquiring images to capture the morphology of the hand and forearm was established based on criteria of precision, effectiveness, and ease of use, with computed tomography and photogrammetry being identified as reverse engineering tools. Based on the morphological image, a computer-aided design model was developed for the orthosis. Finite element simulations were conducted to assess the structural strength and immobilization capacity of the orthosis, revealing that it withstood a load of 100 N, with a maximum von Mises stress of 19,774 MPa, a safety factor of 1,8, and a maximum deformation of 2,48 mm.

Additionally, a topological optimization study allowed for a 17% reduction in the mass of the orthosis while maintaining the ability to support 100 N. Under the most critical conditions, the maximum stress was 29,660 MPa, with a safety factor of 1,2 and a maximum deformation of 2,85 mm. The results confirm that the developed orthosis is structurally sound and suitable for everyday immobilization needs.

**Keywords:** Orthopedic immobilization, reverse engineering, structural analysis, finite elements, topology optimization



---

# Nomenclatura

## Acrónimos

|      |  |
|------|--|
| 2D   | Bidirecional                                 |
| 3D   | Tridimensional                               |
| ABS  | Acrilonitrila butadieno estireno             |
| C.S. | Coefficiente de Segurança                    |
| CAD  | Desenho Assistido por Computador             |
| CMM  | Laser com máquina de medição por coordenadas |
| CT   | Tomografia Computorizada                     |
| FFF  | Fabricação com Filamento Fundido             |
| HIPS | Poliestireno de Alto Impacto                 |
| MEF  | Métodos dos Elementos Finitos                |
| PA   | Poliamida                                    |
| PLA  | Ácido Polilático                             |
| PP   | Polipropileno                                |
| SLA  | Estereolitografia                            |
| SLS  | Sinterização Seletiva a Laser                |
| TFM  | Trabalho Final de Mestrado                   |
| UV   | Ultravioleta                                 |

## Subscritos

|                |   |
|----------------|---|
| 2              | Identifica a força ter magnitude de 100N            |
| Ced.           | Identifica a tensão de cedência do material         |
| Máx.           | Identifica a deformada máxima                       |
| Max. von Mises | Identifica a tensão máxima equivalente de von Mises |

## Unidades Base

| Unidade      | Grandeza Quantitativa    | Símbolo |
|--------------|--------------------------|---------|
| Celcius      | Temperatura              | °C      |
| centímetro   | Dimensão                 | cm      |
| grama        | Massa                    | g       |
| milímetro    | Dimensão                 | mm      |
| Newton       | Força                    | N       |
| Newton-metro | Momento de força         | Nm      |
| Pascal       | Pressão, tensão mecânica | Pa      |
| quilograma   | Massa                    | kg      |

## Simbologia Grega

| Símbolo       | Descrição                           | Unidade SI |
|---------------|-------------------------------------|------------|
| $\delta$      | Deformada                           | m          |
| $\Delta$      | Varição de uma determinada grandeza | –          |
| $\varepsilon$ | Extensão                            | –          |
| $\sigma$      | Tensão                              | Pa         |

## Simbologia Romana

| Símbolo | Descrição                   | Unidade SI |
|---------|-----------------------------|------------|
| C1      | Controlo de malha 1         | –          |
| C2      | Controlo de malha 2         | –          |
| C3      | Controlo de malha 3         | –          |
| E       | Módulo de Elasticidade      | Pa         |
| F1      | Força com localização 1     | N          |
| F2      | Força com localização 2     | N          |
| F3      | Força com localização 3     | N          |
| F4      | Força com localização 4     | N          |
| M1      | Momento de força            | Nm         |
| x1      | Valor de tensão calculado   | –          |
| x2      | Valor de extensão calculado | –          |

---

# Índice

|   |      |
|---|------|
| Agradecimentos .....                            | i    |
| Resumo.....                                     | v    |
| Abstract.....                                   | vii  |
| Nomenclatura.....                               | ix   |
| Índice .....                                    | xi   |
| Lista de Figuras.....                           | xiii |
| Lista de Tabelas.....                           | xix  |
| Capítulo I.....                                 | 1    |
| 1 Introdução .....                              | 1    |
| 1.1 Motivação.....                              | 1    |
| 1.2 Objetivos.....                              | 1    |
| 1.3 Estrutura do Documento .....                | 2    |
| Capítulo II.....                                | 5    |
| 2 Imobilização Ortopédica.....                  | 5    |
| 2.1 Gesso .....                                 | 5    |
| 2.1.1 Alternativas ao Gesso – Ortótese.....     | 6    |
| 2.2 Ortótese .....                              | 8    |
| 2.2.1 Ortóteses Morfologicamente Adaptadas..... | 9    |
| Capítulo III.....                               | 19   |
| 3 Engenharia Inversa .....                      | 19   |
| 3.1 Processo de Engenharia Inversa.....         | 19   |
| 3.2 Métodos de Obtenção de Imagem .....         | 21   |

|  |     |
|--|-----|
| Capítulo IV .....  | 24  |
| 4 Análise Estrutural .....   | 24  |
| 4.1 Fundamentos da Análise pelo Método dos Elementos Finitos.....              | 24  |
| 4.2 Concentração de Tensões .....  | 26  |
| 4.3 Análise Não-Linear.....  | 27  |
| 4.4 Análise Estrutural no <i>SOLIDWORKS Simulation</i> .....                   | 27  |
| Capítulo V .....   | 31  |
| 5 Projeto da Ortótese .....  | 31  |
| 5.1 Metodologias de Aquisição do Modelo <i>Mão-Antebraço</i> .....             | 31  |
| 5.1.1 Digitalização 3D .....   | 31  |
| 5.1.2 Tomografia Computorizada (CT).....                                       | 34  |
| 5.1.3 Fotogrametria.....   | 37  |
| 5.2 Reconstrução do modelo <i>mão-antebraço</i> .....                          | 43  |
| 5.3 Desenvolvimento da ortótese .....  | 49  |
| 5.3.1 Modelação do modelo inicial da ortótese morfolologicamente adaptada..... | 49  |
| 5.3.2 Separação das carcaças e desenvolvimento do método de fixação.....       | 53  |
| 5.4 Estudo da resistência estrutural da ortótese.....                          | 56  |
| 5.4.1 Estudo de convergência de malha .....                                    | 57  |
| 5.4.2 Estudo relativo à resistência estrutural com o material PLA .....        | 73  |
| 5.4.3 Estudo de otimização topológica .....                                    | 81  |
| Capítulo VI .....  | 93  |
| 6 Conclusões e Trabalhos Futuros.....  | 93  |
| 6.1 Conclusões .....   | 93  |
| 6.2 Trabalhos Futuros .....  | 95  |
| Referências Bibliográficas .....   | 97  |
| Apêndices .....  | 101 |
| Apêndice A.....  | 103 |
| Apêndice B.....  | 109 |

---

# Lista de Figuras

|  |    |
|--|----|
| Figura 2.1 - Tipo de ortóteses (a) ortótese estática, (b) ortótese estática serial e (c) ortótese dinâmica, retirado de [12]. .....  | 9  |
| Figura 2.2 - Sistema de fixação de carcaças e furos utilizados por Blaya <i>et al.</i> [4]. .....  | 10 |
| Figura 2.3 - Furos da ortótese desenvolvida por Lin <i>et al.</i> [13]. .....  | 11 |
| Figura 2.4 - Representação dos parâmetros variados no estudo, adaptada de [17]. .....  | 13 |
| Figura 2.5 – Provetes Impressos (a) amostras para a primeira fase do estudo e (b) para a segunda fase do estudo, adaptado de [18]. .....   | 14 |
| Figura 2.6 - (a) Orientação das camadas dos blocos, (b) desenho das amostras utilizadas e (c) vista isométrica das amostras utilizadas, adaptada de [21]. .....                          | 15 |
| Figura 2.7 - Gráfico Tensão vs. Extensão nas direções axial, transversal e fora do plano, adaptado de [21]. .....  | 15 |
| Figura 2.8 - Condições de fronteira e cargas aplicadas do estudo através do Método dos Elementos Finitos, adaptado de [23]. .....  | 16 |
| Figura 2.9 - Ensaio de flexão em ortótese com fantoma de antebraço, retirado de [22]. .....  | 17 |
| Figura 3.1 - Diagrama geral de engenharia inversa, adaptada de [27]. .....   | 19 |
| Figura 4.1 – Discretização, adaptado de [33, Cap. 2]. .....  | 25 |
| Figura 4.2 - Formas geométricas possíveis para elementos finitos. (a) unidirecional de linha, (b) bidirecionais de área e (c) tridimensionais de volume, retirado de [33, Cap. 2]. ..... | 25 |
| Figura 4.3 - Mitigação de concentração de tensões aumentando o raio de curvatura de um entalhe, adaptado de [20, Cap. 17]. .....   | 26 |
| Figura 4.4 - Ciclo de projeto tradicional e conduzido por simulação, adaptado de [32, Cap. 1]. .....   | 28 |
| Figura 4.5 – Passos na análise de problemas através de MEF, adaptada de [32, Cap. 1], [34, Cap. 1]. .....  | 29 |

|   |    |
|---|----|
| Figura 5.1 – Método Digitalização 3D: Nuvem de pontos da mão visualizada no <i>CloudCompare</i> .                         | 32 |
| Figura 5.2 - Método Digitalização 3D: Nuvem de pontos final.  | 33 |
| Figura 5.3 - Método Digitalização 3D: Modelo mão final.   | 33 |
| Figura 5.4 - Método Digitalização 3D: Exemplo de superfície descrita incorretamente.                                      | 34 |
| Figura 5.5 - Método CT: Segmentação no <i>3DSlicer</i> .  | 34 |
| Figura 5.6 - Método CT - Modelo final do <i>3DSlicer</i> .  | 35 |
| Figura 5.7 - Método CT: Ruído na nuvem de pontos.   | 35 |
| Figura 5.8 - Método CT: Quantidade de pontos.   | 36 |
| Figura 5.9 - Método CT: a) Preenchimento de furos e b) Correção de linhas de partição.                                    | 36 |
| Figura 5.10 - Modelo CT: Modelo mão final.  | 37 |
| Figura 5.11 - Método fotogrametria: Fotografias da mão.   | 37 |
| Figura 5.12 - Método fotogrametria ( <i>Visual SFM</i> ): nuvem de pontos.  | 38 |
| Figura 5.13 - Método fotogrametria ( <i>Visual/SFM</i> ): a) Nuvem de pontos com <i>ruído</i> e b) Nuvem de pontos limpa. | 38 |
| Figura 5.14 - Método fotogrametria ( <i>Visual/SFM</i> ): problema na nuvem de pontos.                                    | 39 |
| Figura 5.15 - Método fotogrametria ( <i>Visual/SFM</i> ): Malha final.  | 39 |
| Figura 5.16 - Método fotogrametria ( <i>Autodesk ReCap Photo</i> ): nuvem de pontos.                                      | 40 |
| Figura 5.17 - Método fotogrametria ( <i>Autodesk ReCap Photo</i> ): nuvem de pontos limpa no <i>Autodesk</i> .            | 40 |
| Figura 5.18 - Método fotogrametria ( <i>Autodek ReCap Photo</i> ): nuvem de pontos limpa no <i>MeshLab</i> .              | 41 |
| Figura 5.19 - Método fotogrametria ( <i>Autodesk ReCap Photo</i> ): diminuição uniforme de pontos.                        | 41 |
| Figura 5.20 - Modelo fotogrametria ( <i>Autodesk ReCap photo</i> ): Modelo mão final.                                     | 42 |
| Figura 5.21 - a) Cenário criado, b) processo de recolha fotográfica e c) fotografia da mão e antebraço.                   | 43 |
| Figura 5.22 - Reconstrução modelo mão-antebraço.  | 44 |
| Figura 5.23 - Modelo mão-antebraço sem cenário.   | 44 |
| Figura 5.24 – Modelo mão-antebraço a) com eliminação de zona problemática e b) com preenchimento de furo.                 | 45 |

|   |    |
|---|----|
| Figura 5.25 – Processo de aperfeiçoamento de zona entre o polegar e o indicador.....                        | 46 |
| Figura 5.26 - Malha final <i>MeshLab</i> . .....  | 47 |
| Figura 5.27 - Modelo mão-antebraço: Quantidade de pontos do pré e pós-processamento. 47                     |    |
| Figura 5.28 - Regularização da fronteira.....   | 48 |
| Figura 5.29 – Modelo mão-antebraço final. ....  | 48 |
| Figura 5.30 – Combinação das ferramentas: <i>Surface-Offset</i> e <i>Thicken</i> . .....                    | 49 |
| Figura 5.31 – Sequência de ferramentas: plano, <i>sketch</i> , <i>curve</i> e <i>boss-extrude</i> . ....    | 50 |
| Figura 5.32 – Descontinuidade nas faces.....  | 50 |
| Figura 5.33 – Cavidade criada pelo modelo mão-antebraço.....  | 50 |
| Figura 5.34 - Superfície mão-antebraço sem polegar.....   | 51 |
| Figura 5.35 - a) Ferramenta <i>Surface-Fill</i> e b) Ferramenta <i>Boundary-Surface</i> . ....              | 51 |
| Figura 5.36 - a) Superfícies criadas para ligar as extremidades e b) Extremidades unidas sem excedente..... | 52 |
| Figura 5.37 – Modelo inicial da ortótese morfologicamente adaptada. ....                                    | 52 |
| Figura 5.38 - Direções de separação dos corpos. ....  | 53 |
| Figura 5.39 – <i>Sketch</i> para separação das carcaças. ....   | 53 |
| Figura 5.40 - Superfícies para separação do modelo. ....  | 54 |
| Figura 5.41 – Separação dos modelos: a) Carcaça de cima e b) Carcaça de baixo. ....                         | 54 |
| Figura 5.42 - <i>Split lines</i> das circunferências. ....  | 54 |
| Figura 5.43 - a) Plano criado e b) <i>sketch</i> para os dois primeiros pinos.....                          | 55 |
| Figura 5.44 - a) Primeira fileira de pinos e b) incongruências a serem eliminadas.....                      | 55 |
| Figura 5.45 – Modelo da carcaça de cima. ....   | 56 |
| Figura 5.46 - Modelo da carcaça de baixo.....   | 56 |
| Figura 5.47 Conjunto em estudo: modelo mão-antebraço, carcaça de cima e de baixo. ....                      | 57 |
| Figura 5.48 - Interação global.....   | 58 |
| Figura 5.49 - Localização da condição de fronteira. ....  | 58 |
| Figura 5.50 - Localização das forças aplicadas: a) F1, b) F2, c) F3, d) F4 e e) M1.....                     | 59 |
| Figura 5.51 - a) Controlo de malha 1, b) controlo de malha 3 e c) controlo de malha 2. ....                 | 59 |
| Figura 5.52 - Representação gráfica da evolução da tensão máxima de von Mises, F1 - Modelo 1.....           | 61 |

|  |    |
|--|----|
| Figura 5.53 - Distribuição de tensões de von Mises em MPa, F1 - Modelo 1.....  | 61 |
| Figura 5.54 – a) Curvatura na zona de concentração de tensões, F1, Modelo 1, b) Correção da curvatura, Modelo 2.....   | 62 |
| Figura 5.55 - Representação gráfica da evolução da tensão máxima de von Mises, F1 - Modelo 2.....  | 63 |
| Figura 5.56 - Distribuição de tensões de von Mises em MPa, F1 - Modelo 2.....  | 63 |
| Figura 5.57 - Tensão máxima de von Mises, F1 - Modelo 2. ....  | 64 |
| Figura 5.58 – Modelo sem arestas vivas – Modelo 3.....   | 64 |
| Figura 5.59 - Representação gráfica da evolução da tensão máxima de von Mises, F1 - Modelo 3.....  | 65 |
| Figura 5.60 - Distribuição de tensões de von Mises em MPa, F1 - Modelo 3.....  | 65 |
| Figura 5.61 - Representação gráfica da evolução da tensão máxima de von Mises, F2 - Modelo 3.....  | 66 |
| Figura 5.62 - Distribuição de tensões de von Mises em MPa, F2 - Modelo 3.....  | 67 |
| Figura 5.63 - Representação gráfica da evolução da tensão máxima de von Mises, F3 - Modelo 3.....  | 68 |
| Figura 5.64 - Distribuição de tensões de von Mises em MPa, F3 - Modelo 3.....  | 68 |
| Figura 5.65 - Representação gráfica evolução da tensão máxima de von Mises, M1 - Modelo 3.....   | 69 |
| Figura 5.66 - Distribuição de tensões de von Mises em MPa, M1 - Modelo 3.....  | 70 |
| Figura 5.67 - Falha no simulador, F4 - Modelo 3. ....  | 70 |
| Figura 5.68 - Modelo estudado por Chen et <i>al.</i> , adaptado de [23]. ....  | 71 |
| Figura 5.69 – Representação gráfica da tensão vs. extensão nas direções axial, transversal e fora do plano com valores para cálculo de propriedades mecânicas, adaptado de [21]..... | 73 |
| Figura 5.70 - Localização das forças aplicadas: a) $-F_{1_2}$ , b) $-F_{2_2}$ , c) $-F_{3_2}$ , d) $-F_{4_2}$ e e) condições de fronteira. ....                                      | 75 |
| Figura 5.71 - Faces acrescentadas aos controlos de malha: a) C3 e b) C2.....   | 76 |
| Figura 5.72 - Distribuição de tensões de von Mises em MPa - Modelo 3, PLA, $F_{1_2}$ .....   | 77 |
| Figura 5.73 - Distribuição de tensões de von Mises em MPa - Modelo 3, PLA, $F_{2_2}$ .....   | 77 |
| Figura 5.74 - Distribuição de tensões de von Mises em MPa - Modelo 3, PLA, $F_{3_2}$ .....   | 78 |
| Figura 5.75 - Distribuição de tensões de von Mises em MPa - Modelo 3, PLA, $F_{4_2}$ .....   | 78 |

|  |     |
|--|-----|
| Figura 5.76 - Distribuição de tensões de von Mises em MPa detalhada - Modelo 3, PLA, F4 <sub>2</sub> .<br>.....      | 79  |
| Figura 5.77 - Deslocamento em mm - Modelo 3, PLA: a) F1 <sub>2</sub> e b) -F1 <sub>2</sub> .....                     | 79  |
| Figura 5.78 - Deslocamento em mm - Modelo 3, PLA: a) F2 <sub>2</sub> e b) -F2 <sub>2</sub> .....                     | 80  |
| Figura 5.79 – Deslocamento em mm - Modelo 3, PLA: a) F3 <sub>2</sub> e b) -F3 <sub>2</sub> .....                     | 80  |
| Figura 5.80 - Deslocamento em mm - Modelo 3, PLA: a) F4 <sub>2</sub> e b) -F4 <sub>2</sub> .....                     | 81  |
| Figura 5.81 - Modelo simplificado utilizado no estudo de otimização topológico.....                                  | 82  |
| Figura 5.82 - Áreas a preservar no estudo de otimização topológico.....  | 82  |
| Figura 5.83 - Representação gráfica da convergência: melhor rigidez e objetivo de massa.                             | 83  |
| Figura 5.84 - Resultados de áreas a remover, 1.....  | 83  |
| Figura 5.85 - Resultados de áreas a remover, 2.....  | 84  |
| Figura 5.86 - Modelo otimizado - carcaça de baixo. ....  | 85  |
| Figura 5.87 - Modelo otimizado - carcaça de cima. ....   | 85  |
| Figura 5.88 - Controlo de malha C3 - Modelo otimizado.....   | 86  |
| Figura 5.89 - Distribuição de tensões de von Mises em MPa - Modelo otimizado, PLA, F1 <sub>2</sub> .                 | 87  |
| Figura 5.90 - Distribuição de tensões de von Mises em MPa - Modelo otimizado, PLA, F2 <sub>2</sub> .                 | 87  |
| Figura 5.91 - Distribuição de tensões de von Mises em MPa - Modelo otimizado, PLA, F3 <sub>3</sub> .                 | 88  |
| Figura 5.92 - Distribuição de tensões de von Mises em MPa - Modelo otimizado, PLA, F4 <sub>4</sub> .                 | 88  |
| Figura 5.93 - Deslocamento em mm modelo otimizado - Modelo otimizado, PLA, F1 <sub>2</sub> .....                     | 89  |
| Figura 5.94 - Deslocamento em mm modelo otimizado - Modelo otimizado, PLA, F2 <sub>2</sub> .....                     | 89  |
| Figura 5.95 - Deslocamento em mm modelo otimizado - Modelo otimizado, PLA, F3 <sub>2</sub> .....                     | 90  |
| Figura 5.96 - Deslocamento em mm - Modelo otimizado, PLA, F4 <sub>2</sub> .....                                      | 90  |
| Figura A.1 - Representação gráfica evolução da tensão máxima de von Mises, F1 <sub>2</sub> - Modelo<br>3, PLA. ....  | 103 |
| Figura A.2 - Representação gráfica evolução da tensão máxima de von Mises, -F1 <sub>2</sub> - Modelo<br>3, PLA. .... | 104 |
| Figura A.3 - Representação gráfica evolução da tensão máxima de von Mises, F2 <sub>2</sub> - Modelo<br>3, PLA. ....  | 104 |
| Figura A.4 - Representação gráfica evolução da tensão máxima de von Mises, -F2 <sub>2</sub> - Modelo<br>3, PLA. .... | 105 |

|  |     |
|--|-----|
| Figura A.5 - Representação gráfica evolução da tensão máxima de von Mises, $F_{3_2}$ - Modelo 3, PLA. ....         | 105 |
| Figura A.6 - Representação gráfica evolução da tensão máxima de von Mises, $-F_{3_2}$ - Modelo 3, PLA. ....        | 106 |
| Figura A.7 - Representação gráfica evolução da tensão máxima de von Mises, $F_{4_2}$ - Modelo 3, PLA. ....         | 106 |
| Figura A.8 - Representação gráfica evolução da tensão máxima de von Mises, $-F_{4_2}$ - Modelo 3, PLA. ....        | 107 |
| Figura B.1 - Representação gráfica evolução da tensão máxima de von Mises, $F_{1_2}$ - Modelo Otimizado, PLA. .... | 109 |
| Figura B.2 - Representação gráfica evolução da tensão máxima de von Mises, $F_{2_2}$ - Modelo Otimizado, PLA. .... | 110 |
| Figura B.3 - Representação gráfica evolução da tensão máxima de von Mises, $F_{3_2}$ - Modelo Otimizado, PLA. .... | 111 |
| Figura B.4 - Representação gráfica evolução da tensão máxima de von Mises, $F_{4_2}$ - Modelo Otimizado, PLA. .... | 111 |

---

# Lista de Tabelas

|   |    |
|---|----|
| Tabela 5.1 - Método Digitalização 3D: Quantidade de pontos do pré e pós-processamento. ....                             | 33 |
| Tabela 5.2 - Método CT: Quantidade de pontos do pré e pós-processamento. ....   | 36 |
| Tabela 5.3 - Método fotogrametria ( <i>VisualSFM</i> ): Quantidade de pontos do pré e pós-processamento.....            | 38 |
| Tabela 5.4 - Método fotogrametria ( <i>Autodesk ReCap Photo</i> ): Quantidade de pontos do pré e pós-processamento..... | 41 |
| Tabela 5.5 - Comparação dos modelos obtidos. ....   | 42 |
| Tabela 5.6 – Modelo da mão-antebraço antes e após a utilização das ferramentas de superfície.....                       | 46 |
| Tabela 5.7 - Modelo mão-antebraço: Quantidade de pontos do pré e pós-processamento. .                                   | 47 |
| Tabela 5.8 - Propriedades mecânicas dos materiais utilizados, retirados de [23]. ....                                   | 58 |
| Tabela 5.9 - Convergência de malha em mm. ....  | 60 |
| Tabela 5.10 – Convergência de malha, F1 – Modelo 1.....   | 60 |
| Tabela 5.11 - Convergência de malha, F1 – Modelo 2. ....  | 62 |
| Tabela 5.12 - Convergência de malha, F1 – Modelo 3. ....  | 64 |
| Tabela 5.13 - Convergência de malha, F2 – Modelo 3. ....  | 66 |
| Tabela 5.14 - Convergência de malha, F3 – Modelo 3. ....  | 67 |
| Tabela 5.15 - Convergência de malha, M1 – Modelo 3.....   | 69 |
| Tabela 5.16 - Comparação de resultados entre o modelo desenvolvido e a ortótese do artigo, adaptado de [23]. ....       | 72 |
| Tabela 5.17 - Propriedades mecânicas obtidas para o material PLA.....   | 74 |

|  |     |
|--|-----|
| Tabela 5.18 – Resumo de resultados obtidos: estudo resistência estrutural da ortótese com material PLA, modelo 3. ....         | 76  |
| Tabela 5.19 - Resumo de resultados obtidos: estudo resistência estrutural da ortótese com material PLA, modelo otimizado. .... | 86  |
| Tabela A.1 - Convergência de malha, $F_{1_2}$ e $-F_{1_2}$ – Modelo 3, PLA. ....   | 103 |
| Tabela A.2 - Convergência de malha, $F_{2_2}$ e $-F_{2_2}$ – Modelo 3, PLA. ....   | 104 |
| Tabela A.3 - Convergência de malha, $F_{3_2}$ e $-F_{3_2}$ – Modelo 3, PLA. ....   | 105 |
| Tabela A.4 - Convergência de malha, $F_{4_2}$ e $-F_{4_2}$ – Modelo 3, PLA. ....   | 106 |
| Tabela B.1 - Convergência de malha, $F_{1_2}$ – Modelo Otimizado, PLA. ....  | 109 |
| Tabela B.2 - Convergência de malha, $F_{2_2}$ – Modelo Otimizado, PLA. ....  | 110 |
| Tabela B.3 - Convergência de malha, $F_{3_2}$ – Modelo Otimizado, PLA. ....  | 110 |
| Tabela B.4 - Convergência de malha, $F_{4_2}$ – Modelo Otimizado, PLA. ....  | 111 |

---

# Capítulo I

No presente capítulo apresenta-se um panorama geral do presente Trabalho de Projeto. É apresentada a motivação que impulsionou o seu desenvolvimento, os objetivos do mesmo e a estrutura do documento.

## 1 Introdução

### 1.1 Motivação

A crescente demanda por soluções mais eficazes e personalizadas no tratamento de lesões ósseas tem impulsionado a investigação e o desenvolvimento de tecnologias inovadoras na área da imobilização ortopédica. A transição do gesso tradicional para alternativas mais avançadas, como as ortóteses morfológicamente adaptadas, abre novos horizontes para melhorar significativamente o conforto, a eficácia e a recuperação dos pacientes.

Esta evolução é particularmente relevante num contexto onde a individualização do tratamento é cada vez mais valorizada, permitindo o desenvolvimento de dispositivos que se adequem perfeitamente às necessidades e características anatómicas de cada utente. A integração de ferramentas de engenharia inversa, juntamente com métodos de desenho assistido por computador e simulações de elementos finitos, possibilita a criação de soluções tecnológicas robustas e otimizadas.

Neste sentido, a motivação reside na oportunidade de contribuir para a transformação do paradigma de imobilização ortopédica, desenvolvendo uma ortótese inovadora e personalizada. A relevância social e técnica do tema, aliada ao desejo de explorar e aplicar conhecimento nesta área de engenharia, fundamenta a escolha deste projeto como uma contribuição significativa para a melhoria da qualidade de vida dos utentes e para o avanço científico na área.

### 1.2 Objetivos

O presente trabalho tem como principal objetivo o desenvolvimento de uma ortótese morfológicamente adaptada que garanta a imobilização articular entre a mão e o antebraço. Pretende-se que a geometria deste componente seja totalmente determinada pela morfologia

da pessoa, para tal, recorre-se a técnicas de engenharia inversa como meio de obtenção de imagem. Além disso, a ortótese a desenvolver deverá ter como características a leveza, resistência estrutural, rigidez e precisão morfológica, indo ao encontro das características que destacam este componente como uma ótima solução às limitações da utilização do gesso tradicional. Assim, surgem alguns objetivos intermédios inerentes ao processo de projeto:

- Determinação da melhor metodologia de obtenção de imagem para o modelo *mão-antebraço*. Pretende-se verificar qual é a ferramenta de engenharia inversa que melhor responde às exigências de precisão, eficácia e facilidade deste modelo;
- Reconstrução do modelo *mão-antebraço* com a maior precisão morfológica possível utilizando o método determinado;
- Desenvolvimento do modelo da ortótese através de ferramentas de Desenho Assistido por Computador (CAD) utilizando o modelo *mão-antebraço* como molde;
- Garantir que a ortótese é estruturalmente resistente e cumpre os requisitos de imobilização simulando um ambiente quotidiano para a sua utilização.

Constituiu também um objetivo deste TFM o aprofundamento de uma revisão bibliográfica relativamente a temas relacionados com a imobilização ortopédica, o processo de engenharia inversa e análise estrutural. Assim, são destacadas limitações do gesso tradicional, estudos comparativos entre o uso deste e de ortóteses e de que forma a indústria médica é capaz de beneficiar do processo de engenharia inversa. Um ponto importante desta parte é a breve introdução ao Método dos Elementos Finitos, os pontos-chave de uma análise estrutural estática e de que forma estes temas estão interligados com o *software SOLIDWORKS Simulation*.

### 1.3 Estrutura do Documento

O presente trabalho é composto por 6 capítulos e respetivos subcapítulos:

No **Capítulo 1**, está incluída a motivação que levou à escolha do tema, bem como todos os objetivos que o trabalho almeja e a apresentação da estrutura que constitui o TFM.

No **Capítulo 2**, é apresentada uma revisão bibliográfica relativamente ao tema imobilização ortopédica. Neste sentido, são realçadas algumas limitações e complicações provenientes da utilização do gesso tradicional. As ortóteses, nomeadamente as morfológicamente adaptadas, são introduzidas e apresentam-se estudos clínicos onde se comparam as metodologias de imobilização.

No **Capítulo 3**, apresentam-se as bases da engenharia inversa, elucidando brevemente todo o processo, as várias metodologias de obtenção de imagem e ainda de que forma esta área da engenharia tem impactando a indústria médica.

No **Capítulo 4**, aborda-se o tema análise estrutural, introduzindo-se os fundamentos do Método dos Elementos Finitos (MEF), bem como o significado de concentração de tensões e de que maneira são distintas das singularidades. Contempla ainda uma breve apresentação de análise não-linear e de que forma todos estes tópicos estão inseridos no *software SOLIDWORKS Simulation*.

No **Capítulo 5**, demonstra-se todo o processo de projeto da ortótese morfológicamente adaptada, sendo dividido em 4 fases principais:

- **Subcapítulo 5.1.:** Neste subcapítulo analisam-se quatro metodologias de aquisição de dados para a reconstrução do modelo *mão-antebraço*. São utilizados os métodos de digitalização 3D, tomografia computadorizada e fotogrametria, sendo que no último examinou-se os *softwares VisualSFM e AutoDesk ReCap Photo*.
- **Subcapítulo 5.2.:** Apresentação da melhor abordagem, esta foi utilizada para reconstruir o modelo *mão-antebraço*.
- **Subcapítulo 5.3.:** Neste subcapítulo faz-se a descrição de todo o procedimento que levou ao desenvolvimento do modelo CAD da ortótese morfológicamente adaptada.
- **Subcapítulo 5.4.:** Nesta última divisão do capítulo 5 faz-se a descrição de todo o processo de análise estrutural realizado na ortótese. Começando pelo estudo de convergência de malha levando à melhoria do modelo obtido previamente, segue-se com a escolha do material a utilizar bem como a verificação da sua adequação para a ortótese. Por fim, detalha-se o estudo de otimização topológica desenvolvendo-se novos estudos de resistência para o modelo final da ortótese morfológicamente adaptada. No sentido de imobilização, pretende-se que a deformada máxima do modelo nunca exceda os 3 mm.

No **Capítulo 6**, apresentam-se as conclusões gerais e algumas propostas de trabalhos futuros.



---

# Capítulo II

No presente capítulo apresenta-se uma revisão bibliográfica relativamente à imobilização ortopédica, destacando as limitações e complicações associadas à utilização do gesso tradicional. Introduzem-se as ortóteses, nomeadamente as morfologicamente adaptadas, e apresentam-se estudos clínicos que comparam diferentes metodologias de imobilização.

## 2 Imobilização Ortopédica

A evolução das técnicas de imobilização ortopédica tem trazido novas perspetivas no tratamento de lesões, superando algumas das limitações associadas ao gesso tradicional. Embora amplamente utilizado em todo o mundo, o gesso apresenta diversas complicações que têm motivado a procura por alternativas mais eficazes. Entre essas, destacam-se as ortóteses morfologicamente adaptadas, que visam otimizar o tratamento e a recuperação do utente, utilizando materiais diferentes e tecnologias avançadas, como a impressão tridimensional (3D), para proporcionar uma imobilização personalizada. Este capítulo explora essas alternativas, com foco no *design*, nos materiais utilizados, na tecnologia de produção e na análise estrutural, além de aprofundar o entendimento das complicações relacionadas ao uso do gesso.

### 2.1 Gesso

O tratamento típico para uma fratura óssea é a imobilização através de gesso. Este é composto por uma camada externa de gesso sobre um forro sintético ou de algodão que protege contra possíveis lesões causadas por pressão. A sua constituição faz com que o mesmo seja ideal para as primeiras semanas após uma lesão ou durante o período de pós-operatório [1].

Apesar da imobilização através do gesso ser um tratamento essencial pode levar a complicações das mais variadas naturezas, tais como:

1. **Infeções:** O ambiente húmido e as feridas na pele criam um ecossistema extremamente propício ao desenvolvimento de organismos infecciosos. Além disso, a tentativa de alívio de sintomas como a comichão por parte dos utentes através da

inserção de corpos externos pode também propiciar a proliferação deste tipo de organismos [1].

2. **Lesões Causadas por Pressão:** Dentro das lesões causadas por pressão destacam-se as úlceras por pressão e a síndrome de compartimento. As primeiras ocorrem especialmente em saliências com osso ou em zonas em que o gesso tenha camadas inadequadas. A segunda ocorre quando a pressão causada pelo gesso leva a uma compressão tal que ocorre uma lesão neurovascular [1].
3. **Lesões Térmicas:** Estes tipos de lesões podem ocorrer em várias fases da utilização do gesso. Durante a aplicação do mesmo, uma reação exotérmica entre o material e a água ocorre, o que pode causar lesões na pele. Neste tipo de reações o calor libertado depende da velocidade de reação, bem como da temperatura inicial da água. Durante a remoção do gesso também podem ocorrer lesões térmicas devido à serra, sendo que estas dependem do tipo de forro do gesso, das lâminas e da técnica de remoção
4. **Dermatite de Contacto:** Esta dermatite alérgica ocorre devido ao contacto da pele com certos componentes do gesso. Foram reportados casos desta reação para cloreto de benzalcônio, isocianato e formaldeído [1].
5. **Outras Complicações:** Fatores como micro-lesões, mudanças neurovasculares e o ambiente entre o gesso e a pele podem contribuir para mudanças no crescimento de pelos e unhas. É possível ocorrer hipertricose localizada retardando o crescimento das unhas [1].

Uma outra grande preocupação relativamente ao gesso e à globalidade da sua utilização é a quantidade de desperdício. Segundo o *National Ambulatory Medical Care Survey* e o *American Academy of Orthopedic* é estimado que se desperdicem cerca de 670 toneladas de material por ano [2].

Todos estes fatores problemáticos associados à utilização do gesso contribuíram para a necessidade de se estudar alternativas mais cómodas e seguras para o tratamento de fraturas. Nesse âmbito, surgiram as ortóteses pré-fabricadas ou morfologicamente adaptadas ao utente [3], [4].

### 2.1.1 Alternativas ao Gesso – Ortótese

William *et al.* [5] fizeram um estudo controlado onde foi comparado o gesso tradicional com ortóteses pré-fabricadas para fraturas distais do rádio, estáveis, em crianças. Este estudo tinha dois objetivos principais: (1) comparação a nível de satisfação dos pais e utente, conveniência e preferência, e (2) comparação da dor relatada com os dois métodos.

Neste estudo participaram um total de 94 utentes, sendo que a 51 destes foi atribuído a tratamento com gesso e aos restantes 43 o tratamento com ortótese. Foi também recolhida

informação sobre os fatores a analisar nos primeiro, terceiro, sétimo e vigésimo primeiro dias após a imobilização. Os resultados revelam que houve preferência para a ortótese em todos os momentos de avaliação. Relativamente à dor, esta foi diminuindo ao longo do tratamento para ambos os grupos. Por fim, os autores concluíram que o tratamento com ortótese é preferível para este tipo de fratura sendo que a recuperação é similar em ambos os casos [5].

As fraturas em fivela (tórus) do punho são inerentemente estáveis e por este motivo alguns autores têm proposto alternativas ao tratamento com gesso, entre elas as ortóteses [6]. Davidson *et al.* e Karimi Mobarakeh *et al.* [7], [8] fizeram estudos comparativos entre a utilização de ortótese e gesso para este tipo de fraturas. Embora ao nível do fator dor não terem sido encontradas diferenças relevantes para os dois métodos utilizados, ao nível de custo-benefício a melhor opção é a ortótese pré-fabricada. Do ponto de vista clínico, ambos os grupos tiveram resultados bastante bons sendo que não houve desalinhamento dos ossos fraturados.

Também foram feitos estudos em fraturas menos estáveis como as apresentadas anteriormente, por exemplo, as fraturas angulares distais do rádio. Neste estudo foram observadas 96 crianças com este tipo de fraturas, sendo que 46 destas receberam o tratamento com ortótese pré-fabricada. Para este estudo, apenas se admitiram lesões até ao ângulo máximo de 15° [9].

Cada utente foi observado nas primeira, quarta e sexta semanas, sendo que a imobilização ocorreu durante as quatro primeiras. Após o tempo de imobilização, foi pedido que evitassem atividades que pudessem magoar novamente o braço nas duas últimas semanas de estudo. O grupo tratado com ortóteses recebeu indicações para apenas remover o equipamento por motivos de higienização [9].

Ao fim das seis semanas, cada utente foi visitado por um fisioterapeuta que analisou o braço tratado e recolheu informação relativamente à amplitude de movimento, força de preensão e dor. As diferenças entre cada grupo não foram significativas, o que indica que a ortótese é tão eficiente para este tipo de tratamento como o gesso. No entanto, tanto os pais como os utentes preferiram a ortótese e mostraram-se mais satisfeitos relativamente à mesma [9].

Chen *et al.* [10] procederam a um estudo comparativo entre gesso tradicional, ortóteses pré-fabricadas e ortóteses morfológicamente adaptadas. Para tal, um total de 60 utentes entre os 5 e 78 anos foram divididos nos três grupos. As fraturas do antebraço examinadas neste estudo foram fraturas distais do rádio e fraturas diafisárias da ulna e do rádio.

Os três grupos foram divididos de acordo com o método utilizado para imobilização do antebraço: Grupo A – Ortótese morfológicamente adaptada, Grupo B – Gesso tradicional e Grupo C – Ortótese pré-fabricada [10].

O método de avaliação dos três grupos foi através de pontuação relativamente à eficácia clínica e índice de satisfação. Sendo que, o Grupo A foi aquele que se distinguiu pelos resultados superiores em comparação com os demais. Ao nível do odor e comichão os grupos A e C obtiveram avaliações excelentes, devendo-se ao facto das ortóteses serem ventiladas e permitirem manter o espaço entre a pele e a estrutura imobilizante seco [10].

Assim, é possível concluir que a imobilização de membros através de ortóteses poderá representar uma alternativa eficaz que supera muitas das desvantagens associadas ao uso do gesso tradicional. As ortóteses não apenas oferecem maior conforto e personalização, mas também reduzem os riscos de complicações. Por isto, a transição para o uso de ortóteses demonstra um avanço na imobilização ortopédica, melhorando tanto a experiência do utente como os resultados do tratamento.

## 2.2 Ortótese

O estudo das ortóteses continua a ser alvo de muito interesse por parte da comunidade científica com o intuito de diminuir o tempo necessário para imobilização e incapacidade do utilizador, assim como aumento da qualidade de vida do utente [3], [11].

Existem diversas ortóteses com funcionalidades e objetivos distintos, destacando-se as seguintes:

- **Ortótese Estática:** Sendo as mais comuns no mercado não têm componentes móveis e promovem o suporte necessário para as articulações numa única posição, como exemplifica a Figura 2.1a [12].
- **Ortótese Estática Serial:** Esta ortótese imobiliza o membro na sua amplitude máxima, sendo que, por norma, são utilizadas continuamente e são alteradas ao longo do tempo de forma a manter sempre o alongamento máximo, a Figura 2.1b mostra uma ortótese deste tipo em utilização [12].
- **Ortótese Estática Progressiva:** Este grupo tem o mesmo objetivo que o da ortótese estática serial, no entanto utiliza componentes como dobradiças, parafusos e esticadores de modo que seja exercida força na articulação e assim haja uma alteração progressiva [12].
- **Ortótese Dinâmica:** Como o nome indica, tem componentes móveis que transmitem forças para as articulações e/ou tecidos moles conforme apresentado na Figura 2.1c. Estas devem ser utilizadas apenas durante o dia, dado que a sua utilização noturna pode ser perigosa [12].

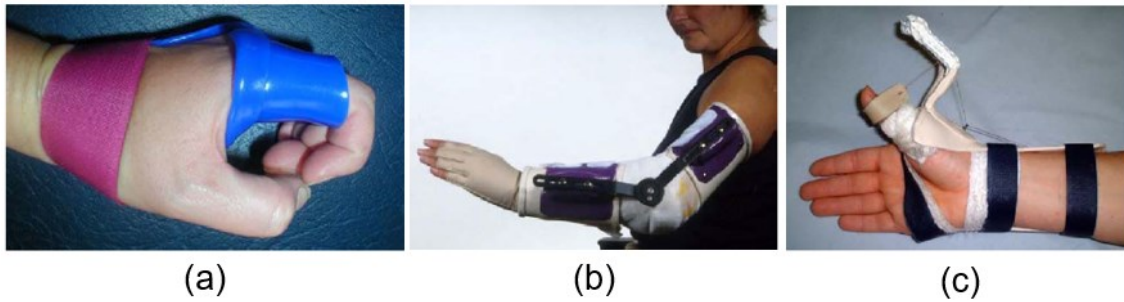


Figura 2.1 - Tipo de ortóteses (a) ortótese estática, (b) ortótese estática serial e (c) ortótese dinâmica, retirado de [12].

### 2.2.1 Ortóteses Morfologicamente Adaptadas

As ortóteses morfologicamente adaptadas são ortóteses personalizadas que proporcionam uma ótima estabilização da fratura. O principal objetivo destas é melhorar o estilo de vida do utente aquando da imobilização, assim, idealmente são mais confortáveis, permitem uma melhor respiração da pele e boa higienização, facilitando ainda a realização de atividades do dia a dia [2], [4].

Estas ortóteses são fabricadas através da tecnologia de manufatura aditiva, beneficiando também de áreas como CAD e engenharia inversa [4].

O processo de produção destas ortóteses está dividido essencialmente em quatro passos:

1. **Obtenção de dados:** Captação de imagem de modo a obter a informação espacial relativa ao membro em estudo. Este processo é feito através de técnicas de engenharia inversa – digitalização 3D, fotogrametria ou através de um dispositivo médico de obtenção de imagem, como as tomografias computadorizadas [2], [4].
2. **Desenvolvimento da ortótese:** Os dados recolhidos no passo anterior são transferidos para um *software* de CAD onde é desenvolvida a ortótese. Seguidamente, cria-se a malha e as aberturas na mesma de forma a finalizar a geometria da ortótese e então prepará-la para a sua impressão [2], [4].
3. **Impressão 3D:** É concretizado o processo de impressão 3D [2], [4].
4. **Pós-processamento:** É nesta fase que se limam as arestas que sejam necessárias e que se coloca o mecanismo de fecho do equipamento [2], [4].

#### 2.2.1.1 Design

A geometria da ortótese é maioritariamente determinada pelas dimensões anatómicas do utente, no entanto, é preciso ter em atenção alguns detalhes como o sistema utilizado para juntar as carcaças e a geometria dos furos [2].

As ortóteses morfologicamente adaptadas têm de ser feitas com, pelo menos, duas carcaças para que o utilizador as possa colocar, sendo por isso importante ter em conta o sistema de

união destas. Existem vários métodos para este efeito como: botões de borracha, parafusos de polietileno e tiras de velcro. É significativo que o método de fixação seja de abertura simples, económico e discreto [2], [4].

As aberturas na ortótese são essenciais uma vez que, deste modo permite-se a ventilação bem como a higienização da área afetada. Assim, são evitadas alergias e irritações cutâneas causadas pelo suor, sendo ainda possível avaliar visualmente a pele. Esta característica contribui também para diminuição do tempo de reabilitação, uma vez que permite que tratamentos como laserterapia, electroestimulação, magnetoterapia e hidroterapia sejam realizados ainda durante o período de imobilização [2], [3], [4].

A presença de furos leva a que a quantidade de material utilizado seja menor, este fator é positivo pois permite economizar na quantidade de matéria-prima e contribui para a leveza do equipamento tornando-o mais confortável. No entanto é preciso fazer uma análise estrutural detalhada de modo a garantir que a mesma não fica fragilizada e consegue suportar os esforços inerentes à utilização da ortótese [13].

Blaya *et al.* [2], [3] utilizaram como sistema de fixação das carcaças botões de borracha, os autores consideram-nos económicos e discretos, bem como de fácil aplicação. Relativamente a geometria dos furos, escolheram a geometria orgânica pelo facto deste tipo de área não conter vértices mitigando possíveis problemas estruturais. Outras vantagens consistem na facilidade de limpeza e a não acumulação de resíduos. A Figura 2.2 mostra estes dois aspetos da ortótese em causa.

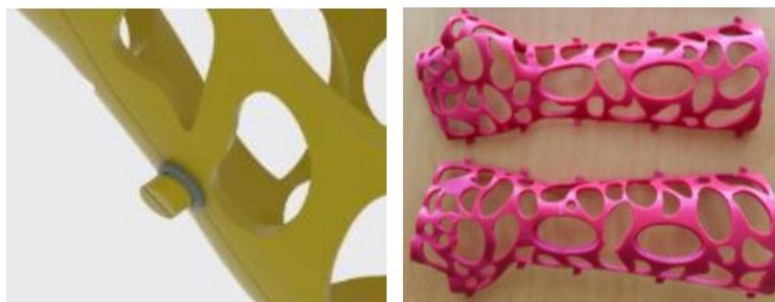


Figura 2.2 - Sistema de fixação de carcaças e furos utilizados por Blaya *et al.*[4].

Lin *et al.* [13] fixaram as duas partes com tiras de velcro. Ao nível dos furos, a forma geométrica escolhida foram circunferências de 2 ou 3 mm, estes autores optaram por uma maior quantidade de furos com menores dimensões de modo a diminuir ao máximo a fragilidade estrutural do material que era uma grande preocupação. Na Figura 2.3 apresenta-se a ortótese desenvolvida com os respetivos furos.



Figura 2.3 - Furos da ortótese desenvolvida por Lin *et al.* [13].

### 2.2.1.2 Materiais

O tipo de material a ser utilizado nas ortóteses morfologicamente adaptadas tem de ter um bom desempenho ao nível da manufatura aditiva, no entanto este não é o único requisito. Características como leveza, impermeabilidade, boa resistência mecânica e biocompatibilidade são procuradas para este tipo de componentes [3].

Blaya *et al.* [2], [3] utilizaram policarbonato, este material apresenta as características listadas acima. Além disso, tem ainda um bom isolamento térmico, resistência ao fogo e a raios UV, uma resistência excelente a ácidos fracos como o suor e uma boa elasticidade. O último é importante pois permite que sem que a ortótese se deforme não seja rígida, o que possibilita uma imobilização mais confortável para o utente. Este material não interfere com análises por Raio-X não sendo necessária a remoção da ortótese para o efeito, tendo também como vantagem a possibilidade de ser reciclado.

Kumar *et al.* [11] utilizaram acrilonitrila butadieno estireno (ABS). Este é um material muito versátil e apresenta propriedades como leveza, alta moldabilidade, alta resistência ao impacto – entre  $-20^{\circ}\text{C}$  e  $80^{\circ}\text{C}$  – e também a possibilidade de ser reciclado. Estes autores também consideraram utilizar ácido polilático (PLA) em alternativa, no entanto, o ABS mostrou-se ser a melhor escolha pelas suas características mecânicas superiores.

Outros materiais já utilizados neste tipo de componentes são poliamida (PA), poliestireno de alto impacto (HIPS) e polipropileno (PP) [4].

### 2.2.1.3 Impressão 3D

A impressão 3D é uma ferramenta com vários campos de aplicação, sendo um deles a medicina. Esta tecnologia tem inovado esta área e a forma como certos tratamentos são aplicados. Planeamento pré-operatório, implantes e até próteses são exemplos de áreas onde a impressão 3D tem surgido com mais frequência [14].

Ao nível das ortóteses, cada vez mais se utiliza a impressão 3D para a manufatura das mesmas, sendo que as mais usuais são as de membros como os pés e as mãos [14], [15].

Entre as diversas técnicas de impressão 3D, destacam-se as seguintes:

- **Sinterização Seletiva a Laser (SLS):** SLS utiliza a energia proveniente do laser para sinterizar os pós sendo este processo é feito através de camadas. O pó é colocado na cuba através de um rolo sendo posteriormente sinterizado pelo laser, seguidamente a plataforma desce e uma nova camada de pó é colocada na cuba e o processo repete-se até o objeto estar finalizado [16].
- **Estereolitografia (SLA):** SLA tem um processo muito parecido ao descrito em SLS, no entanto, em vez de se utilizar pós são utilizados polímeros em resina que são curados através da luz do laser [16].
- **Fabricação com Filamento Fundido (FFF):** Neste caso o material utilizado vem em filamentos de plásticos termoendurecíveis. Os filamentos são derretidos até um ponto semissólido e depositados na plataforma através de um bico extrusor. Este também é um processo feito por adição de diversas camadas [16].

Lieshout *et al.* [4] analisaram 12 estudos de ortóteses morfológicamente adaptadas obtidas através de impressão 3D e chegaram à conclusão de que a tecnologia mais utilizada é FFF.

Os parâmetros de fabrico como altura da camada, largura do filamento, densidade de preenchimento, orientação da camada, velocidade de impressão e padrão de preenchimento influenciam as propriedades físicas e mecânicas do componente final. A dificuldade na determinação das propriedades destas tem sido a maior desvantagem na utilização de impressão 3D e conseqüentemente da sua implementação na indústria [17], [18].

A natureza do processo de impressão 3D conduz a que o modelo obtido tenha um comportamento anisotrópico, *i.e.*, o material tem propriedades distintas nas diferentes direções. Sendo que a resistência mecânica do componente final é influenciada pela resistência do filamento, pelas forças de ligação entre os filamentos da mesma camada e pelas forças de ligação entre camadas. A saber que as características mecânicas do filamento são dependentes das propriedades da matéria-prima antes de ser submetida ao processo [17], [19], [20].

Por outro lado, as forças de coesão inter e intra-camadas são condicionadas pelos parâmetros de fabrico pelo que é de grande relevância entender de que forma cada parâmetro afeta as características do material [18].

- **Orientação da Camada:** Numa situação de esforço axial, de modo a otimizar as propriedades mecânicas, a orientação das camadas deve ser coincidente com direção do carregamento. Por outro lado, numa situação de compressão, a orientação das camadas deve ser perpendicular ao carregamento de modo a evitar a encurvadura [17].
- **Altura da Camada:** Quando a altura da camada é menor existe uma melhor coesão entre camadas. Isto deve-se ao facto de a superfície de contacto ser superior e consequentemente o espaço vazio ser inferior o que favorece o processo de soldadura entre filamentos [17].
- **Largura do Filamento:** Este fator afeta bastante o mecanismo de transporte de energia térmica o que influencia diretamente a coesão entre os filamentos [17].

Uma forma de determinar como os parâmetros afetam as propriedades mecânicas finais do material é fazendo uso de ensaios experimentais. Como tal, Travieso-Rodriguez *et al.* realizaram um estudo com o objetivo de perceber de que forma os parâmetros de fabrico influenciam as propriedades mecânicas de corpos em PLA obtidos por FFF [17].

No trabalho desenvolvido, foram efetuados ensaios de flexão por quatro pontos que seguiram a norma ASTM D6272-2 assim como testes à fadiga. Os ensaios foram realizados em 27 amostras e os 6 parâmetros de fabrico alterados foram: altura e largura do filamento, densidade de preenchimento, velocidade de impressão, orientação da camada e padrão de preenchimento, conforme representado na Figura 2.4 [17].

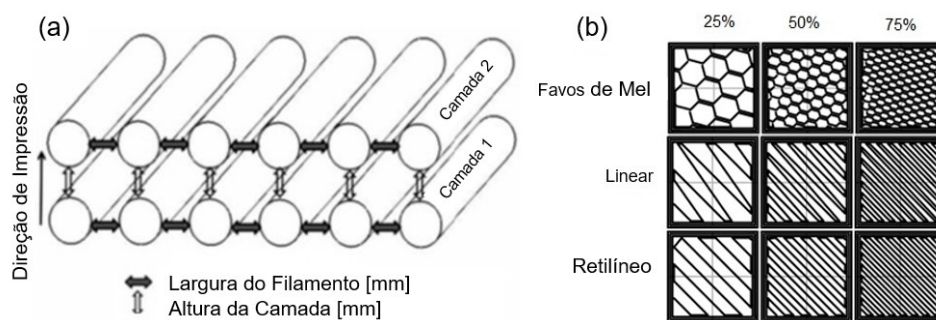


Figura 2.4 - Representação dos parâmetros variados no estudo, adaptada de [17].

Os ensaios realizados permitiram concluir que, para o material em estudo, a combinação ótima de parâmetros de fabrico depende do objetivo que se pretende atingir. Por exemplo, uma superior largura de filamento, juntamente com uma menor altura de camada e uma velocidade de impressão baixa, resulta numa união mais eficaz entre as camadas e consequentemente numa melhor rigidez e resistência à flexão [17].

Domingo-Espin *et al.* [18] fizeram um estudo que lhes permitiu definir qual a melhor abordagem a seguir quando se tem como objetivo simular com recurso ao MEF corpos fabricados em policarbonato obtidos através deste tipo de tecnologia. O procedimento experimental foi dividido em três partes: 1) Caracterização mecânica das amostras impressas com parâmetros específicos. Foram impressas um total de trinta amostras, o que corresponde a cinco de cada orientação, como demonstrado na Figura 2.5a. O diâmetro do bico de extrusão é de 0,254 mm, as camadas têm a orientação de  $+45^\circ/-45^\circ$  com uma densidade de preenchimento de 100%. Os ensaios realizados tiveram por base a ASTM D638: *Standard Test Method for Tensile Properties of Plastics*. 2) Impressão de 18 corpos simples com direções de camadas diferentes consoante ilustra a Figura 2.5b, o que corresponde a 3 amostras de cada orientação, e posterior análise mecânica. Por fim, 3) Simulação pelo MEF feita no modelo CAD utilizando as propriedades obtidas em 1). Nesta fase, foram feitas sete simulações, uma para cada orientação e uma última onde se considerou que o modelo era isotrópico.

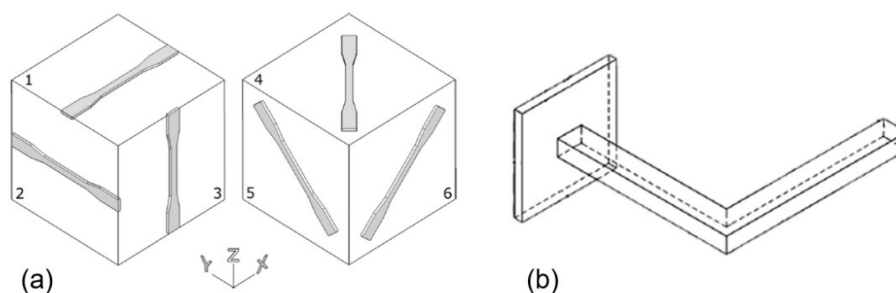


Figura 2.5 – Provetes Impressos (a) amostras para a primeira fase do estudo e (b) para a segunda fase do estudo, adaptado de [18].

Este estudo permitiu concluir que dentro do regime elástico a simulação MEF pode ser feita, considerando o modelo como isotrópico utilizando a média de valores das propriedades mecânicas nas várias direções. A vantagem desta abordagem reside em não se ter de alterar as propriedades do material no *software* dependendo da orientação do modelo. No entanto, para estudos onde se pretenda avaliar o comportamento excedendo o regime elástico deve-se analisar as partes com as devidas orientações e as respetivas propriedades mecânicas [18].

Y. Song *et al.* realizaram um outro estudo com o objetivo quantificar a anisotropia e a assimetria da resposta mecânica de peças em PLA obtidas através de FFF. Para tal, foram produzidos blocos sólidos de PLA, sendo que a orientação das múltiplas camadas destes blocos é sempre a mesma. Posteriormente, as amostras foram cortadas ao longo de três direções diferentes, como apresenta a Figura 2.6a. A Figura 2.6b apresenta as dimensões das amostras utilizadas e a Figura 2.6c contém a vista ortogonal das mesmas [21].

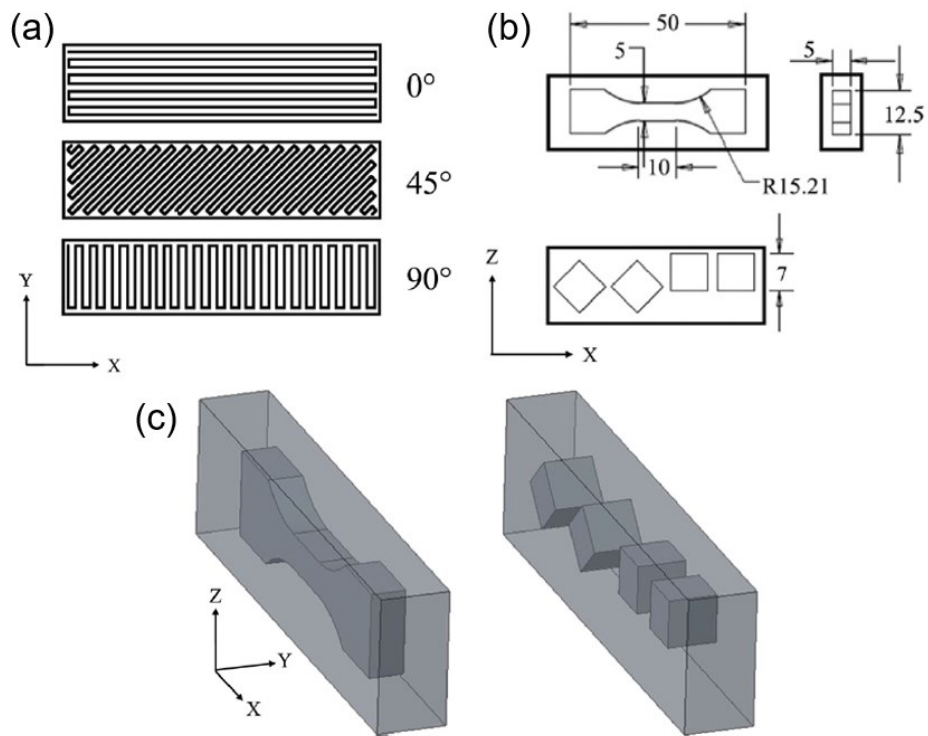


Figura 2.6 - (a) Orientação das camadas dos blocos, (b) desenho das amostras utilizadas e (c) vista isométrica das amostras utilizadas, adaptada de [21].

Este estudo permitiu concluir que a resposta elástica de corpos obtidos por tecnologia FFF no material PLA é aproximadamente isotrópica, como está representado na Figura 2.7. Por outro lado, a tensão de rotura nas três direções é variável e como tal, a resistência do material é ortotrópica [21].

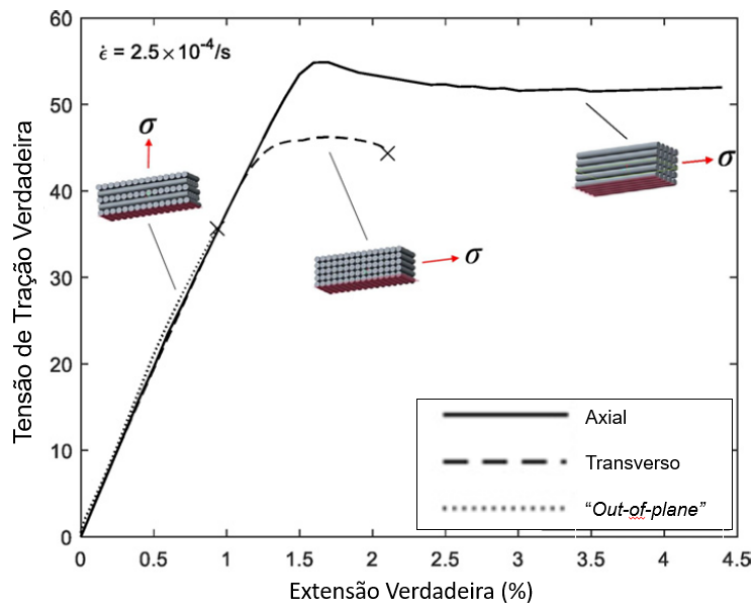


Figura 2.7 - Gráfico Tensão vs. Extensão nas direções axial, transversal e fora do plano, adaptado de [21].

### 2.2.1.4 Análise Estrutural

De forma a validar a resistência estrutural das ortóteses é necessário fazer estudos de resistência mecânica nas mesmas. Numa primeira fase estes são realizados num *software* com recurso ao MEF e posteriormente são feitos ensaios nos protótipos físicos [13], [22].

O estudo através do MEF é realizado com o objetivo de perceber de que forma o corpo se responde aquando colocado sob diferentes solicitações, sendo assim também um auxílio na escolha do material. Relativamente aos protótipos físicos, nestes são realizados ensaios destrutivos de modo a confirmar quais são as forças e pressões máximas a que o corpo pode estar sujeito [11], [22].

Chen *et al.* simularam o modelo da ortótese de modo a validar a sua resistência estrutural, bem como verificar que esta era capaz de efetuar as cargas de correção mecânica adequadas em certas áreas específicas para manter o alinhamento ideal do antebraço. Para tal, foram efetuados cinco estudos no modelo ortótese-braço, em todos a ortótese foi totalmente constringida na extremidade inferior. Para os primeiros quatro estudos foi utilizada uma carga de 400 N exercida em locais diferentes: na palma da mão com sentido anterior para posterior (AP), sentido posterior para anterior (PA), na lateral da palma da mão com sentido exterior para interior (ML), sentido interior para exterior (LM). No último estudo foram aplicados dois momentos com magnitude de 1 Nm na palma posterior com sentido de fora para dentro (RI e RO) [23]. A Figura 2.8 ilustra a descrição feita acima.

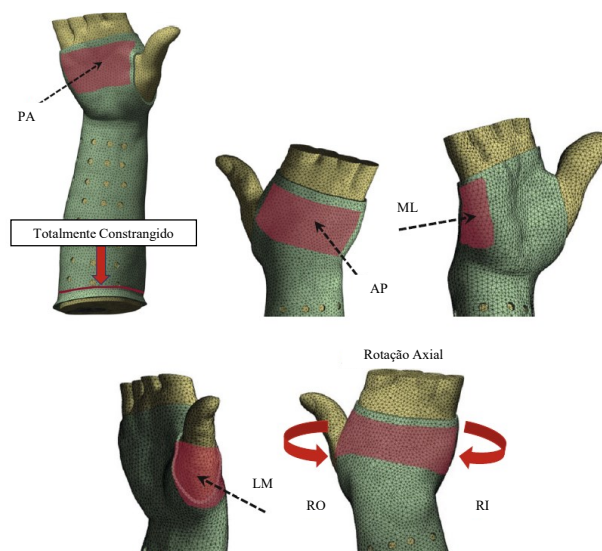


Figura 2.8 - Condições de fronteira e cargas aplicadas do estudo através do Método dos Elementos Finitos, adaptado de [23].

Chet *et al.* concluíram que a ortótese é capaz de reduzir a fratura adequadamente com uma distribuição de pressão uniforme, reduzindo assim o risco de elevada pressão localizada que pode ser uma complicação da utilização do gesso. O maior deslocamento na superfície de fratura foi de 1,325 mm no sentido PA, evidenciando que o modelo é eficiente na imobilização

ainda que submetido a cargas muito superiores à vivenciadas no dia a dia de um ser humano [23].

Górski *et al.* criaram um modelo de ortótese morfologicamente adaptada impressa em 3D. Este estudo teve como objetivo analisar o comportamento de quatro tipos de materiais (ABS, PLA, HIPS e Nylon) quando submetidos a um ensaio de flexão de 3 pontos segundo a norma ISO 527-2:2012 *standard*. O ensaio foi realizado no conjunto fantoma-ortótese de modo a simular ação de flexão com a mão do utente por dentro, como se verifica na Figura 2.9. Este estudo concluiu que no geral PLA é o material mais resistente suportando uma carga de aproximadamente de 1000 N [22].

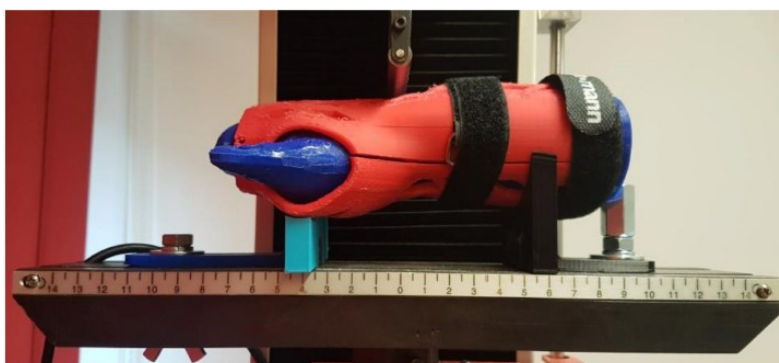


Figura 2.9 - Ensaio de flexão em ortótese com fantoma de antebraço, retirado de [22].



---

# Capítulo III

No presente capítulo é apresentado um panorama geral relativamente ao tema engenharia inversa, elucidando brevemente todo o processo, as diversas metodologias de obtenção de imagem, bem como de que maneira esta área tem impactado a indústria médica.

## 3 Engenharia Inversa

A Engenharia inversa é um ramo da engenharia que tem como objetivo reconstruir modelos de CAD a partir de modelos físicos. Para tal, as características geométricas do objeto são reproduzidas de modo a criar um modelo virtual e o mais próximo possível do real [24], [25].

São vários os casos onde os modelos CAD de certos componentes não existem ou são já obsoletos por não corresponderem com a realidade. Assim, a engenharia inversa aparece como uma solução para estes casos. Esta área é ainda aplicável no controlo de qualidade e *design* de peças de ajuste personalizado, como ortóteses morfológicamente adaptadas [24].

### 3.1 Processo de Engenharia Inversa

O processo de engenharia inversa está dividido em três fases principais: 1) Obtenção de dados, 2) Processamento de dados obtidos e 3) Desenvolvimento do modelo geométrico [26, Cap. 1]. As fases descritas encontram-se sumarizadas na Figura 3.1:

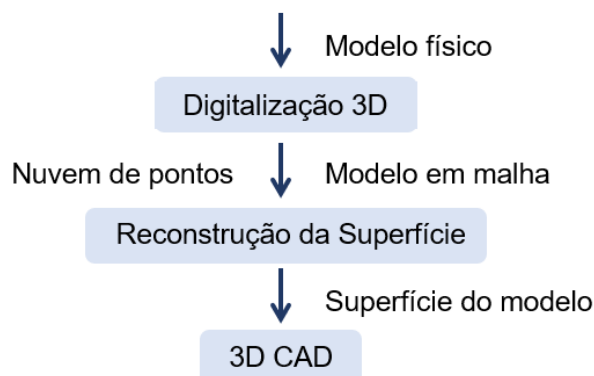


Figura 3.1 - Diagrama geral de engenharia inversa, adaptada de [27].

O processo de obtenção de dados contempla a escolha de técnica de digitalização, a preparação do modelo físico e a realização da digitalização. É importante que o modelo físico seja bem descrito na sua totalidade. Para tal, é preciso ter alguns aspetos em consideração,

tais como: a precisão necessária, o tipo de modelo que se quer digitalizar e a qualidade da digitalização. Pois, os resultados das digitalizações podem variar muito conforme o método utilizado [26, Cap. 1], [27].

Os dados obtidos são recebidos no formato de nuvem de pontos que descreve a superfície do modelo físico, estas informações digitais podem ser adquiridas através de digitalizadores de contacto e de não contacto. Os primeiros utilizam sondas de contacto que acompanham a superfície do objeto em estudo por forma a obter uma localização espacial da mesma. As segundas utilizam lasers, sensores óticos e dispositivos de carga acoplada para o mesmo efeito [26, Cap. 1].

Algumas desvantagens da utilização de digitalizadores de não contacto são:

1. **Precisão:** Depende da distância a que o digitalizador está do modelo físico [27].
2. **Necessidade de tratamento de superfície:** Quando a superfície do corpo é brilhante, é necessário colocar uma camada de pó, assim serão eliminados problemas relativos à reflexão da luz neste tipo de faces [26, Cap. 1].
3. **Ruído:** Este fenómeno é a obtenção de imagem de algo que não é o objeto em estudo. Pode ser causado por vibrações, reflexão de luz, entre outros. A eliminação deste ruído pode levar a que zonas cruciais do modelo sejam também excluídas [25], [27].
4. **Obtenção incompleta de dados:** Zonas escondidas por sombras ou por outras faces não são captadas neste tipo de digitalização [27].
5. **Rugosidade da Superfície:** Superfícies com rugosidade levam à criação de mais ruído que as lisas [27].

É durante o processamento de dados obtidos que se faz o tratamento da nuvem de pontos: eliminação ou redução de ruído e diminuição da quantidade de pontos. Muitas vezes são necessárias duas ou mais digitalizações para conseguir descrever a superfície como um todo. Assim, será esta a fase indicada para a junção dos vários conjuntos de dados adquiridos [26, Cap. 2].

Várias ferramentas e filtros são utilizados nesta etapa e é importante que o utilizador as domine corretamente de modo a saber bem qual ferramenta utilizar dependendo do objetivo ambicionado [26, Cap. 2].

Por fim, o desenvolvimento do modelo geométrico CAD é a fase mais complexa em todo o processo de engenharia inversa. Tal deve-se à necessidade do desenvolvimento de algoritmos de ajuste de superfície que consigam descrever rigorosamente a aparência tridimensional representada na nuvem de pontos [26, Cap. 2].

Existem várias estratégias que se podem utilizar nesta fase, umas com mais interação do utilizador do que outras. A escolha da estratégia a utilizar depende do *software* bem como de qual o resultado desejado [24].

Algumas das estratégias referidas são apresentadas de seguida:

- 1. Montagem independente da superfície:** cada conjunto de pontos ou malha é considerada uma entidade sendo que depois é feito um ajuste direto de uma superfície matemática de forma a obter uma superfície geométrica. Posteriormente a distância entre o conjunto de pontos e a superfície é reduzida obtendo um modelo CAD exatamente conforme os dados adquiridos. Esta estratégia faz um baixo uso dos recursos computacionais uma vez que não é utilizada nenhuma informação além das distâncias [24].
- 2. Ajuste com restrições:** Este é um dos métodos mais utilizados para obtenção do modelo CAD. Após a criação das superfícies são esclarecidas relações geométricas entre estas que podem ser introduzidas pelo utilizador ou automaticamente. Esta introdução de correspondências permite que o resultado esteja o mais próximo da realidade possível. Os recursos computacionais para este tipo de abordagem são mais elevados [24].
- 3. Reconstrução com base em secções 2D da malha:** Nesta abordagem são feitas secções 2D transversais da malha original por forma a se estabelecer ligações de reconstrução. Este método é baseado na forma típica de construção de CAD a partir de desenhos técnicos 2D. Esta estratégia é mais útil quando a superfície a obter faz uso a operações específicas de modelação como *loft*, *sweep*, *extrusion*, entre outras [24].
- 4. Superfície de forma livre:** Este tipo de reconstrução, como o nome indica utiliza superfícies de forma livre fundamentadas ferramentas de modelagem de CAD. É um método totalmente automático que tem um grande campo de aplicabilidade uma vez que permite reproduzir qualquer geometria. Geralmente são obtidos modelos de CAD muito agradáveis esteticamente, sendo que muitas vezes vêm sem erros associados. O ponto negativo incide no facto de não ser possível obter informação para além do modelo 3D, *i.e.*, não há reconhecimento de características geométricas separadamente, sendo tudo uma única superfície ou sólido [24].

### 3.2 Métodos de Obtenção de Imagem

Dentro do ramo de engenharia inversa existem diversas técnicas de captação de dados. Cada qual com uma precisão associada bem como variados campos de aplicação. Assim, a escolha do método de digitalização a utilizar depende essencialmente das dimensões do objeto a digitalizar bem como do nível de precisão desejado para o modelo de CAD. A qualidade da

digitalização depende de vários fatores como precisão, distribuição de pontos na nuvem, rugosidade da malha obtida, extremidades da malha e furos na malha [27].

Algumas técnicas convencionais de captação de imagem são:

- 1. Tomografia computadorizada (CT):** O princípio de funcionamento de uma CT baseia-se na passagem de um feixe de radiação ionizante por um objeto. Um conjunto de recetores capta a radiação que passa através do objeto e posteriormente o computador converte esta numa imagem digital. A imagem obtida é feita por secções, assim o processo é feito para cada uma das secções do objeto em estudo sendo que este efetua uma translação com uma distância pré-selecionada. O resultado obtido é uma reprodução muito precisa da morfologia interna e externa da peça, como consequência a quantidade de pontos na nuvem é elevadíssima assim como o seu peso computacional. Numa CT industrial, o objeto em estudo sofre rotações sobre si, já numa CT médica o utente permanece imóvel e os emissores/recetores giram em torno do utente [27], [28], [29].
- 2. Laser com máquina de medição por coordenadas (CMM):** A forma mais comum desta técnica é através do sistema de triangulação. *i.e.*, um feixe laser é projetada em direção ao objeto, esta é refletida e recebida por um sensor. O *software* converte o estímulo recebido em pontos distribuídos no espaço formando a nuvem de pontos que descreve a superfície do material em estudo. Para a obtenção de bons resultados através desta técnica é necessário que tanto a fonte como o recetor do feixe tenham um bom campo de visão do objeto, pelo que o tipo de superfície do objeto tem uma grande influência. Esta técnica apresenta uma boa precisão, assim como distribuição de pontos e descreve com algum rigor a rugosidade da superfície [27].
- 3. Laser de uso manual:** Este método é concretizado através de um sistema de posicionamento automático de alvos na superfície do material, assim o feixe de luz laser identifica este mesmo alvo e consegue obter referência da localização da superfície a digitalizar. Esta técnica permite uma digitalização completa e rápida para corpos de elevadas dimensões como, por exemplo, veículos. Em peças com dimensões inferiores a 100 mm os resultados obtidos não são favoráveis e apresenta uma baixa precisão e má representação da rugosidade da superfície [27].
- 4. Fotogrametria:** É o processo a partir do qual através de imagens bidimensionais – fotografias – se determina as coordenadas no espaço de certo objeto, obtendo-se uma nuvem de pontos que descreve a superfície do mesmo. Este método baseia-se fundamentalmente em trigonometria estimando a superfície do objeto, através da identificação de zonas homologas na sequência de imagens das várias perspetivas. Esta técnica apresenta uma baixa quantidade de pontos na nuvem quando

comparada com a CT, pelo que o seu peso computacional é inferior. No entanto, a sua precisão não é comprometida, tornando-a numa técnica versátil e com uma boa relação custo-benefício, pelo que é utilizada em várias áreas de engenharia [29], [30].

---

# Capítulo IV

No presente capítulo, são apresentados os fundamentos do MEF incluindo conceitos essenciais como a concentração e singularidade de tensões, que podem afetar a precisão e interpretação dos resultados. A importância da malha na representação precisa da geometria e na qualidade da análise também será discutida. Além disso, é feita uma introdução ao *software SOLIDWORKS Simulation*, destacando como sua utilização é crucial para aplicar eficazmente estes conceitos e melhorar a análise e otimização em projetos mecânicos.

## 4 Análise Estrutural

### 4.1 Fundamentos da Análise pelo Método dos Elementos Finitos

O Método dos Elementos Finitos é um método de cálculo de análise numérica utilizado para resolver problemas descritos por equações diferenciais parciais. Este método pode ser aplicado em várias áreas distintas e procura responder a problemas complexos para os quais não se conhece uma solução exata. Por isto, não é um método analítico, mas sim um método numérico. Algumas das áreas estudadas pelo MEF são o projeto mecânico, acústica, eletromagnetismo, mecânica dos solos e dos fluidos [32, Cap. 1], [33, Cap. 2].

Uma das primeiras aplicações do MEF foi a determinação de estados complexos de tensão e de deformação de corpos mecânicos, dando assim resposta a problemas cuja aplicação analítica da teoria elástica se revela insuficiente e inadequada [33, Cap. 2].

A primeira fase do MEF passa por dividir um modelo de domínio limitado por uma fronteira em elementos finitos mais pequenos do volume, área ou linha, designada por discretização ou por malha. São assim criados elementos e nós, como exemplifica a 2D na Figura 4.1 criando a malha [33, Cap. 2].

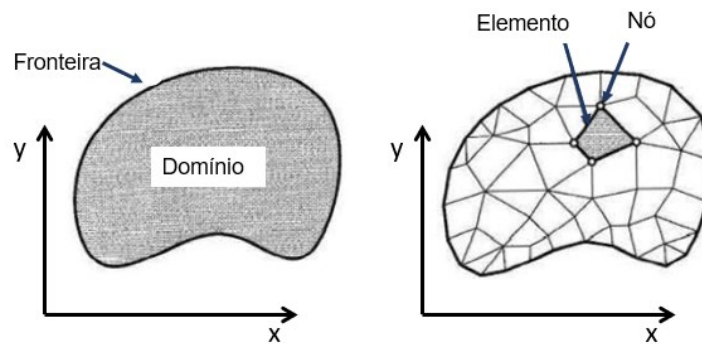


Figura 4.1 – Discretização, adaptado de [33, Cap. 2].

A elementos que sejam descritos apenas por nós nos seus vértices são chamados de elementos de primeira ordem, por outro lado, elementos que tenham nós tanto nos vértices como nas arestas intermédias são elementos de segunda ordem, que permitem uma melhor aproximação da sua deformação [32, Cap. 1].

Os elementos finitos assumem variadas formas geométricas, na Figura 4.2 estão exemplificados elementos de primeira ordem.

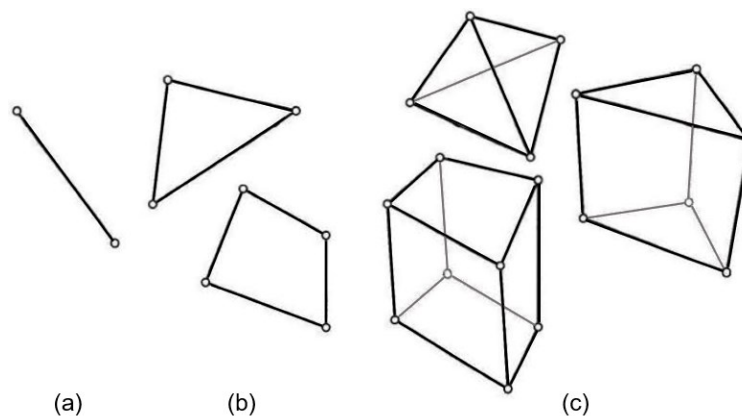


Figura 4.2 - Formas geométricas possíveis para elementos finitos. (a) unidimensional de linha, (b) bidimensionais de área e (c) tridimensionais de volume, retirado de [33, Cap. 2].

A análise numérica pelo MEF calcula deslocamentos nodais sequencialmente, assim aproxima-se o deslocamento de um número infinito de pontos de um determinado corpo contínuo ao deslocamento de um número finitos de pontos que descrevem o modelo. Dependendo da natureza do problema a analisar, o deslocamento de cada nó pode ser decomposto em diferentes componentes – graus de liberdade de translação e rotação [33, Cap. 2].

A densidade da discretização tem um grande impacto na precisão dos resultados obtidos. Tipicamente quanto mais refinada for a malha, *i.e.*, quanto mais elementos definirem o modelo em estudo, menores são os erros de discretização e conseqüentemente mais próximos da realidade são os resultados. Conseqüentemente, uma maior quantidade de elementos finitos corresponde a um recurso computacional e tempo de resolução mais elevados [32, Cap. 2].

Uma forma prática de ganhar confiança no modelo geométrico é através da verificação de convergência de resultados, por exemplo, tensões e deslocamentos [32, Cap. 2, 3].

## 4.2 Concentração de Tensões

A distribuição da tensão elástica ao longo da seção de um corpo pode ser uniforme e regular, no entanto, quando se verificam elevados gradientes de tensão, *i.e.*, um aumento muito significativo no valor das tensões para uma região muito localizada, denomina-se a condição por concentração de tensões [20, Cap. 3].

Tipicamente a ocorrência de concentrações de tensões está ligada a uma alteração geométrica repentina, seja esta acidental, propositada ou consequência da geometria natural do corpo. Este fenómeno pode ser uma das causas para falha estrutural dos corpos. Os exemplos típicos são placas com furos ou entalhes que estejam sujeitas a esforços de tração ou flexão [20, Cap. 3, 17], [34, Cap. 7].

Usualmente, uma forma de mitigar ou eliminar estes efeitos é através da otimização geométrica do corpo, por exemplo, aumento do raio de curvatura em cantos, em transições entre seções ou em entalhes – conforme exemplificado na Figura 4.3 [20, Cap. 17].

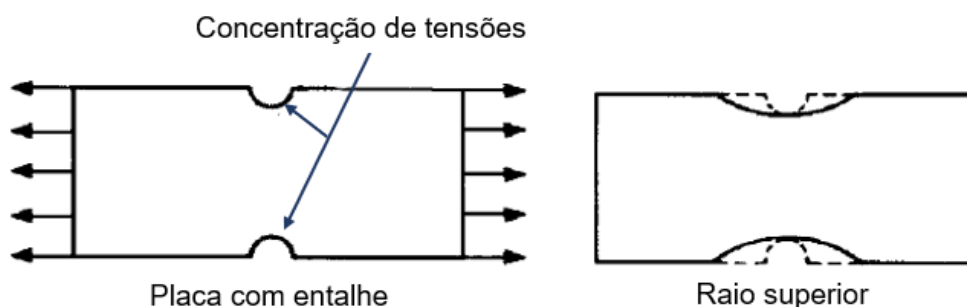


Figura 4.3 - Mitigação de concentração de tensões aumentando o raio de curvatura de um entalhe, adaptado de [20, Cap. 17].

Quando se realizam simulações computacionais através do MEF, é típico concretizar uma discretização mais refinada nas zonas propensas a concentrações de tensões. Assim, garante-se uma melhor aproximação dos resultados obtidos em relação aos resultados experimentais esperados [34, Cap. 7].

Outro fenómeno, que não deve ser confundido com as concentrações de tensões, são as singularidades de tensões. Dado que as suas origens são distintas, é importante que sua interpretação seja feita de forma correta.

A singularidade de tensões é um problema numérico, usualmente associado a zonas de descontinuidade geométrica do domínio, nas quais as tensões tendem para infinito, já que é considerada, matematicamente, um ponto singular. É importante salientar geometrias – como

arestas ou cantos “perfeitos” – são zonas potenciais de ocorrência de singularidade de tensões que devem ser avaliadas considerando que não podem ser reproduzidas fisicamente no mundo real [32, Cap. 3].

Nestes casos, quanto mais refinada a malha, maior será a tensão obtida expondo uma falta de convergência nos valores obtidos. Por isto, os resultados de tensão nestas circunstâncias devem ser cuidadosamente avaliados e considerados de acordo com a sua relevância para o estudo. Tipicamente, os valores provenientes de singularidades de tensões são desconsiderados para efeitos de análise quantitativa [32, Cap. 3].

Outras zonas suscetíveis a singularidades de tensão, são regiões onde existe transição do material e transições de geometria ou nas proximidades das condições de fronteira [32, Cap. 10].

### **4.3 Análise Não-Linear**

Na mecânica estrutural, uma análise linear considera que existe linearidade entre forças e deslocamentos. Para tal, consideram-se como verdadeiras três hipóteses: 1) Os deslocamentos sofridos pelo corpo são infinitesimais, 2) As condições de fronteira mantem-se constantes aquando das solicitações e 3) O material tem um comportamento linear elástico [33, Cap. 12], [34, Cap. 1].

Contudo, as situações normais geralmente são caracterizadas por serem não-lineares, não cumprindo as hipóteses mencionadas. Deste modo, é crucial ter em conta as consequências deste fenómeno [33, Cap. 12].

Os três tipos principais de não-linearidade estão ligados às referidas hipóteses que são refutadas. Por exemplo, quando a deformação do corpo em análise é significativa, os valores de tensão não são diretamente proporcionais aos valores de deformação e a resposta do sistema é influenciada pela sequência temporal das solicitações sofridas, pelo que se deve proceder com uma análise não-linear [33, Cap. 12].

Sabendo que uma análise linear é computacionalmente menos exigente que uma análise não-linear, por vezes, a análise linear resulta numa aproximação razoável. Desta forma, a escolha da utilização da análise não-linear depende da exatidão exigida para o estudo, perante a verificação ou não das referidas hipóteses de linearidade. No entanto, existem ocasiões em que esta é a única opção adequada para a resolução de problemas [33, Cap. 12].

### **4.4 Análise Estrutural no *SOLIDWORKS Simulation***

O *SOLIDWORKS Simulation* é um *software* comercial capaz de analisar e resolver problemas de engenharia fazendo uso do MEF. Este *software* pode realizar, entre outros, análises de deslocamentos, tensões, frequências naturais, vibrações, fluxo de calor [32, Cap. 1].

A utilização de ferramentas de cálculo pelo MEF, como o *SOLIDWORKS Simulation*, tem como principal objetivo a alteração do ciclo tradicional de projeto onde o protótipo físico é utilizado como ferramenta de projeto. Tradicionalmente, os testes feitos ao protótipo eram necessários para apoiar o projeto em desenvolvimento, mas com a simulação, o protótipo físico já não faz parte do processo iterativo do desenvolvimento do produto e são apenas utilizados para a validação de resultados [32, Cap. 1].

A Figura 4.4 esquematiza os ciclos mencionados.

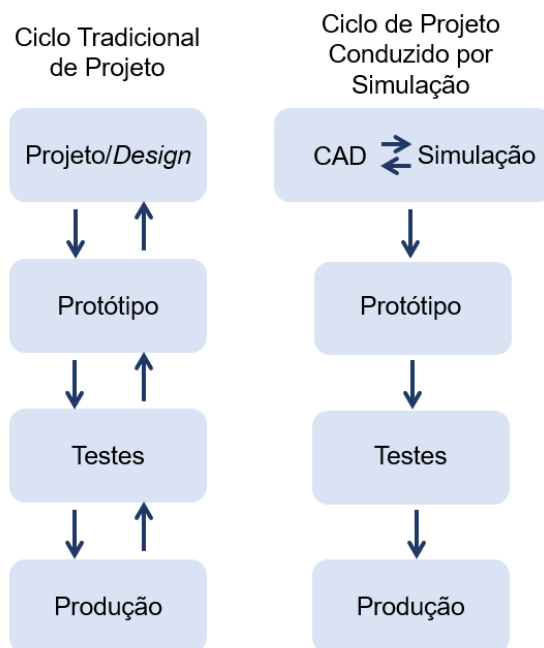


Figura 4.4 - Ciclo de projeto tradicional e conduzido por simulação, adaptado de [32, Cap. 1].

A análise de problemas através de *softwares* que utilizam o Método de Elementos Finitos divide-se em 4 passos essenciais:

- 1) Desenvolvimento do modelo matemático: O ponto de partida é sempre a criação de um modelo matemático a partir da idealização de um modelo. Assim cria-se um modelo geométrico que permita a melhor discretização possível com recurso aos menores custos computacionais. Quando tal não é possível, surge a necessidade de simplificar ou de se refinar a discretização. Seguidamente são definidos materiais, solicitações e condições de fronteira. Este processo ainda não consiste no MEF, mas sim numa preparação para a utilização do mesmo [32, Cap. 1], [33, Cap. 2], [34, Cap. 1].
- 2) Desenvolvimento do modelo MEF: É nesta fase em que o modelo matemático é discretizado através da atribuição do número de nós, número de elementos e graus de liberdade do mesmo. A solicitações e condições de fronteira discretos são aplicados a nós do modelo discretizado [32, Cap. 1], [33, Cap. 2].
- 3) Solução do modelo de MEF: O modelo MEF é resolvido através da solução numérica do simulador [32, Cap. 1], [33, Cap. 2].

- 4) Análise de resultados: Frequentemente esta é a fase mais desafiadora, uma vez que a interpretação de resultados pode ser complexa. Além disso, as interpretações devem ter sempre em conta as simplificações feitas ao modelo e as possíveis consequências dessa ação [32, Cap. 1], [33, Cap. 2].

A Figura 4.5 ilustra os passos apresentados anteriormente.

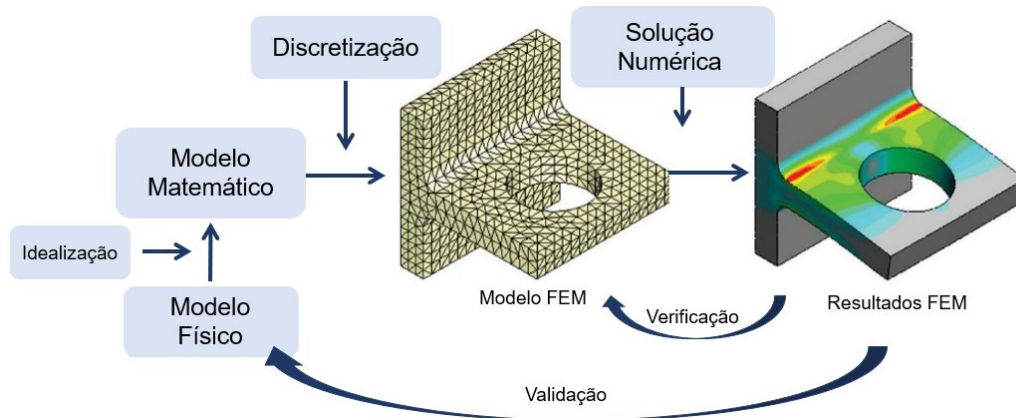


Figura 4.5 – Passos na análise de problemas através de MEF, adaptada de [32, Cap. 1], [34, Cap. 1].

É importante referir que ao longo do processo descrito surgem erros de diversas naturezas em todas as fases. O desenvolvimento do modelo matemático induz erros de idealização, a discretização do modelo induz erros de discretização, *i.e.*, a diferença entre a solução exata do modelo – inalcançável – e a solução aproximada. Por fim, os erros de solução são causados pelo acúmulo de erros de arredondamento [32, Cap. 1], [34, Cap. 6].

Portanto, é fundamental adotar uma postura crítica e possuir conhecimento não apenas sobre o potencial do modelo desenvolvido, mas principalmente sobre as suas limitações ao simular [33, Cap. 2].

Durante o processo de discretização, o *software* oferece várias opções para configurar a malha. É possível ajustar a qualidade dos elementos, escolhendo entre *draft* – elementos de primeira ordem – e *high* – elementos de segunda ordem. Além disso, é possível selecionar o tipo de malha: *standard*, *curvature-based*, ou *blended curvature-based*. A primeira corresponde a uma malha padrão uniforme em todo o corpo, independente da geometria. A malha *curvature-based* adapta automaticamente a dimensão dos elementos com base na curvatura das diferentes áreas do corpo. A última combina as duas abordagens anteriores, ajustando-se à complexidade geométrica das diversas regiões do componente em estudo [32, Cap. 3], [35].

Relativamente ao tipo de solução numérica no *SOLIDWORKS Simulation* é possível utilizar métodos diretos ou iterativos. Os métodos diretos resolvem as equações utilizando técnicas numéricas exatas, enquanto os métodos iterativos aproximam a solução de forma iterativa, avaliando os desvios a cada passo até que estes se tornem suficientemente pequenos. O

utilizador pode escolher o método desejado ou optar pela opção automática – *Automatic Solver* – que permite ao *software* selecionar automaticamente a melhor solução para o problema em análise [32, Cap. 21].

O *software* também permite estudos não-lineares. Qualquer estudo estático pode ser feito selecionando a opção – *Large Displacement* – o que proporciona resultados mais precisos. No entanto, este tipo de análise tem um peso computacional elevado e conseqüentemente um tempo de simulação superior. Aquando de um estudo estático utilizando a análise linear, o *software* verifica o deslocamento máximo nodal e este valor é comparado com a dimensão característica do corpo. Se a razão entre estes fatores for superior a 10% então será proposto que a simulação continue recorrendo a métodos não-lineares. Estas iterações são feitas antes do cálculo das tensões [32, Cap. 14].

Os resultados obtidos dos estudos estruturais são tensões e deslocamentos. De modo a interpretá-los é necessário admitir tensões e deslocamentos máximos. O *software SOLIDWORKS Simulation* é capaz de apresentar a tensão com a natureza que utilizador desejar. No entanto, usualmente é utilizada a tensão máxima de von Mises sofrida pelo corpo como método de comparação. Esta tensão é comparada com tensão de cedência do material de modo a perceber se o mesmo irá falhar quando submetidos às solicitações em estudo [32, Cap. 1].

Além dos estudos estruturais, também existe a possibilidade de realizar estudos estáticos de otimização topológica. Este estudo é um processo iterativo que procura a melhor distribuição de material de acordo com uma função objetivo. Entre os principais alvos encontram-se a maximização da relação rigidez/massa e a minimização do deslocamento, com o corpo inicial representando as dimensões máximas do componente. Numa primeira instância é necessário definir a percentagem máxima de massa que se deseja reduzir. Deste modo, os resultados fornecem um modelo que respeita o objetivo de massa, indicando quais áreas do corpo inicial podem ser removidas e quais devem ser mantidas [32, Cap. 20].

---

# Capítulo V

No presente capítulo é feita uma caracterização extensiva de todo o processo de projeto que levou ao desenvolvimento da ortótese morfologicamente adaptada. Está dividido em quatro subcapítulos, correspondentes às quatro fases de projeto.

## 5 Projeto da Ortótese

De modo a garantir uma abordagem sistemática e eficaz, o projeto foi estruturado em quatro fases distintas: 1) Metodologias de aquisição do modelo *mão-antebraço*, 2) Reconstrução do modelo *mão-antebraço*, 3) Desenvolvimento da ortótese e 4) Estudo da resistência estrutural. Além de ser delineado o processo técnico que levou ao desenvolvimento da ortótese morfologicamente adaptada, também é salientada a importância de uma abordagem integrada e multidisciplinar na criação de dispositivos médicos personalizados.

### 5.1 Metodologias de Aquisição do Modelo *Mão-Antebraço*

A ortótese em desenvolvimento é uma ortótese morfologicamente adaptada e, portanto, a sua geometria depende das características físicas do indivíduo. De modo a se obter os dados que descrevem as fisionomias é necessário recorrer a métodos de engenharia inversa.

Conforme já referido, existem várias técnicas de obtenção de imagem com características e objetivos diferentes. Assim, é relevante perceber qual o método que melhor se adequa ao trabalho a desenvolver. Para tal, fez-se o modelo 3D de uma mão aberta sobre a mesa com vários *softwares* e métodos permitindo perceber aquele que desenvolve melhores resultados. Nesta fase não se utilizou o modelo *mão-antebraço* completo com o intuito de diminuir o tempo de processamento.

Os métodos analisados foram a digitalização 3D, CT e fotogrametria.

#### 5.1.1 Digitalização 3D

A digitalização 3D é uma tecnologia inovadora que captura a geometria e dimensões de objetos e ambientes reais criando modelos digitais 3D altamente detalhados. Existem variados equipamentos e ferramentas que podem ser utilizadas para este fim. Escolheu-se utilizar a aplicação para iPhone *Recon 3D* pela sua versatilidade e facilidade de utilização [36].

Esta aplicação utiliza os sensores LiDAR do telemóvel e recolhe dados com alta precisão e qualidade permitindo o mapeamento e análise espacial do espaço real. Tipicamente, é utilizada em áreas de engenharia e arquitetura, desempenhando ainda um papel importante na investigação de cenas de crime ou acidentes rodoviários [36].

A digitalização inicia-se com a personalização de certas definições de modo a ir ao encontro das necessidades específicas de projeto. Neste caso, selecionou-se o tipo de *scan standard* que não utiliza nenhum processo de fotogrametria, e uma resolução de 5 mm. Tal significa que esta é a distância mínima entre os pontos capturados, este foi o valor selecionado por ser o menor permitido pela aplicação.

A partir da aplicação *Recon 3D* obtém-se uma nuvem de pontos que descreve a superfície em estudo. Os ficheiros obtidos foram no formato .e57, pelo que foi necessário fazer uso do *software CloudCompare* para visualizar a nuvem no computador. A nuvem de pontos inicial obtida apresenta-se na Figura 5.1.

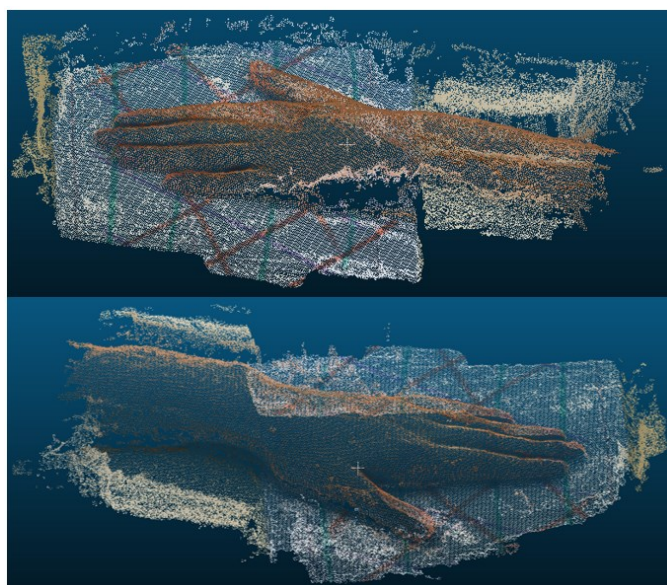


Figura 5.1 – Método Digitalização 3D: Nuvem de pontos da mão visualizada no *CloudCompare*.

Seguidamente a nuvem de pontos foi trabalhada no *software MeshLab* de modo a retirar todo o *ruído*, o que conseqüentemente diminui o número de pontos. Visualizando o modelo *limpo* verifica-se a existência de uma região que não foi bem descrita a partir dos dados recolhidos. A zona em causa apresenta-se assinalada na Figura 5.2.

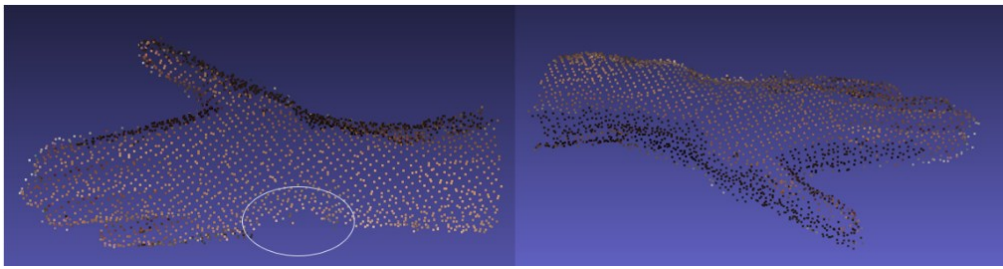


Figura 5.2 - Método Digitalização 3D: Nuvem de pontos final.

A quantidade de pontos da nuvem pré e após a limpeza do ruído apresenta-se na Tabela 5.1.

Tabela 5.1 - Método Digitalização 3D: Quantidade de pontos do pré e pós-processamento.

| Número de Pontos  |                   |
|-------------------|-------------------|
| Pré-processamento | Pós-processamento |
| 7012              | 2387              |

Comparando a quantidade de pontos apresentada, verifica-se que os dados recolhidos descrevem predominantemente a folha de papel e a mesa sobre a qual a mão está pousada. Como essa informação é irrelevante para o objetivo do trabalho, foi desconsiderada. A quantidade de pontos essenciais, após essa filtragem, corresponde a 2 387 pontos.

Por fim, a nuvem de pontos é exportada para o *SOLIDWORKS* onde é feita a reconstrução da superfície, através da ferramenta *Scan To 3D*. Em situações nas quais a nuvem de pontos é muito densa, faz-se uma redução nesta fase de trabalho, no entanto, a nuvem em questão não apresentou necessidade para tal.

O modelo final da mão aberta sobre a mesa obtido através de digitalização 3D está apresentado na Figura 5.3.

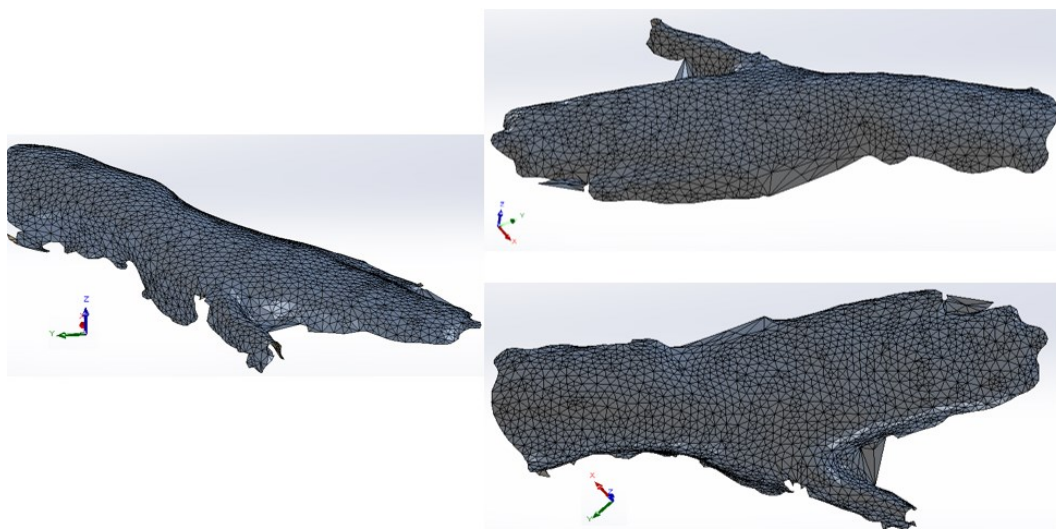


Figura 5.3 - Método Digitalização 3D: Modelo mão final.

O modelo obtido não vai ao encontro dos objetivos ambicionados uma vez que a superfície do corpo em estudo não é descrita em detalhe. A falta de precisão na representação da morfologia real do corpo resulta da baixa quantidade de pontos gerados, que, por sua vez, foi influenciada pela resolução selecionada na aplicação.

Aquando do processo de reconstrução, o *software* cria conexões com base nos pontos da nuvem. Por vezes, quando não há pontos suficientes, *i.e.*, a superfície não está bem representada não criadas ligações que não revelam a realidade, como se vê na Figura 5.4.

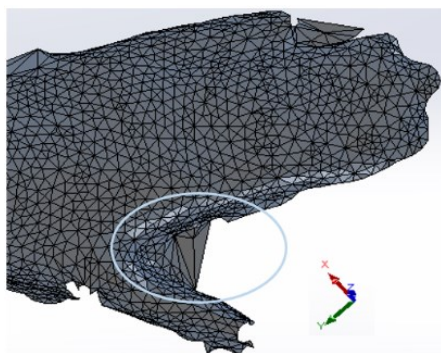


Figura 5.4 - Método Digitalização 3D: Exemplo de superfície descrita incorretamente.

### 5.1.2 Tomografia Computorizada (CT)

Os dados da CT utilizada para estudo desta metodologia são provenientes de um caso clínico real. Para visualizar e analisar os dados recolhidos através da CT, utilizou-se o *software* 3DSlicer. Este *software* permite observar as várias camadas de tecidos e fazer a segmentação das mesmas, *i.e.*, selecionar aquelas que se pretende isolar. Na Figura 5.5 visualiza-se as zonas selecionadas a segmentar nas três direções principais – zonas a amarelo. Estas foram transpostas e observadas isoladamente na *Viewer Control* onde se trata o modelo.

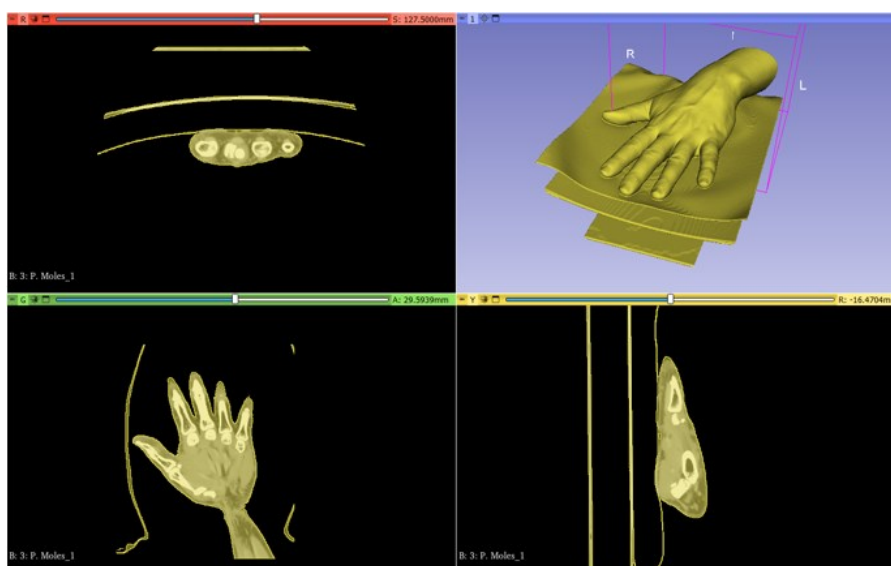


Figura 5.5 - Método CT: Segmentação no 3DSlicer.

Na Figura 5.6 observa-se o modelo após a eliminação da mesa de apoio ficando apenas com o corpo em estudo – a mão. Nesta fase torna-se notório que o detalhe do modelo é elevado, descrevendo com precisão a superfície da mão. No entanto, é possível identificar pequenas dissemelhanças ao modelo real, como o facto das pontas dos dedos estarem ligeiramente achatadas.

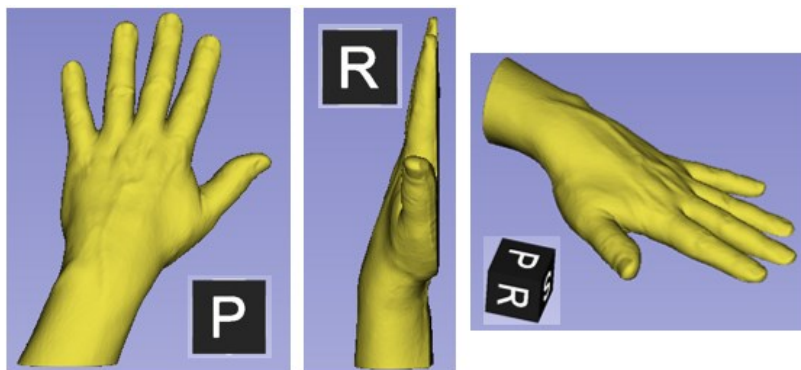


Figura 5.6 - Método CT - Modelo final do 3DSlicer.

Seguidamente exportou-se o modelo para o *software MeshLab* de modo a analisar melhor a nuvem de pontos e corrigir eventuais pontos errantes. Na Figura 5.7 estão assinaladas duas zonas críticas na nuvem de pontos. Uma corresponde a *ruído* que necessita de ser eliminado e a segunda a uma área que não ficou bem descrita.

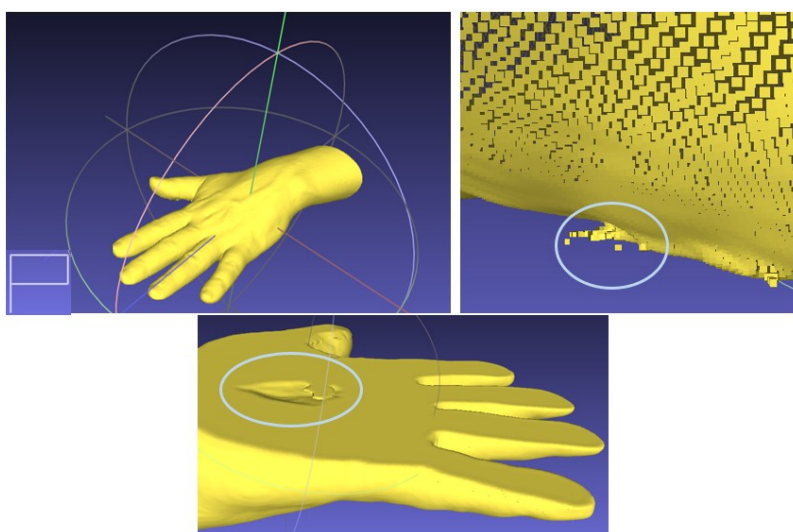


Figura 5.7 - Método CT: Ruído na nuvem de pontos.

Após o tratamento da nuvem de pontos a mesma foi exportada para o *software SOLIDWORKS* onde foi reconstruída a superfície. Para tal utilizou-se a ferramenta *Mesh Prep Wizard*. O processo inicia-se com a redução do número de pontos na nuvem. A quantidade de pontos adquirida no processo de tomografia computadorizada foi elevada, tendo-se feito uma redução uniforme de 95%, como se apresenta na Tabela 5.2 e na Figura 5.8.

Tabela 5.2 - Método CT: Quantidade de pontos do pré e pós-processamento.

| Número de Pontos  |                   |
|-------------------|-------------------|
| Pré-processamento | Pós-processamento |
| 325 674           | 32 567            |

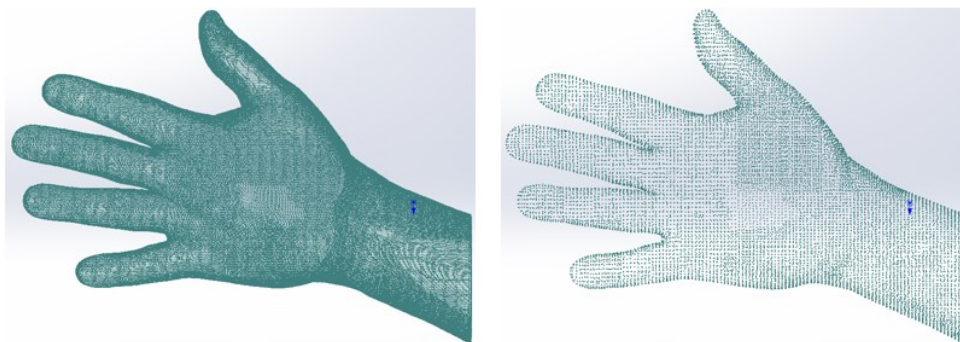


Figura 5.8 - Método CT: Quantidade de pontos.

O passo seguinte correspondeu ao preenchimento de furos – Figura 5.9a – e sequentemente o ajuste das linhas de partição corrigindo os erros na malha – Figura 5.9b. As linhas de partição existem para dividir a malha em grupos de regiões. As zonas a vermelho correspondem a faces que se auto-interseitam, estes erros devem de ser corrigidos pelo facto de impedirem a criação de uma malha considerada válida e estável pelo *software*.

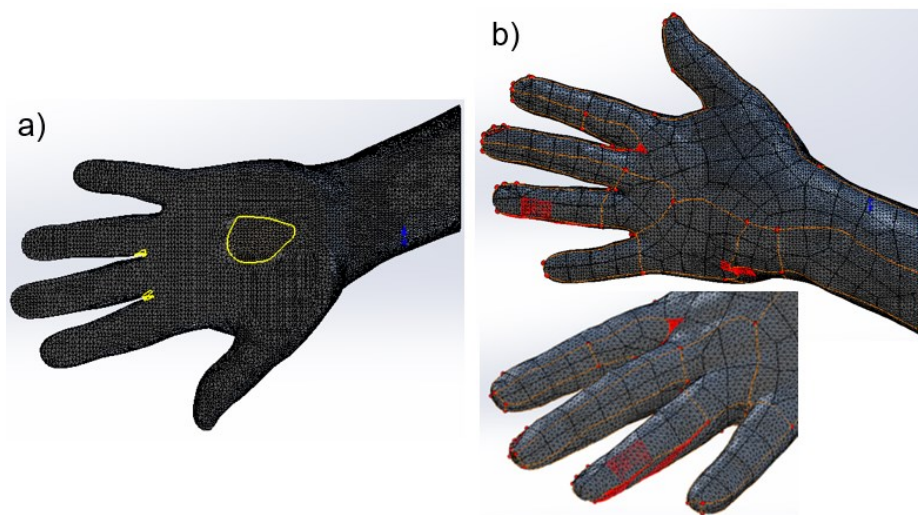


Figura 5.9 - Método CT: a) Preenchimento de furos e b) Correção de linhas de partição.

Por fim, o *software* reconstruiu a superfície, a Figura 5.10 apresenta o modelo final obtido.

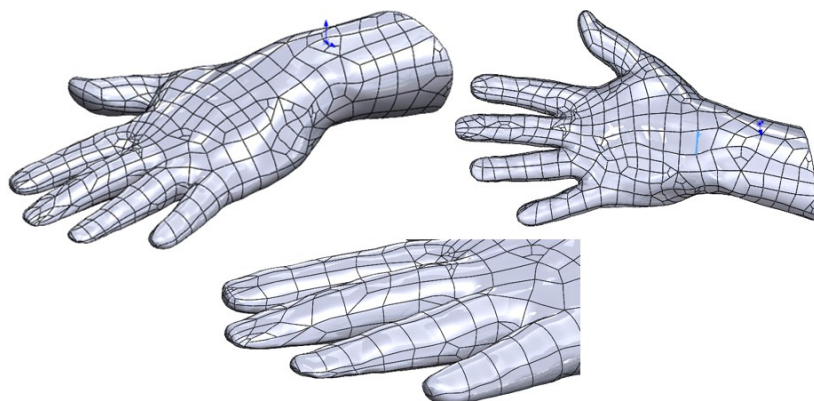


Figura 5.10 - Modelo CT: Modelo mão final.

O modelo resultante desta abordagem corresponde com os objetivos ambicionado. O corpo descreve a realidade com elevado detalhe, capturando com precisão a morfologia da mão.

### 5.1.3 Fotogrametria

O processo de fotogrametria inicia-se com a recolha de dados fotográficos do corpo em estudo. Neste método é essencial ter em consideração o ambiente em volta, uma vez que o mesmo tem um papel crucial na referenciação visual bem como em contextos de escala.

Assim, foram captadas 121 imagens da mão sobre a mesa. Foi colocada uma folha quadriculada com riscos coloridos de modo a auxiliar o *software* na criação de pontos de referência e na orientação das câmaras. A Figura 5.11 ilustra duas das fotografias captadas.

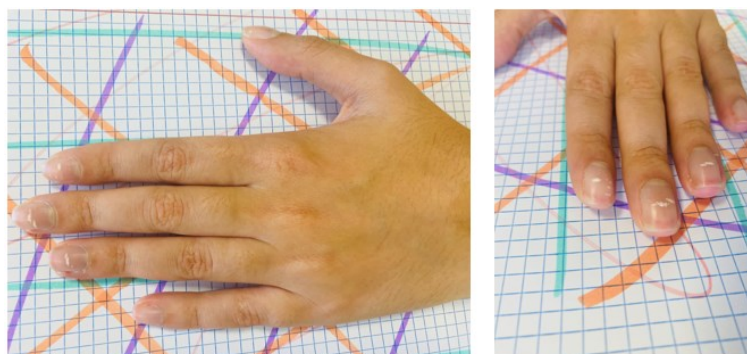


Figura 5.11 - Método fotogrametria: Fotografias da mão.

Para a realização deste processo houve a necessidade de recorrer a dois *softwares* distintos: *VisualSFM* e *AutoDesk ReCap Photo*.

### 5.1.3.1 VisualSFM

O *VisualSFM* é um *software* de fotogrametria. As 121 fotografias foram descarregadas para o *software* e o mesmo calculou a nuvem de pontos. A Figura 5.12 mostra a nuvem de pontos desenvolvida pelo *VisualSFM*, os triângulos coloridos correspondem ao posicionamento calculado pelo *software* para a localização das câmaras.

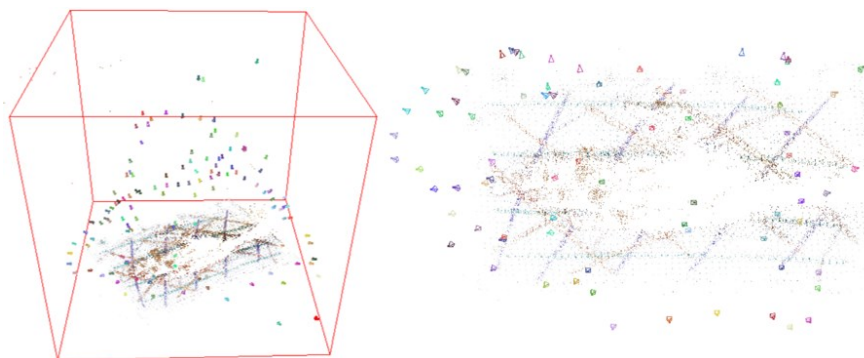


Figura 5.12 - Método fotogrametria (*Visual SFM*): nuvem de pontos.

A nuvem de pontos obtida foi exportada para o *software MeshLab* para que se corrigisse pontos errantes. A Figura 5.13a ilustra a nuvem de pontos inicial, sendo perceptível a existência de uma elevada quantidade de pontos que não correspondem à superfície da mão. Estes pontos foram eliminados obtendo-se o modelo apresentado na Figura 5.13b. Analisando a imagem, verifica-se que a nuvem final carece de bastante informação, pois existem zonas sem pontos.

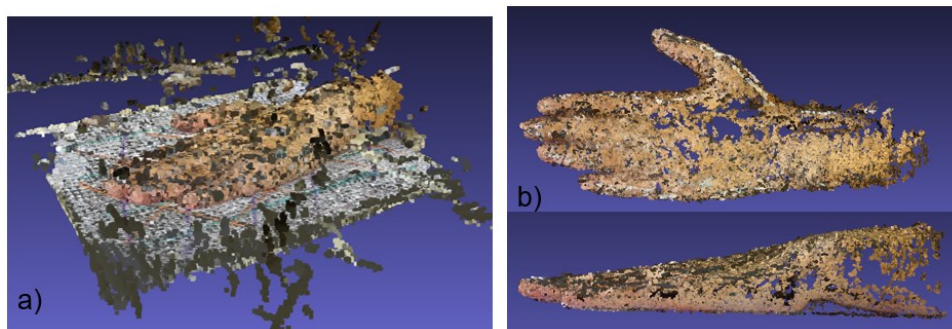


Figura 5.13 - Método fotogrametria (*VisualSFM*): a) Nuvem de pontos com *ruído* e b) Nuvem de pontos limpa.

A quantidade de pontos obtida no processo de fotogrametria através do *VisualSFM* é elevada ainda após a limpeza do *ruído* da nuvem. Os dados estão apresentados na Tabela 5.3.

Tabela 5.3 - Método fotogrametria (*VisualSFM*): Quantidade de pontos do pré e pós-processamento.

| Número de Pontos  |                   |
|-------------------|-------------------|
| Pré-processamento | Pós-processamento |
| 721 737           | 181 885           |

Ainda que a quantidade de informação recolhida seja elevada, a sua qualidade é reduzida pois os pontos que descrevem a superfície da mão constituem uma camada espessa – Figura 5.14. O desejável seria uma camada fina que descreva com detalhe a superfície do corpo em estudo.

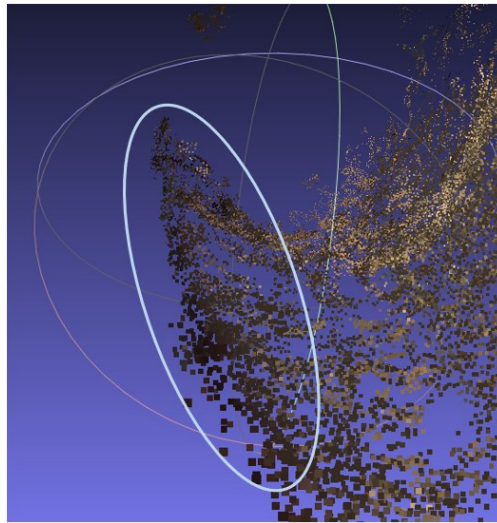


Figura 5.14 - Método fotogrametria (*VisualSFM*): problema na nuvem de pontos.

Esta característica da nuvem de pontos obtida leva a que a malha calculada seja irregular e não descreva de todo a natureza do corpo em estudo impedindo a reconstrução da mão no *software SOLIDWORKS*, como se verifica na Figura 5.15.

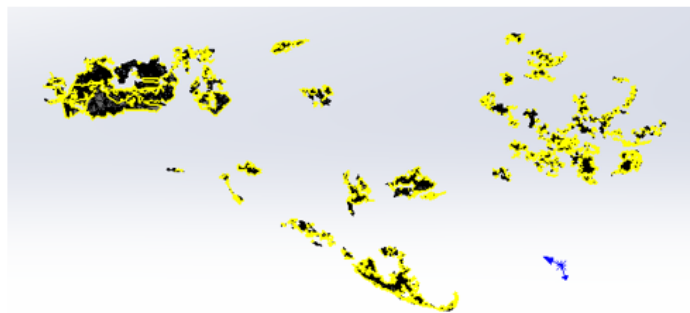


Figura 5.15 - Método fotogrametria (*VisualSFM*): Malha final.

Uma vez que os objetivos não foram alcançados e que se desconfia que o problema advém do *software VisualSFM*, prosseguiu-se para uma outra abordagem. O facto de a nuvem de pontos inicial ser de uma qualidade diminuída foi o que incentivou à exploração de outro *software*. Assim, o *AutoDesk ReCap* foi utilizado para a criação de uma nova nuvem de pontos.

### 5.1.3.2 Autodesk ReCap Photo

As fotografias utilizadas na abordagem anterior foram novamente aproveitadas nesta, uma vez que as mesmas não são a fonte do problema. Desta vez apenas foi possível descarregar 100 fotografias para o *software* dado que na versão estudante esta é a quantidade máxima.

Este *software* utiliza uma nuvem para o processamento de dados. *i.e.*, quando as fotos são carregadas estas são enviadas para os servidores da *Autodesk* onde ocorre o processamento. Tal permite que o procedimento seja feito mais rapidamente e com um baixo recurso computacional o que é um ponto positivo.

A Figura 5.16 mostra a nuvem de ponto desenvolvida pelo *Autodesk ReCap Photo*. Esta é bastante completa e capta todos os detalhes das fotografias. É importante realçar que não existe *ruido*, tudo o que a nuvem de pontos descreve representa a realidade das fotografias carregadas.

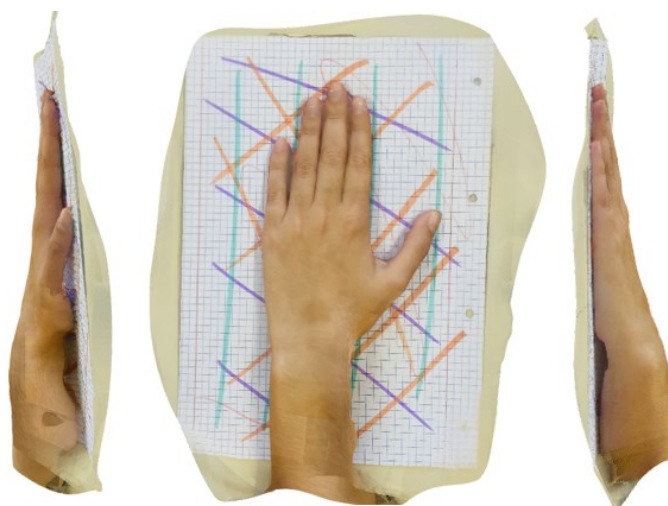


Figura 5.16 - Método fotogrametria (*Autodesk ReCap Photo*): nuvem de pontos.

Excluiu-se grande parte da folha de papel e mesa no *Autodesk ReCap Photo*, como ilustrado na Figura 5.17. No entanto, esta limpeza não foi muito detalhada dado que as ferramentas fornecidas pelo *software* não são as melhores.



Figura 5.17 - Método fotogrametria (*Autodesk ReCap Photo*): nuvem de pontos limpa no *Autodesk*.

Exportou-se o modelo para o *MeshLab* onde foi possível fazer uma limpeza mais profunda eliminando-se todos os pontos que não pertencem à mão, como mostra na Figura 5.18.

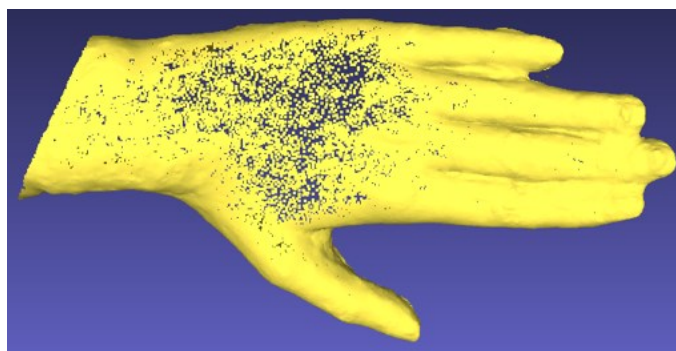


Figura 5.18 - Método fotogrametria (*Autodesk ReCap Photo*): nuvem de pontos limpa no *MeshLab*.

A quantidade de pontos que descrevem o corpo é menor do que o obtido pelo *VisualSFM*, no entanto o modelo obtido tem mais qualidade. A quantidade de pontos antes e depois do processamento estão apresentados na Tabela 5.4.

Tabela 5.4 - Método fotogrametria (*Autodesk ReCap Photo*): Quantidade de pontos do pré e pós-processamento.

| Número de Pontos  |                   |
|-------------------|-------------------|
| Pré-processamento | Pós-processamento |
| 326 288           | 82 264            |

Após o tratamento da nuvem de pontos, a mesma foi exportada para o *software SOLIDWORKS* onde se fez a reconstrução da superfície. O processo utilizado nesta fase foi idêntico ao descrito no subcapítulo 5.1.2..

Reduziu-se o número de pontos em 90%, ficando com 8 227 pontos, como se vê na Figura 5.19.

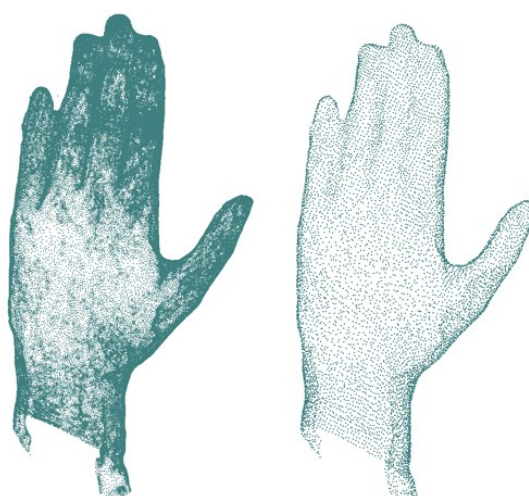


Figura 5.19 - Método fotogrametria (*Autodesk ReCap Photo*): diminuição uniforme de pontos.

Neste processamento não foi necessário preencher furos nem ajustar linhas de partição, uma vez que não surgiram erros na malha nem faces que se auto-intersectavam. O modelo final da mão está apresentado na Figura 5.20.

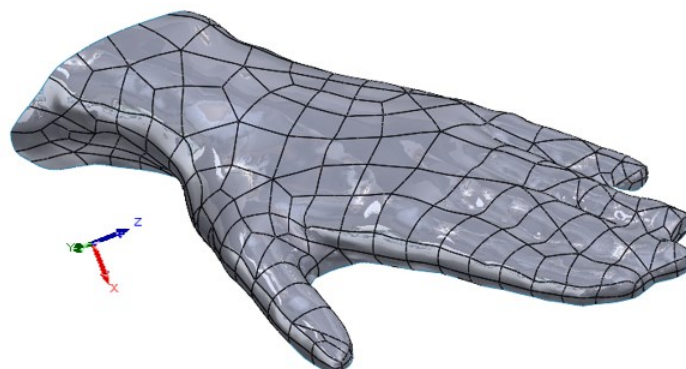
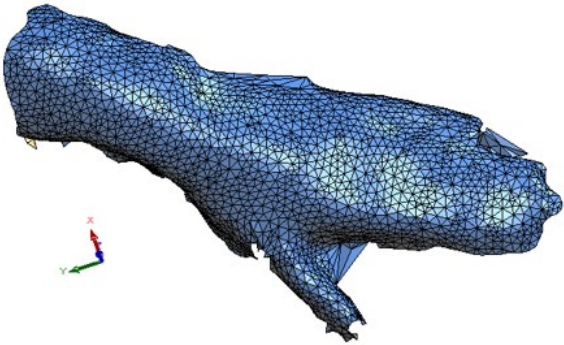
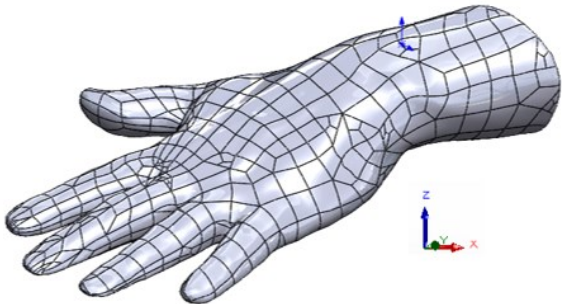
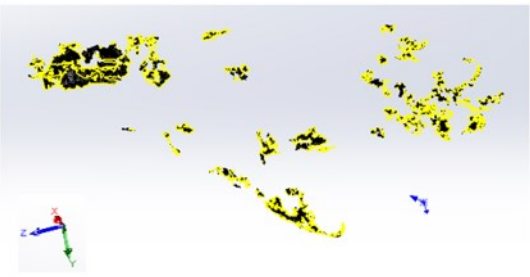
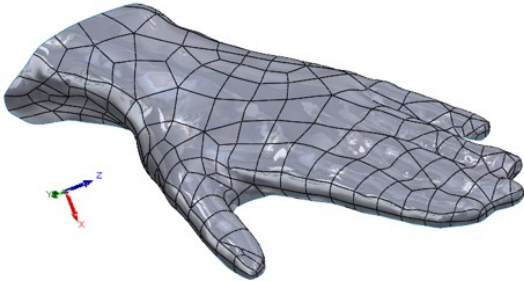


Figura 5.20 - Modelo fotogrametria (*Autodesk ReCap photo*): Modelo mão final.

Na Tabela 5.5 estão apresentados os quatro modelos obtidos através dos vários métodos estudados.

Tabela 5.5 - Comparação dos modelos obtidos.

| Modelos obtidos   |  |
|---|--|
| Método digitalização 3D   | Método CT  |
|  |  |
| 2 387 pontos  | 32 567 pontos  |
| Método fotogrametria: <i>VisualSFM</i>  | Método fotogrametria: <i>Autodesk ReCap Photo</i>                                    |
|  |  |
| 181 885 pontos  | 8 227 pontos   |

Os modelos alcançados pela digitalização 3D e pelo *VisualSFM* são inadequados uma vez que não descrevem de todo a superfície da mão. Por outro lado, os modelos obtidos pela CT

e pelo *Autodesk ReCap Photo* são mais próximos da realidade. É importante realçar que não se verifica nenhuma linearidade relativamente à quantidade de pontos e a qualidade do modelo obtido.

Assim, escolheu-se o método da fotogrametria através do *software Autodesk ReCap Photo* para fazer o modelo mão-antebraço completo na próxima fase de projeto. A escolha baseou-se essencialmente em custos monetários dado que a execução de uma CT tem sempre um custo acrescido para o utente.

## 5.2 Reconstrução do modelo *mão-antebraço*

As características físicas do individuo determinam na totalidade as dimensões da ortótese. Assim, após a escolha da metodologia de engenharia inversa a utilizar fez-se a reconstrução do modelo mão-antebraço que serve de molde para o projeto da ortótese.

De modo a obter um melhor resultado no processo de fotogrametria foi construído um cenário com folhas riscadas coladas num suporte de cartão, tornando o ambiente envolvente mais controlado.

Na Figura 5.21a é apresentada uma fotografia do cenário desenvolvido, este foi importante pelo facto de o ambiente envolvente ter bastante informação detalhada que não é necessária e pode diminuir a qualidade do modelo. O descrito é visível na Figura 5.21b onde é exibida uma fotografia do processo de recolha fotográfica. Ainda assim, é importante que o meio seja detalhado, pelo que, com o cenário foram criadas referencias imprescindíveis a este processo mesmo que com pouca informação. Foram ainda acrescentadas marcações “X” na mão e antebraço de forma a criar mais referencias no corpo em estudo, Figura 5.21c.



Figura 5.21 - a) Cenário criado, b) processo de recolha fotográfica e c) fotografia da mão e antebraço.

É importante recordar que no *software Autodesk ReCap Photo* apenas é possível utilizar 100 fotografias na versão estudante, levando a que em reconstruções mais detalhadas o cenário tenha uma importância acrescida.

Fazendo a reconstrução obtém-se um modelo muito próximo do real, como se pode observar na Figura 5.22.



Figura 5.22 - Reconstrução modelo mão-antebraço.

Seguidamente eliminou-se o cenário reconstruído ficando apenas o modelo mão-antebraço, Figura 5.23. Identificam-se duas zonas possivelmente problemáticas – marcações na Figura 5.23. A deformação lateral nos dedos não é preocupante, uma vez que estes não são relevantes para a morfologia da ortótese, por outro lado, a dismorfose na junção dos dedos polegar e indicador influencia a geometria da ortótese.

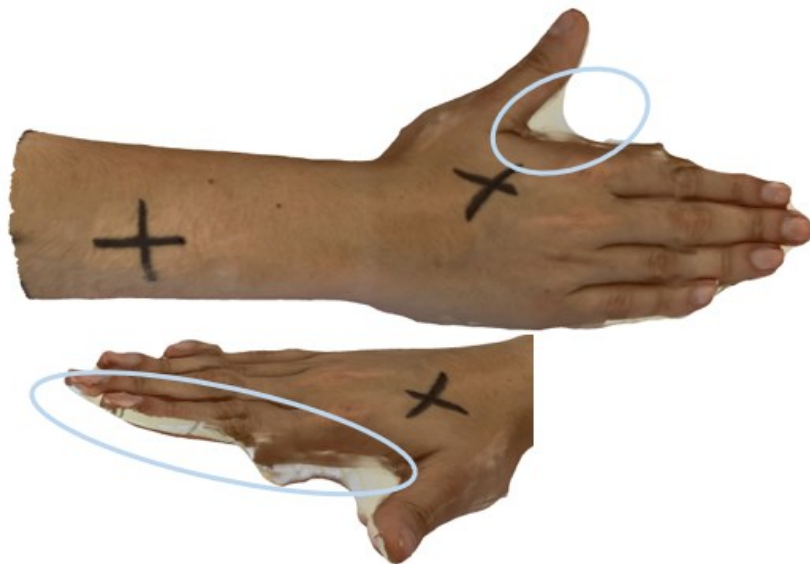


Figura 5.23 - Modelo mão-antebraço sem cenário.

Procedeu-se à resolução desta zona problemática com a eliminação dessa informação como é visível na Figura 5.24a, seguidamente utilizou-se a ferramenta *hole fill* com a opção *smooth* de modo que o furo anteriormente criado fosse preenchido conforme a fronteira do mesmo. O resultado está apresentado na Figura 5.24b.

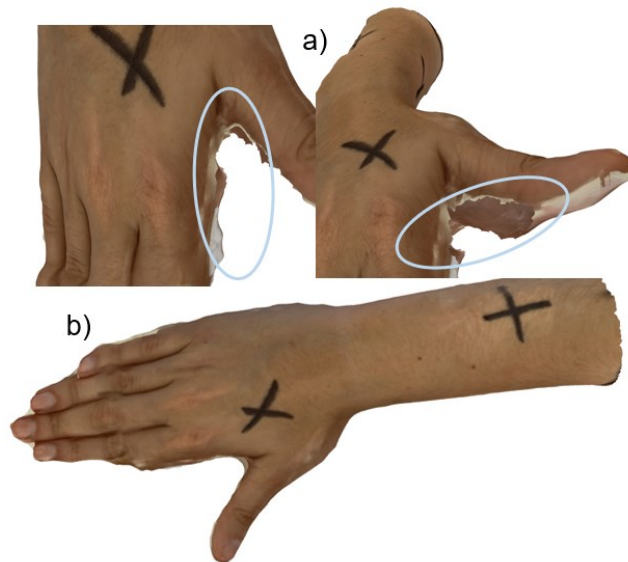
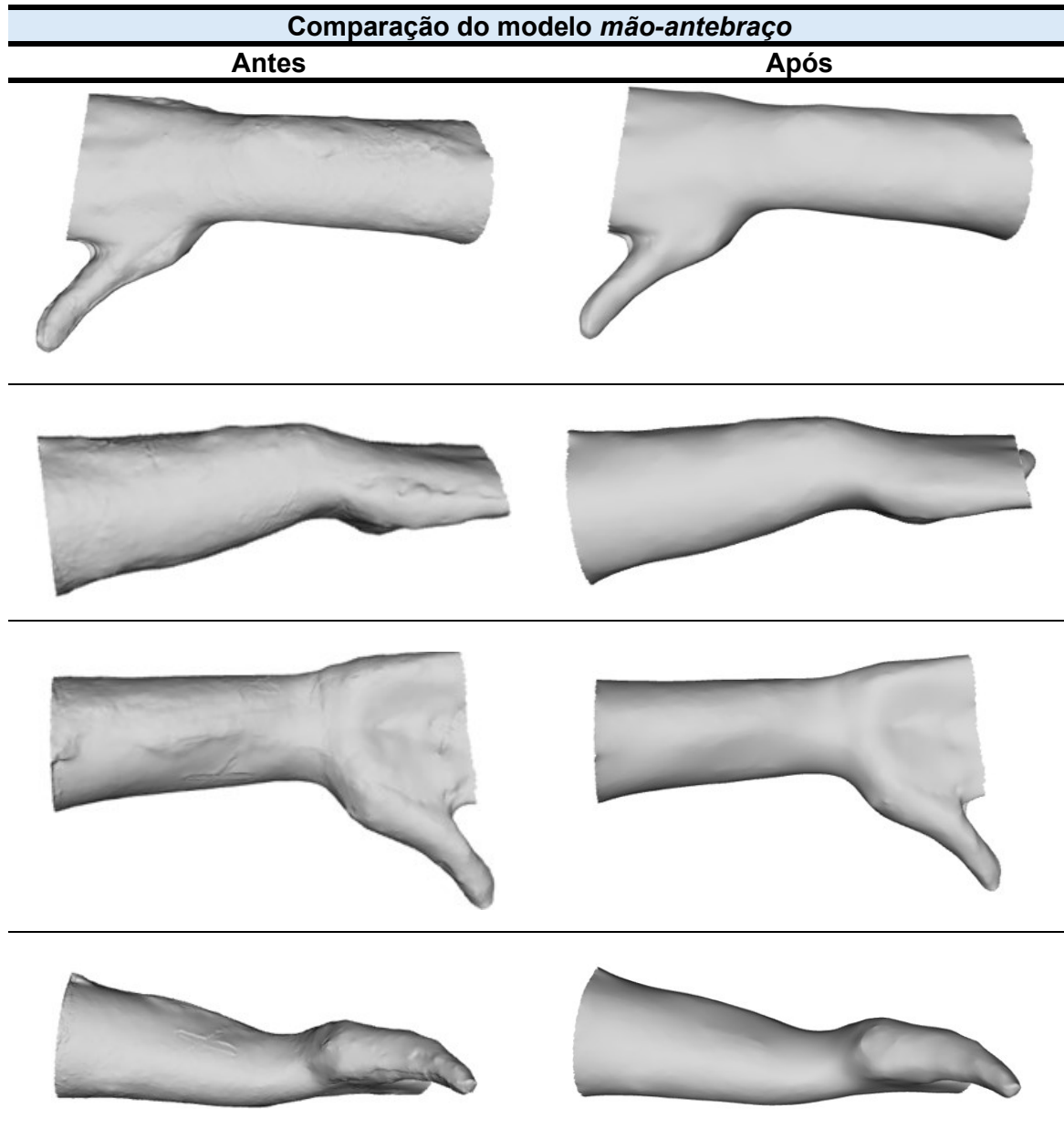


Figura 5.24 – Modelo mão-antebraço a) com eliminação de zona problemática e b) com preenchimento de furo.

Mudando o modo de visualização do modelo de “texturado” para “sólido” algumas irregularidades no corpo tornam-se perceptíveis. O processo de fotogrametria é executado através da sobreposição de fotografias com ângulos e perspectivas diferentes pelo que pode haver alguns desnivelamentos na nuvem de pontos.

Através das ferramentas de superfície *sculpt* e *smooth* foi possível aperfeiçoar a superfície e corrigir os detalhes tornando a superfície da mão o mais real possível. Foram também excluídos todos os dedos à exceção do polegar dado que estes não acrescentam relevância para o projeto da ortótese. A Tabela 5.6 mostra o modelo *mão-antebraço* antes e após a utilização das ferramentas de superfície.

Tabela 5.6 – Modelo da mão-antebraço antes e após a utilização das ferramentas de superfície.



Através da análise da zona entre o polegar e o indicador observa-se que a mesma permaneceu com irregularidades e uma reconstrução imperfeita. Pelo que se repetiu o processo de eliminação e preenchimento de furo. A Figura 5.25 exibe o aspecto dessa zona antes, durante e após o processo.

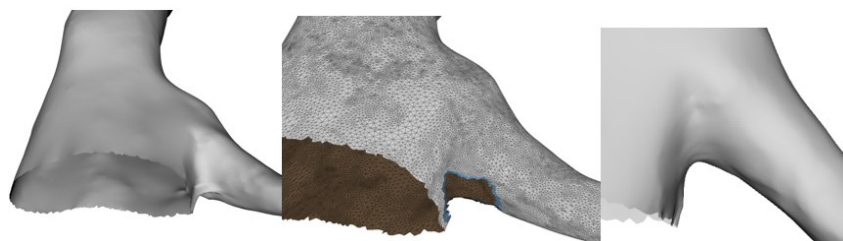


Figura 5.25 – Processo de aperfeiçoamento de zona entre o polegar e o indicador.

Seguidamente exportou-se o modelo para o *software MeshLab* de modo a fazer-se uma melhor análise da malha, começando por eliminar a ponta do polegar.

Utilizaram-se ferramentas de coloração – Colorize curvature (APSS) – e de suavização – *Laplacian Smooth*. A primeira serve essencialmente para análise da malha e diagnóstico de problemas, uma vez que permite identificar áreas críticas com base na coloração da malha. Zonas vermelhas correspondem a alta curvatura e regiões esverdeadas a baixa. Por outro lado, a segunda serve para corrigir problemas, suavizando a malha e reduzindo irregularidades e ruído.

A malha não apresentava zonas preocupantes pelo que se aplicou uma vez a ferramenta de suavização com 15 iterações. A malha final está apresentada na Figura 5.26.

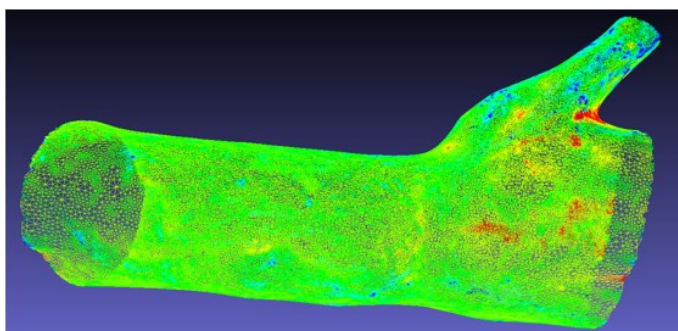


Figura 5.26 - Malha final *MeshLab*.

Por fim, o modelo foi importado para o *software SOLIDWORKS* de modo a se proceder à reconstrução da superfície. Mais uma vez, o processo iniciou-se com a redução do número de pontos na nuvem. Foi feita uma redução em 90%, como apresentado na Tabela 5.7 e na Figura 5.27.

Tabela 5.7 - Modelo mão-antebraço: Quantidade de pontos do pré e pós-processamento.

| Número de Pontos  |                   |
|-------------------|-------------------|
| Pré-processamento | Pós-processamento |
| 65 912            | 6 591             |

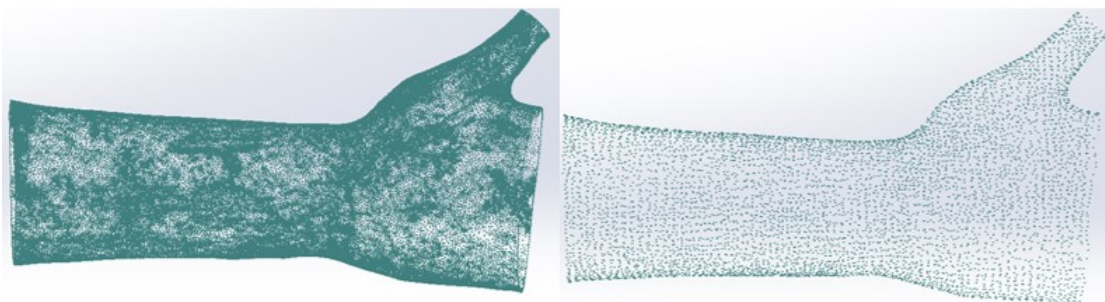


Figura 5.27 - Modelo mão-antebraço: Quantidade de pontos do pré e pós-processamento.

O passo seguinte consistiu em suavizar tanto a malha como as extremidades, selecionou-se essa opção para o máximo permitido. A Figura 5.28 exemplifica como esta opção alterou a extremidade na zona dos dedos tendo também sido aplicado à zona do antebraço e polegar.

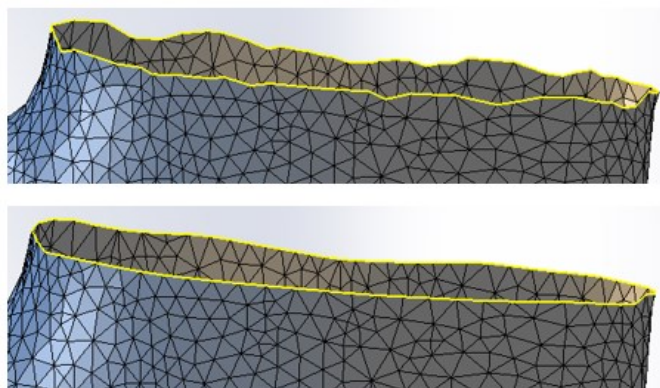


Figura 5.28 - Regularização da fronteira.

Posteriormente não foi feito o preenchimento dos furos, *i.e.*, das zonas das extremidades, uma vez que o objetivo seria obter uma superfície que descrevesse o conjunto mão-antebraço e não com um corpo sólido. Também não foi necessário ajustar a linhas de partição dado que no processo de reconstrução nenhuma face se auto-intersectou, tendo sido criada automaticamente uma malha considerada válida e estável pelo *software*.

Na Figura 5.29 apresenta-se o modelo mão-antebraço final. Este modelo vai ao encontro dos objetivos propostos e descreve com detalhe a morfologia do conjunto mão-antebraço, pelo que está adequado para o desenvolvimento da ortótese.

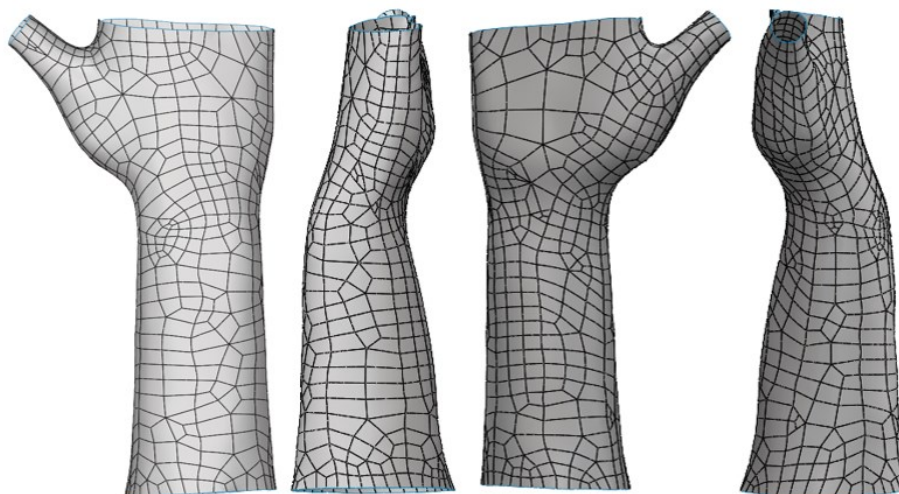


Figura 5.29 – Modelo mão-antebraço final.

Medindo a largura na zona do pulso observa-se que este tem um diâmetro de 5,29 mm. O pulso da pessoa em estudo tem uma largura de 55,5 mm, portanto, fez-se uma ampliação de 10,4 através da ferramenta *scale*, concluindo assim a reconstrução do modelo mão-antebraço.

## 5.3 Desenvolvimento da ortótese

Com a reconstrução do modelo mão-antebraço reuniram-se as condições necessárias para se proceder ao desenvolvimento da ortótese. O objetivo é que esta tenha uma espessura de 2 mm e o tipo de fixação apresentada na Figura 2.2. O processo de desenvolvimento da ortótese morfológicamente adaptada dividiu-se em 3 fases essenciais: 1) Modelação do modelo inicial, 2) Preparação para separação das carcaças e 3) Desenvolvimento do método de fixação das carcaças. Todas estas fases foram efetuadas através do *software* de modelação CAD *SOLIDWORKS*.

### 5.3.1 Modelação do modelo inicial da ortótese morfológicamente adaptada

Para desenvolver o modelo inicial da ortótese foi necessário explorar várias abordagens dado que nem todas foram compatíveis com a geometria do corpo. Esse processo foi demorado e exigiu uma abordagem meticulosa e iterativa.

Na primeira abordagem, a ferramenta *thicken* foi explorada. Esta ferramenta permite criar um sólido ao conferir espessura a uma dada superfície. Embora numa primeira instância, esta se aparentasse como o caminho mais direto ao resultado pretendido, dada à curvatura em certas regiões do modelo mão-antebraço o *software* não conseguiu concluir o processo.

Deste modo, surgiu a necessidade de associar ferramentas de modo a alcançar os objetivos. A primeira combinação passou pelas ferramentas *Surface-Offset* e *thicken*, a primeira para criar uma superfície idêntica à selecionada com uma distância de 2 mm e a segunda para extrudir o volume entre as superfícies, como se verifica na Figura 5.30.

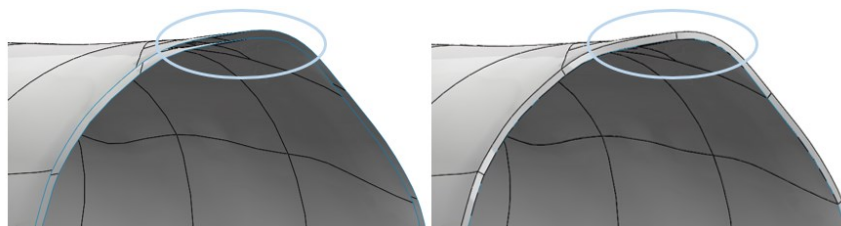


Figura 5.30 – Combinação das ferramentas: *Surface-Offset* e *Thicken*.

Devido ao aparecimento de superfícies que se auto-interseitam, esta combinação não é válida para essas zonas. De modo a corrigir este tipo de problemas, prosseguiu-se com a seguinte abordagem: 1) Criar um plano paralelo à face a trabalhar, 2) fazer um *sketch* no plano criado com base na face selecionada, 3) utilizar a ferramenta *curve* – esta ferramenta serve para projetar um *sketch* 2D numa face não reta e 4) fazer um *Boss-extrude* com 2 mm de espessura selecionando a direção do plano criado anteriormente. A Figura 5.31 ilustra a sequência de ferramentas descrita.

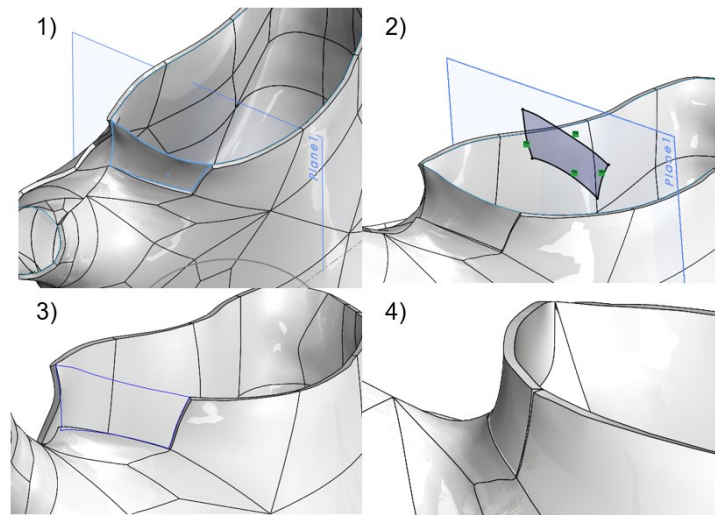


Figura 5.31 – Sequência de ferramentas: plano, sketch, curve e boss-extrude.

Esta estratégia mostrou-se inválida uma vez que, em certas zonas, resultar em faces descontinuas, como se observa na Figura 5.32.

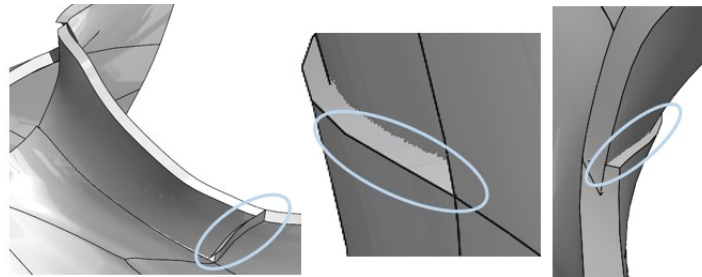


Figura 5.32 – Descontinuidade nas faces.

Seguidamente idealizou-se uma outra estratégia, esta inicia-se com a criação de um paralelepípedo com dimensões superiores às do modelo *mão-antebraço*. Depois, utiliza-se a ferramenta *cavity* para esculpir uma cavidade com a geometria do modelo, como ilustra a Figura 5.33. Posteriormente, através de ferramentas de superfície criar uma superfície afastada 2 mm do modelo *mão-antebraço* e, por fim, utilizar o *intersect* e o *Body-Delete/Keep* para ficar unicamente com a ortótese.

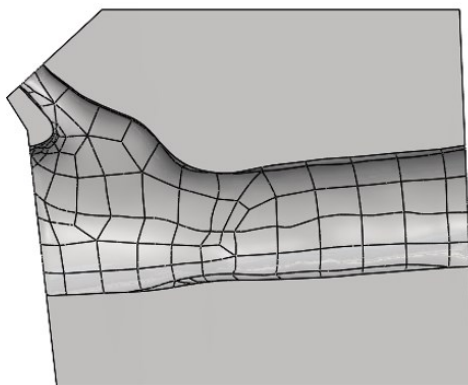


Figura 5.33 – Cavidade criada pelo modelo mão-antebraço.

As ferramentas de superfície utilizadas foram *Surface-Offset*, *Surface-Fill*, *Boundary-Surface*, *Surface-Knit* e *Surface-Trim*. Este último foi utilizado para eliminar a zona correspondente ao polegar. Por essa área não ser necessária para a imobilização do pulso, foi eliminada, como se verifica na Figura 5.34.

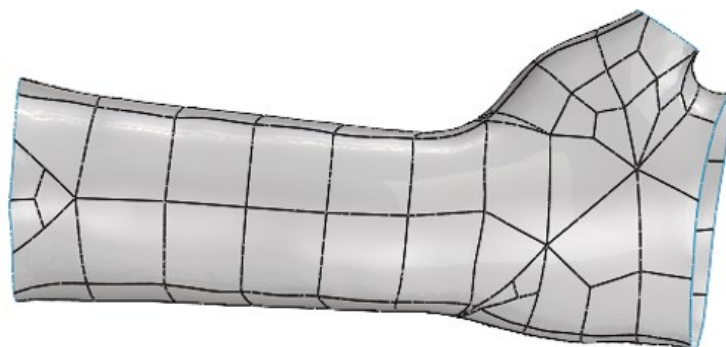


Figura 5.34 - Superfície mão-antebraço sem polegar.

Primeiramente utilizou-se a ferramenta *Surface-Offset* com 2 mm de espessura no maior número de faces possível. Nas áreas onde não foi possível utilizá-la, por causa da intersecção de superfícies, optou-se pela *Surface-Fill* e pela *Boundary-Surface*. A primeira foi utilizada em áreas fechadas, criando uma superfície contínua que se ajusta às extremidades circundantes. A segunda foi utilizada para criar superfícies complexas e suaves sendo que necessita que lhe sejam indicados pelo menos dois limites por forma a selecionar as direções permitindo a criação de uma superfície intermédia. A Figura 5.35 ilustra as ferramentas mencionadas.

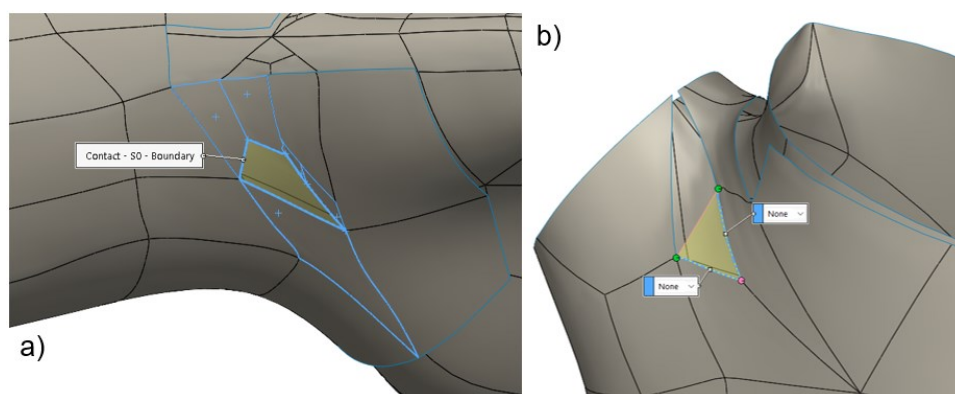


Figura 5.35 - a) Ferramenta *Surface-Fill* e b) Ferramenta *Boundary-Surface*.

De modo a garantir que se trabalhava sempre com duas superfícies – a reconstrução do modelo mão-antebraço e a que se estava a construir com *offset* de 2 mm – utilizou-se a ferramenta *Surface-Knit* a cada duas/três operações. Esta ferramenta une os elementos selecionados tornando-os parte da mesma superfície.

Além disso, verificou-se que é possível construir um corpo sólido – *Create solid* – quando as entidades a unir constituem uma superfície fechada. Pelo que, a estratégia com a ferramenta *cavity* foi abandonada e as extremidades das duas superfícies passaram a ser modeladas

através da ferramenta *Surface-Extrude* de modo a torná-las numa só. Posteriormente, a ferramenta *Surface-Trim* foi utilizada para eliminar o excesso, como se verifica na Figura 5.36.

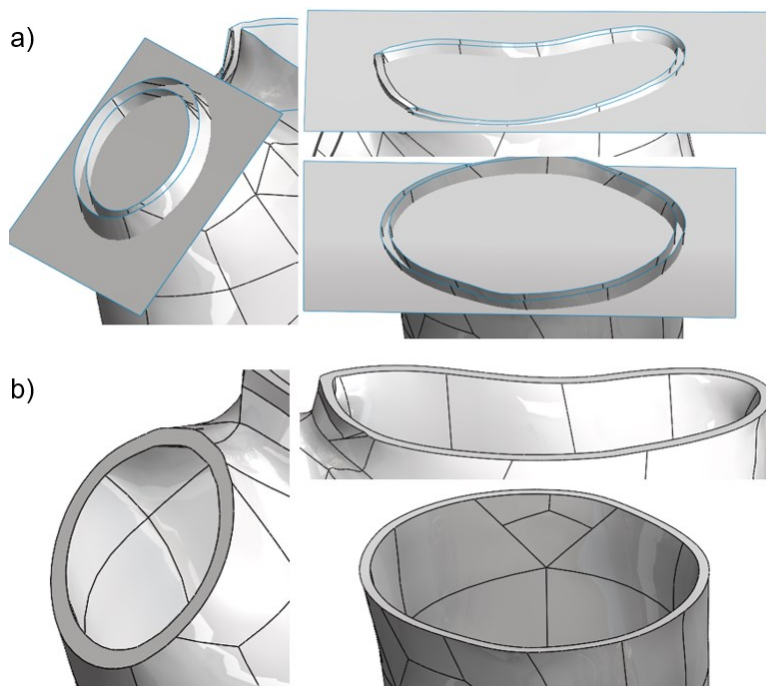


Figura 5.36 - a) Superfícies criadas para ligar as extremidades e b) Extremidades unidas sem excedente.

Assim, obteve-se o modelo inicial para a ortótese morfologicamente adaptada como mostra a Figura 5.37.

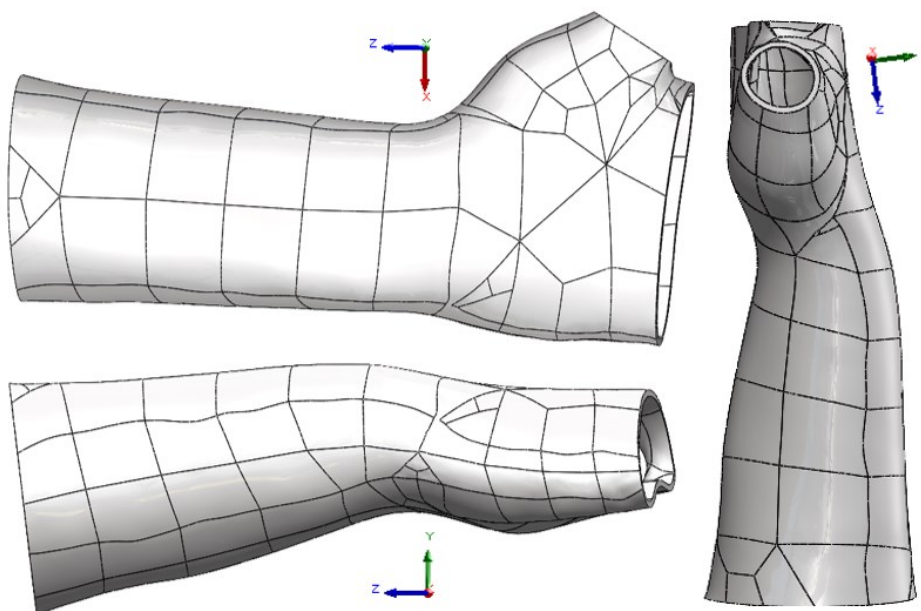


Figura 5.37 – Modelo inicial da ortótese morfologicamente adaptada.

### 5.3.2 Separação das carcaças e desenvolvimento do método de fixação

Neste momento do projeto o objetivo foi preparar o corpo para ser dividido em duas carcaças para que a ortótese possa ser instalada com a menor dificuldade possível.

Assim, o primeiro passo foi determinar onde se iria fazer a separação em dois corpos, foram escolhidos os ângulos  $36^\circ$  e  $11^\circ$  para as direções em que os corpos seriam divididos, como mostra a Figura 5.38.

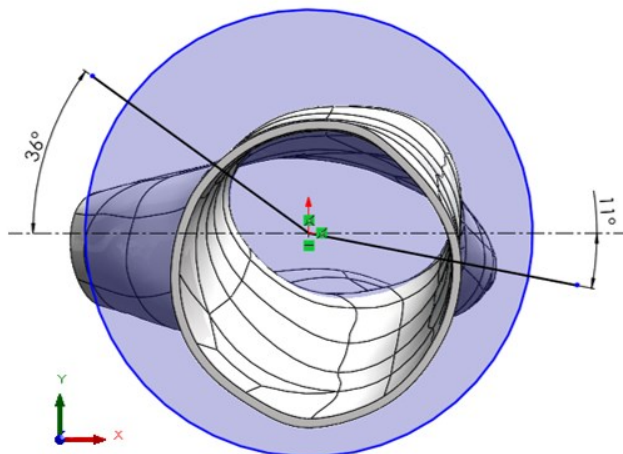


Figura 5.38 - Direções de separação dos corpos.

Seguidamente foram criados dois planos, cada um perpendicular às direções. Em cada um dos planos desenharam-se os *sketches* constituídos por uma linha e por circunferências. As linhas delimitam a separação do modelo e as circunferências foram a base para a criação dos pinos de fixação das carcaças. A Figura 5.39 mostra os *sketches* desenhados.

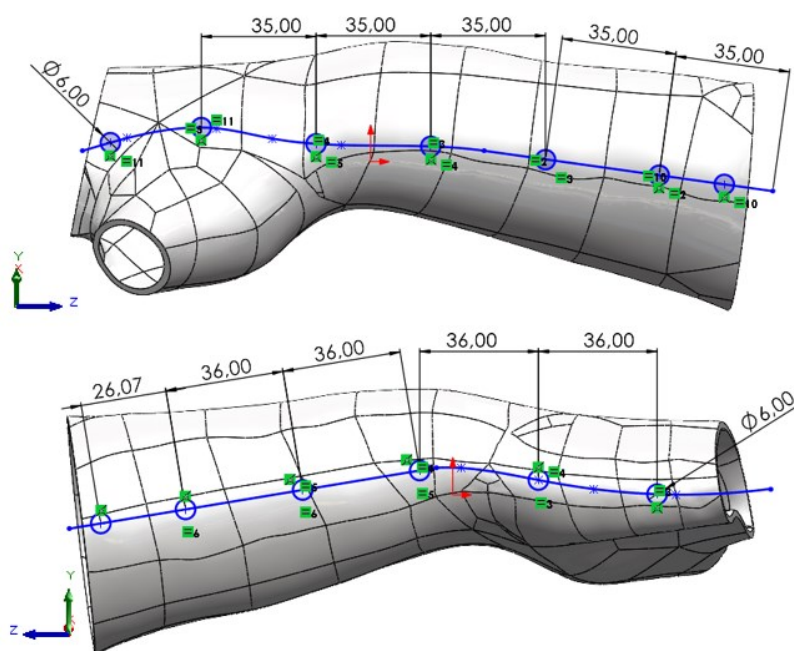


Figura 5.39 – *Sketch* para separação das carcaças.

Seguidamente foram criadas duas superfícies a partir das linhas dos *sketches* através da ferramenta *Surface-Extrude*. As duas superfícies estão apresentadas na Figura 5.40.

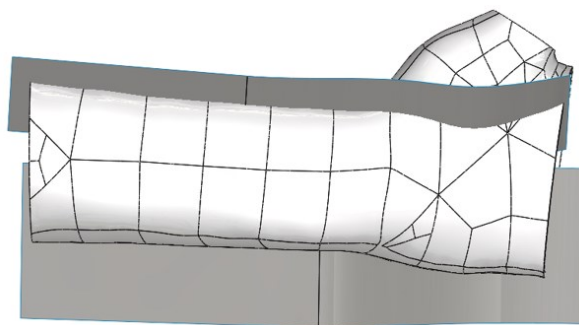


Figura 5.40 - Superfícies para separação do modelo.

Para separação do modelo, foi utilizada a ferramenta *Intersect*. A Figura 5.41 mostra de que forma o modelo ficou dividido.

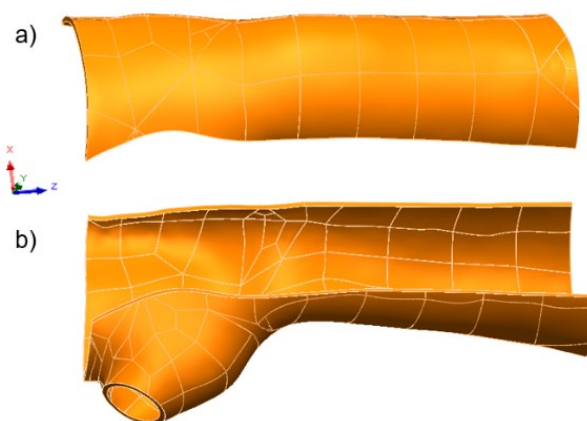


Figura 5.41 – Separação dos modelos: a) Carcaça de cima e b) Carcaça de baixo.

Por forma a definir regiões distintas no modelo, foram utilizadas *split lines* reutilizando as circunferências previamente criadas. A Figura 5.42 ilustra estas regiões.

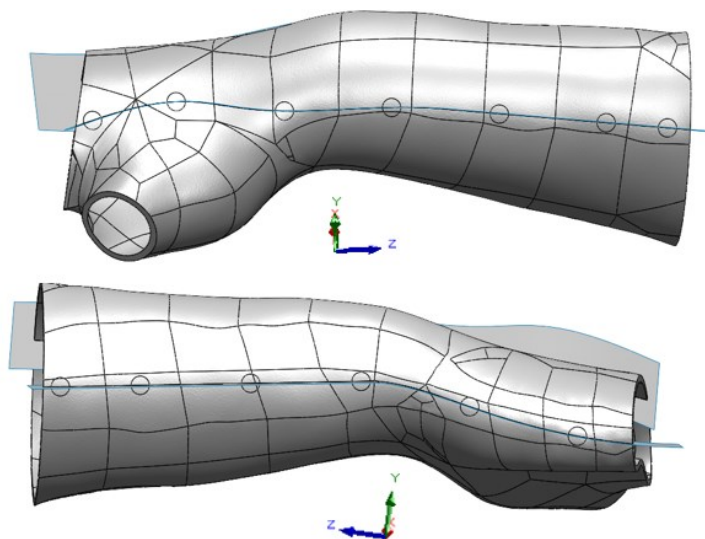


Figura 5.42 - *Split lines* das circunferências.

### 5.3.2.1 Modelação da carcaça de cima

Para que fosse possível trabalhar apenas o modelo da carcaça de cima utilizou-se o comando *Body-Delete/Keep*, seleccionando apenas o corpo referente à mesma para ser mantido e sem consumir as superfícies de separação.

Construiu-se um plano com inclinação de  $10^\circ$  relativamente à horizontal que servirá de plano de referência para os dois primeiros pinos, como se verifica na Figura 5.43. Os restantes pinos desta fileira têm como plano de referência o plano perpendicular à direcção de separação referida na Figura 5.38.

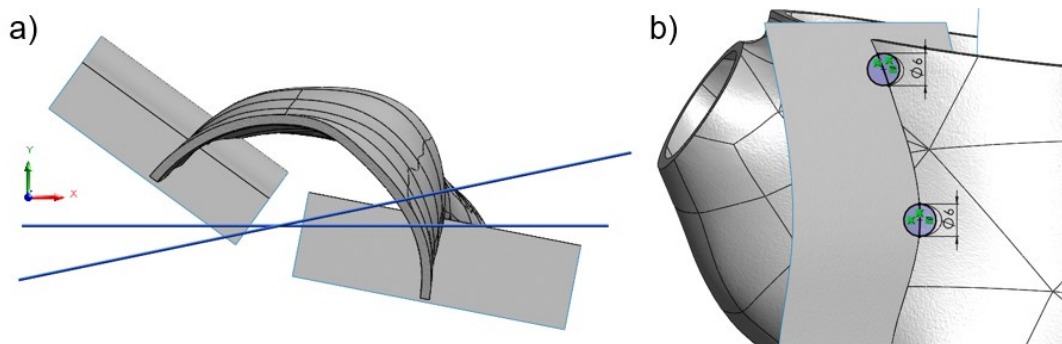


Figura 5.43 - a) Plano criado e b) *sketch* para os dois primeiros pinos.

Em seguida, foram realizados 7 *Boss-Extrude* para criar os pinos. A razão pela qual não se consumiu a superfície de separação aquando da divisão do modelo foi para garantir que a geometria dos pinos é coincidente em ambas as carcaças, *i.e.*, que encaixam da perfeição.

A Figura 5.44a mostra os primeiros pinos e a Figura 5.44b indica as incongruências que serão eliminadas com a superfície a partir das ferramentas *Intersect* e *Body-Delete/Keep*.

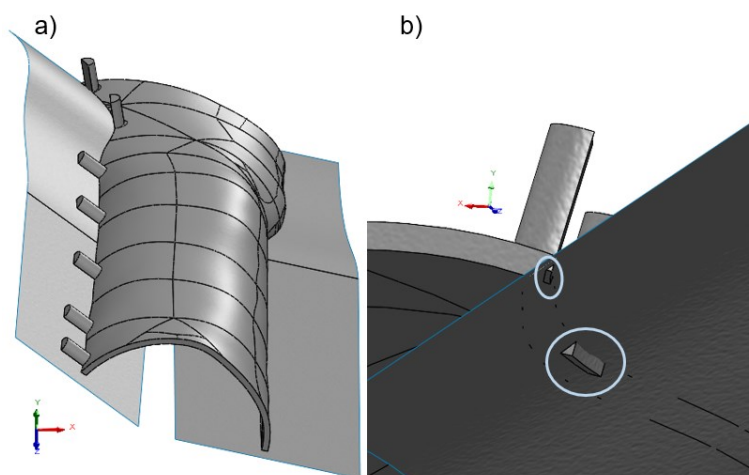


Figura 5.44 - a) Primeira fileira de pinos e b) incongruências a serem eliminadas.

Por fim, construiu-se a outra fileira de pinos com 5 mm de altura e utilizou-se a ferramenta *Cut-Extrude* de modo que os restantes pinos tivessem as mesmas dimensões que os demais.

A Figura 5.45 representa o modelo da carcaça de cima da ortótese.

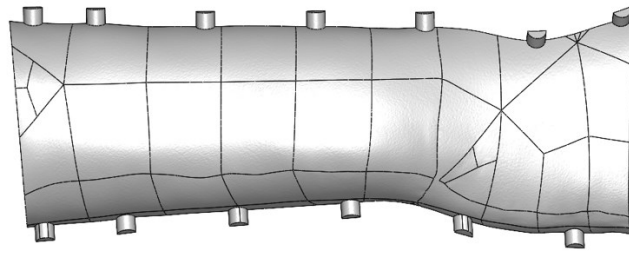


Figura 5.45 – Modelo da carcaça de cima.

### 5.3.2.2 Modelação da carcaça de baixo

A modelação da carcaça de baixo seguiu o mesmo raciocínio que a de cima, no entanto, dada a inclinação da zona de separação, não houve a necessidade de manter as superfícies de separação.

Os planos de referência para cada pino nesta carcaça são os mesmo que na anterior, assim, utilizando novamente a ferramenta *Boss-Extrude* foi possível criar todos os pinos. A Figura 5.46 mostra o modelo obtido para a carcaça de baixo.

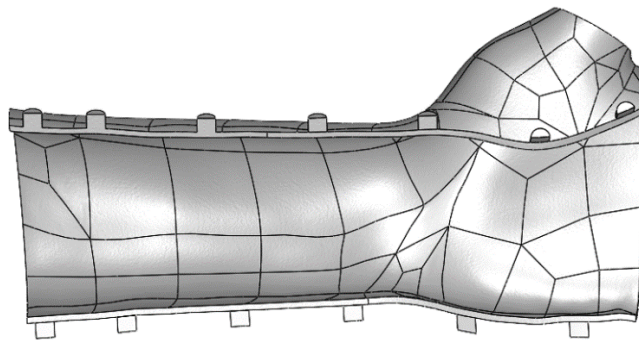


Figura 5.46 - Modelo da carcaça de baixo.

## 5.4 Estudo da resistência estrutural da ortótese

Quando se elabora o projeto de um componente é de elevada importância garantir que o mesmo cumpre com requisitos específicos de resistência estrutural. *i.e.*, a capacidade de o corpo suportar cargas externas e tensões sem falhar ou deformar de maneira indesejada.

Assim, uma abordagem que pode ser tomada de modo a garantir o cumprimento de requisitos a nível estrutural, pode ser através do critério de falha da tensão máxima de von Mises. O principal objetivo de uma ortótese é a imobilização, sendo um dos requisitos que o deslocamento máximo seja o menor possível. Garantir que a ortótese é capaz de resistir às cargas durante o uso diário é essencial para prevenir qualquer risco de lesões adicionais ao utente.

O estudo da resistência estrutural da ortótese foi dividido em 3 etapas: 1) Estudo de convergência de malha, 2) Estudo relativo à resistência estrutural com o material PLA e 3)

Estudo de otimização topológica. Todos estes estudos foram efetuados através do *software SOLIDWORKS Simulation*, sendo que foram considerados elementos finitos do tipo sólido de segunda ordem com geometria de tetraedro e 3 graus de liberdade de translação por nó.

#### 5.4.1 Estudo de convergência de malha

A fase inicial de um estudo de resistência estrutural de um componente consiste na realização de uma análise de convergência de malha. Assim, identificam-se possíveis problemas relacionados com concentrações e singularidades de tensões que possam comprometer a integridade do componente. Deste modo, adquire-se um certo nível de confiança nos resultados obtidos. O simulador utilizado foi o sugerido pelo *software* como seleção automática – *Solver Automatic*.

Este tipo de análise consiste em comparar resultados de diferentes iterações (simulações) para verificar se convergem para um valor estável.

O estudo efetuado nesta fase foi feito com base no estudo realizado por Chen *et al.*, utilizando-se os mesmo materiais, cargas e condições de fronteira [23].

Assim, o conjunto em estudo nesta etapa é constituído pelo modelo mão-antebraço e pelas carcaças de cima e de baixo, como mostra a Figura 5.47. A fixação entre as carcaças passou pela utilização dos *mates* concêntrico e coincidente nos pinos assinalados na Figura 5.47, este conjunto fixou-se ao modelo mão-antebraço através do *mate* coincidente entre as origens dos corpos. Com recurso à ferramenta *Interference Detection*, verifica-se que não há interferência entre os corpos.

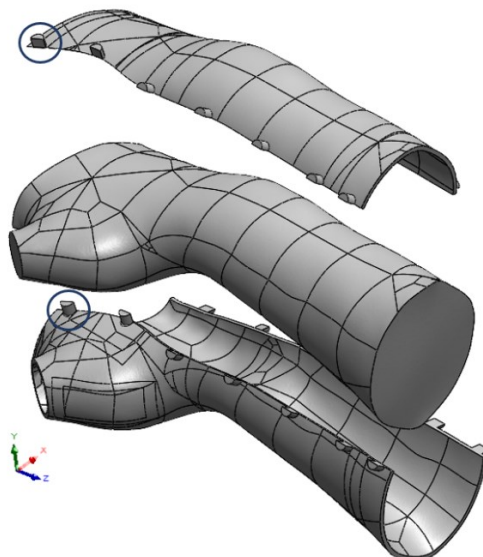


Figura 5.47 Conjunto em estudo: modelo mão-antebraço, carcaça de cima e de baixo.

A interação global entre os corpos – *Global Interaction* – foi configurada como *Bounded*. Esta interação trata os corpos em contacto como se estivessem rigidamente soldados. Optou-se

por esta abordagem em vez da opção *Contact* – que é mais próxima da realidade – devido à elevada carga computacional que a segunda acarreta.

A Figura 5.48 mostra que os três corpos estão totalmente em interação.

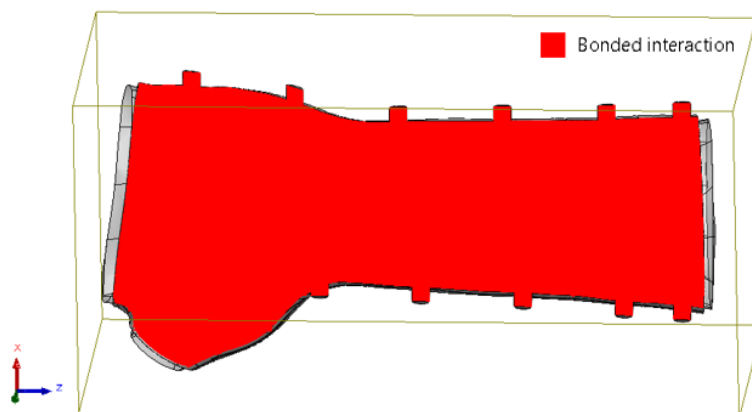


Figura 5.48 - Interação global.

As propriedades mecânicas dos materiais utilizados para esta fase do estudo de resistência estrutural da ortótese estão apresentadas na Tabela 5.8.

Tabela 5.8 - Propriedades mecânicas dos materiais utilizados, retirados de [23].

| Propriedades mecânicas dos materiais utilizados |                             |          |
|---|-----------------------------|----------|
|   | Modelo <i>mão-antebraço</i> | Ortótese |
|   | <i>Soft Tissue</i>          | Gesso    |
| Módulo de Elasticidade (MPa)                    | 0.15                        | 1500     |
| Coefficiente de Poisson                         | 0.45                        | 0.3      |

A condição de fronteira aplicada foi o encastramento estando a sua localização apresentada na Figura 5.49.

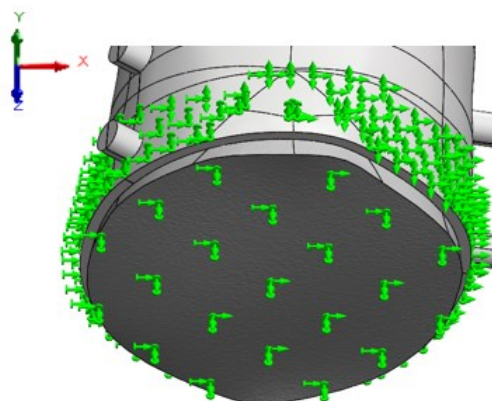


Figura 5.49 - Localização da condição de fronteira.

Cada força aplicada tem a magnitude total de 400 N, o momento fletor é de 1 Nm e as suas localizações estão apresentadas na Figura 5.50.

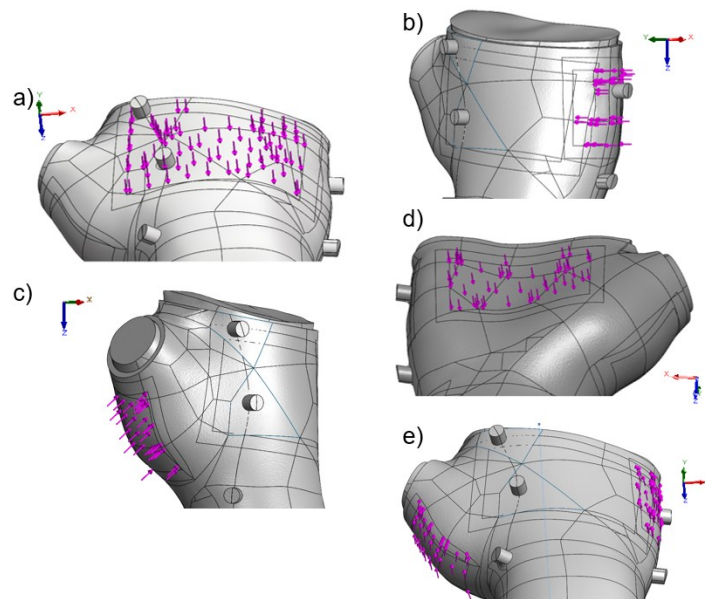


Figura 5.50 - Localização das forças aplicadas: a) F1, b) F2, c) F3, d) F4 e e) M1.

Relativamente ao refinamento da malha para o estudo de convergência, a estratégia aplicada consistiu em utilizar controlos de malha, *i.e.*, zonas do corpo onde é aplicada uma malha diferente da geral. A localização do controlo de malha 1 – C1 – está apresentado na Figura 5.51a, esta localização é alterada consoante a carga em estudo pois compreende a zona em volta da carga aplicada. A localização do controlo de malha 2 – C2 – corresponde à zona da mão, a geometria desta área é mais complexa que a do antebraço e, portanto, necessita de um cuidado acrescido, Figura 5.51c. A localização do controlo de malha 3 – C3 – abrange a zona adjacente à condição de fronteira, Figura 5.51b. Ao longo de todos os estudos, a malha utilizada foi a malha baseada em curvatura misturada – *blended curvature based mesh*.

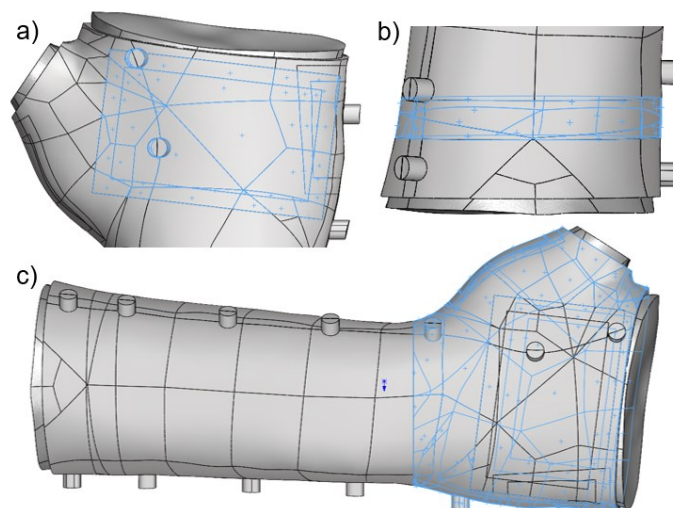


Figura 5.51 - a) Controlo de malha 1, b) controlo de malha 3 e c) controlo de malha 2.

A malha utilizada nas várias iterações efetuadas está apresentada em milímetros na Tabela 5.9. As entradas na tabela onde estão travessões correspondem a iterações nas quais o respetivo controlo de malha não foi aplicado, tendo-se utilizado o valor da malha geral.

Tabela 5.9 - Convergência de malha em mm.

| Convergência de Malha em mm |             |     |     |     |
|-----------------------------|-------------|-----|-----|-----|
| Combinação                  | Malha Geral | C1  | C2  | C3  |
| 1                           | 4           | –   | –   | –   |
| 2                           | 3,5         | 2,5 | 3   | 3   |
| 3                           | 3           | 1,5 | 2   | 2,5 |
| 4                           | 2,5         | 1,5 | –   | –   |
| 5                           | 2           | –   | –   | –   |
| 6                           | 2           | 1,5 | 1,5 | 1,5 |
| 7                           | 1,5         | –   | –   | –   |

Quando não existe convergência de valores, torna-se necessário realizar alterações ao modelo para corrigir a origem da singularidade de tensões garantindo uma análise precisa e mais próxima da realidade. Quando tal ocorre, é necessário proceder-se a um novo estudo de convergência de malha para o novo modelo.

#### 5.4.1.1 Estudo de convergência de malha – Modelo 1

A primeira simulação feita foi relativa à força 1. Durante a simulação, o *software* sugere a utilização de análise *Large Displacement*, procedendo-se então o estudo com análise não-linear. A Tabela 5.10 apresenta os resultados obtidos.

Tabela 5.10 – Convergência de malha, F1 – Modelo 1.

| Convergência de malha, F1 – Modelo 1 |            |           |                                  |                   |                       |
|--------------------------------------|------------|-----------|----------------------------------|-------------------|-----------------------|
| Iteração Nº                          | Combinação | Nº de nós | Tensão Máxima de von Mises [MPa] | Desvio Percentual | Deformada Máxima [mm] |
| 1                                    | 1          | 26 159    | 29,356                           | –                 | 8,283                 |
| 2                                    | 2          | 102 009   | 31,074                           | 5,5%              | 8,887                 |
| 3                                    | 4          | 122 320   | 31,994                           | 2,9%              | 8,918                 |
| 4                                    | 5          | 220 959   | 33,336                           | 4,0%              | 8,970                 |
| 5                                    | 6          | 558 219   | 36,594                           | 8,9%              | 8,970                 |

Os desvios percentuais apresentados referem-se aos valores de tensão máxima de von Mises em relação à iteração anterior. Considera-se que há convergência do valor quando o desvio percentual é inferior a 2%. De acordo com os valores obtidos, não ocorre convergência do valor máximo da tensão de von Mises. Relativamente à deformada máxima, esta é de 8,97 mm.

A Figura 5.52 ilustra a evolução da tensão máxima de von Mises consoante o número de nós utilizados para construir a malha.

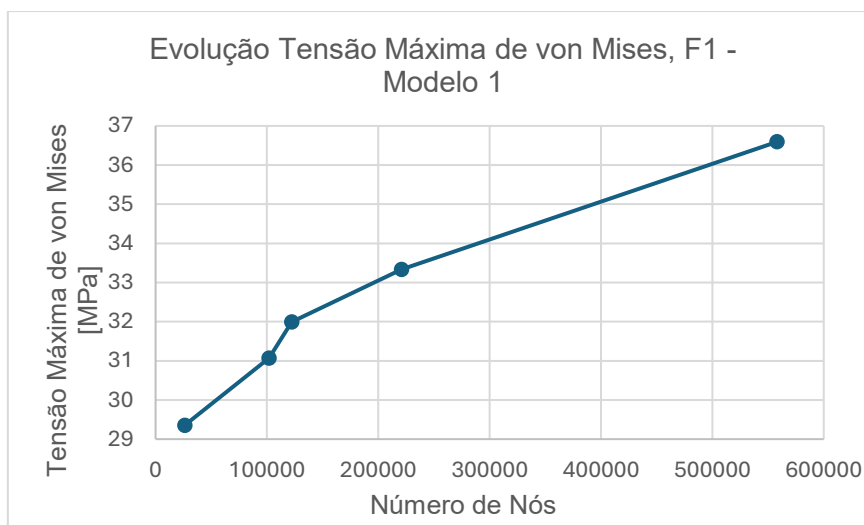


Figura 5.52 - Representação gráfica da evolução da tensão máxima de von Mises, F1 - Modelo 1.

Neste tipo de estudos é crucial não só analisar se ocorre convergência de valores, mas também verificar o local onde ocorre a tensão máxima de von Mises. A geometria dos corpos tem um papel fundamental na ocorrência de singularidades e concentrações de tensões, pelo que é necessário examinar quais as alterações que devem ser feitas.

O facto de o valor da tensão máxima de von Mises não convergir é bastante preocupante, quando tal acontece não é possível confiar nos resultados obtidos não possibilitando a verificação da integridade estrutural do corpo.

A Figura 5.53 mostra o local onde ocorre a tensão máxima de von Mises para a última iteração. Embora a disposição da malha permitir identificar uma ligeira alteração da geometria da zona, numa primeira análise, esta região não pareceu suscetível ao fenómeno de singularidade de tensões, pois a geometria do corpo parece ser continua. Nestes casos, é importante realizar uma análise mais detalhada, como a avaliação da curvatura.

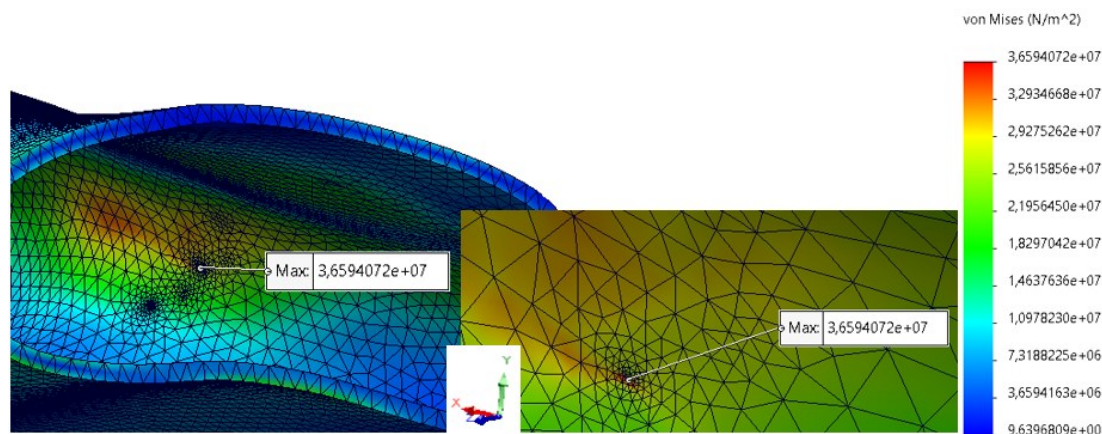


Figura 5.53 - Distribuição de tensões de von Mises em MPa, F1 - Modelo 1.

Observando a Figura 5.54a é possível verificar que a área onde se observou a singularidade de tensões corresponde a uma zona onde a curvatura é elevada e drástica em comparação com as regiões adjacentes, parecendo criar uma descontinuidade no corpo, pelo que estas faces devem ser reformuladas. Através da eliminação dessas faces e posterior reconstrução das mesmas com o uso das ferramentas de superfície, a curvatura dessa área foi retificada, ficando ajustada às extremidades circundantes, como se verifica na Figura 5.54b. Esta alteração deu origem ao modelo 2.

No estudo de curvatura fornecido pelo *software*, os tons avermelhados correspondem a zonas com maior curvatura e a cor azul corresponde às regiões com curvatura inferior.

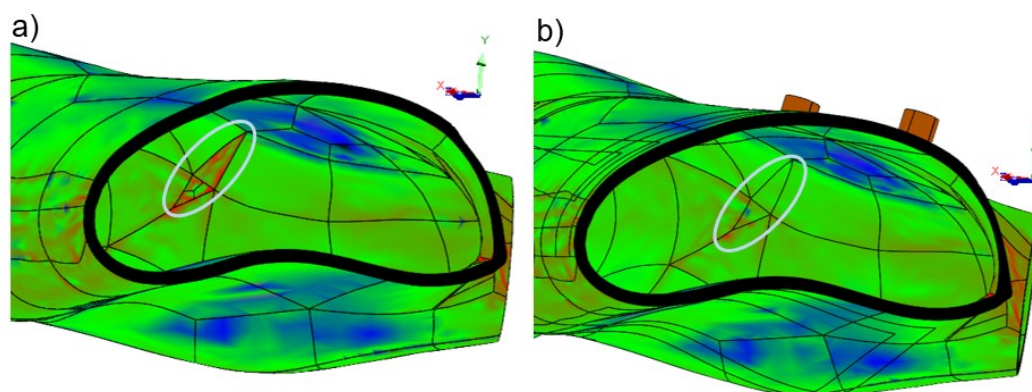


Figura 5.54 – a) Curvatura na zona de concentração de tensões, F1, Modelo 1, b) Correção da curvatura, Modelo 2.

#### 5.4.1.2 Estudo de convergência de malha – Modelo 2

Para verificar a eficácia da solução implementada, foi feita uma nova simulação onde se considera a força 1 e se analisa a convergência de valores. A Tabela 5.11 apresenta os resultados obtidos.

Tabela 5.11 - Convergência de malha, F1 – Modelo 2.

| Convergência de malha, F1 – Modelo 2 |            |           |                                  |                   |                       |
|--------------------------------------|------------|-----------|----------------------------------|-------------------|-----------------------|
| Iteração N°                          | Combinação | N° de nós | Tensão Máxima de von Mises [MPa] | Desvio Percentual | Deformada Máxima [mm] |
| 1                                    | 1          | 27652     | 32,248                           | –                 | 8,82                  |
| 2                                    | 2          | 103 099   | 33,722                           | 4,4%              | 8,74                  |
| 3                                    | 4          | 123 327   | 32,328                           | 4,3%              | 8,76                  |
| 4                                    | 5          | 220 524   | 41,687                           | 22,5%             | 8,72                  |
| 5                                    | 6          | 560 026   | 42,560                           | 2,1%              | 8,73                  |

Como se pode observar, mais uma vez, não ocorre convergência do valor máximo da tensão de von Mises e a deformada máxima é de 8,73 mm. A Figura 5.55 ilustra a evolução da tensão máxima de von Mises consoante o número de nós utilizados para construir a malha.

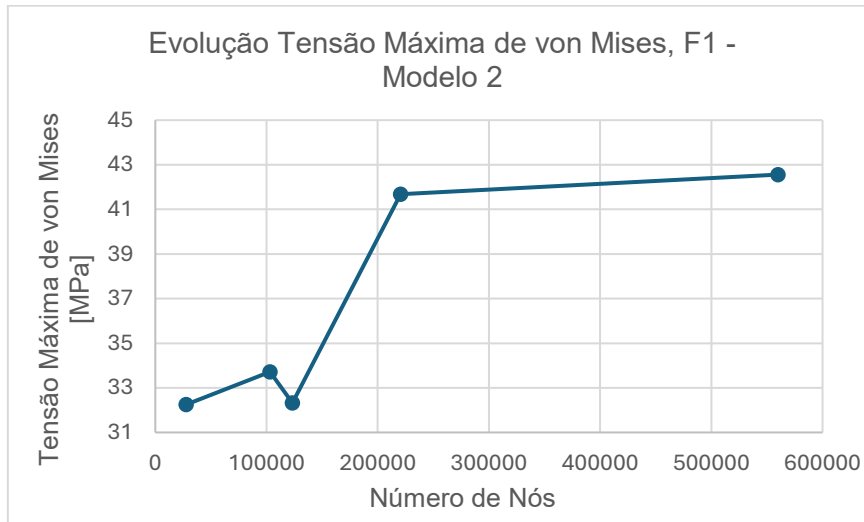


Figura 5.55 - Representação gráfica da evolução da tensão máxima de von Mises, F1 - Modelo 2.

A Figura 5.56 mostra a distribuição de tensões de von Mises em MPa para a força 1, modelo 2.

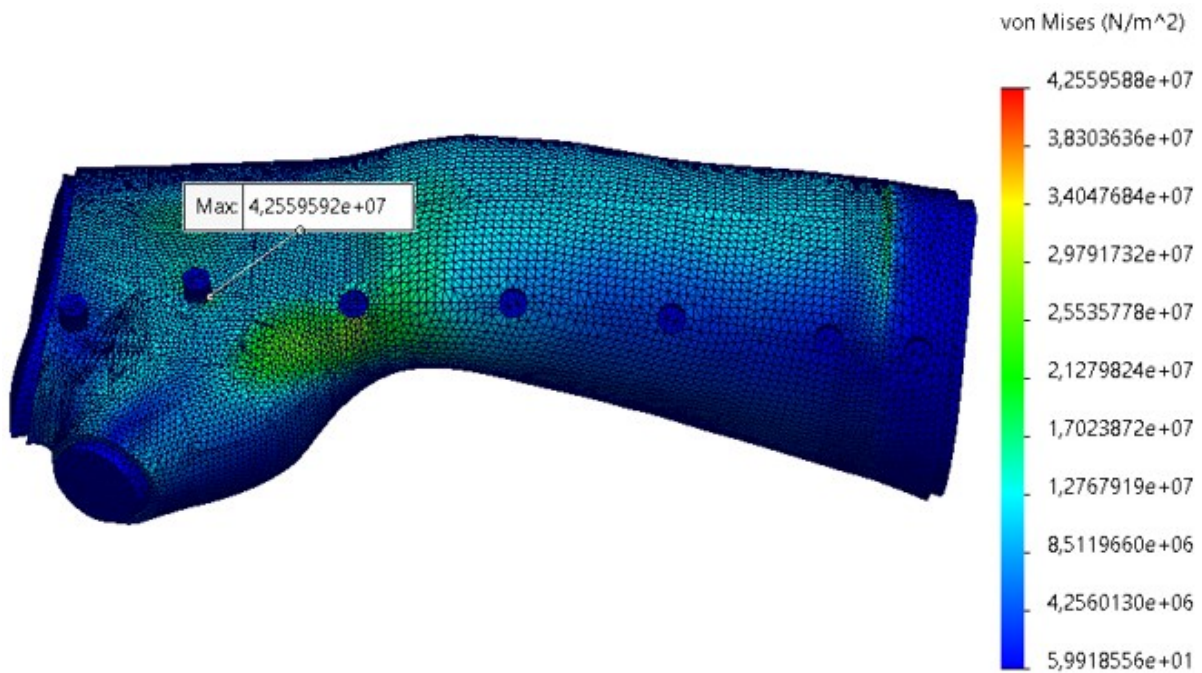


Figura 5.56 - Distribuição de tensões de von Mises em MPa, F1 - Modelo 2.

A tensão máxima de von Mises está localizada na aresta de um dos pinos, conforme se pode verificar na Figura 5.57. Tipicamente, estas zonas são propensas a singularidade de tensões e como tal já seria de esperar a necessidade da sua adaptação.

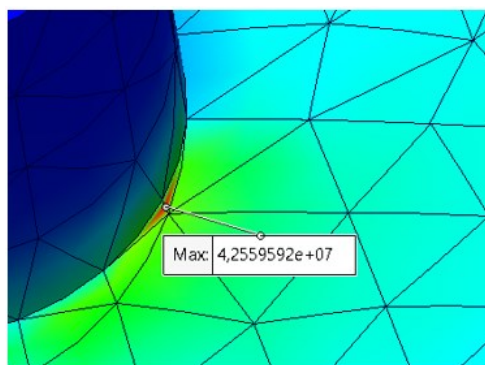


Figura 5.57 - Tensão máxima de von Mises, F1 - Modelo 2.

Para resolver a situação, todas as arestas vivas da ortótese foram arredondadas, o raio do boleado realizado é de 2 mm. Estas alterações deram origem ao modelo 3, Figura 5.58.

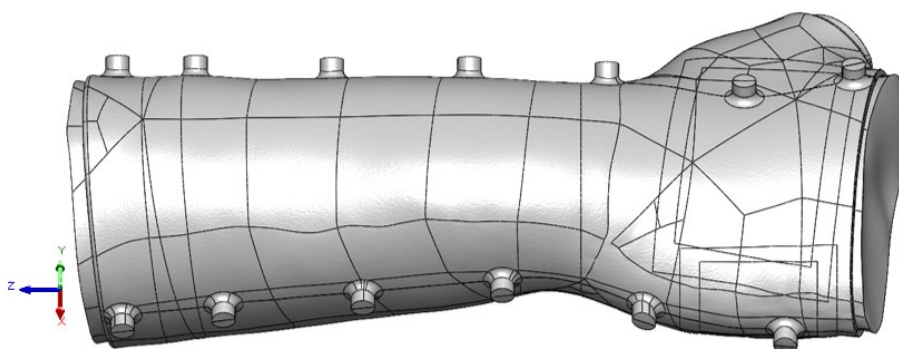


Figura 5.58 – Modelo sem arestas vivas – Modelo 3.

### 5.4.1.3 Estudo de convergência de malha – Modelo 3

Os resultados da nova simulação com a força 1 mostram que o modelo 3 não apresenta problemas geométricos que deem origem a singularidades de tensões.

Os resultados obtidos deste estudo de convergência estão apresentados na Tabela 5.12.

Tabela 5.12 - Convergência de malha, F1 – Modelo 3.

| Convergência de malha, F1 – Modelo 3 |            |           |                                  |                   |                       |
|--------------------------------------|------------|-----------|----------------------------------|-------------------|-----------------------|
| Iteração N°                          | Combinação | N° de nós | Tensão Máxima de von Mises [MPa] | Desvio Percentual | Deformada Máxima [mm] |
| 1                                    | 1          | 340 764   | 36,040                           | –                 | 8,54                  |
| 2                                    | 2          | 394 557   | 32,880                           | 8,8%              | 8,54                  |
| 3                                    | 3          | 493 106   | 34,700                           | 5,5%              | 8,55                  |
| 4                                    | 4          | 609 106   | 35,473                           | 2,2%              | 8,48                  |
| 5                                    | 5          | 873 699   | 35,813                           | 1,0%              | 8,48                  |
| 6                                    | 7          | 1 584 338 | 35,941                           | 0,4%              | 8,50                  |

Verifica-se que existe convergência para o valor máximo da tensão de von Mises a partir da iteração 5 e que a deformada máxima é de 8,50 mm na iteração 6. A Figura 5.59 ilustra a

evolução da tensão máxima de von Mises consoante o número de nós utilizados para construir a malha.

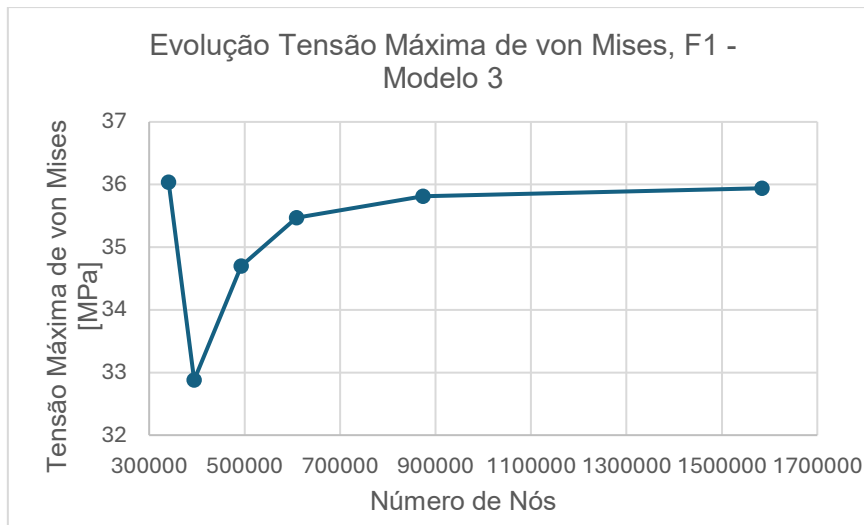


Figura 5.59 - Representação gráfica da evolução da tensão máxima de von Mises, F1 - Modelo 3.

A Figura 5.60 mostra a distribuição de tensões de von Mises para a força 1 no modelo 3. Analisando a distribuição de tensões verifica-se que a tensão máxima de von Mises ocorre numa região próxima de um dos pinos. Esta localização para a tensão máxima é espectável, uma vez que corresponde a uma zona onde ocorre alteração geométrica relativamente acentuada. Pelo facto de o valor convergir, não levanta nenhuma preocupação, uma vez que configura confiança no processo de idealização do modelo.

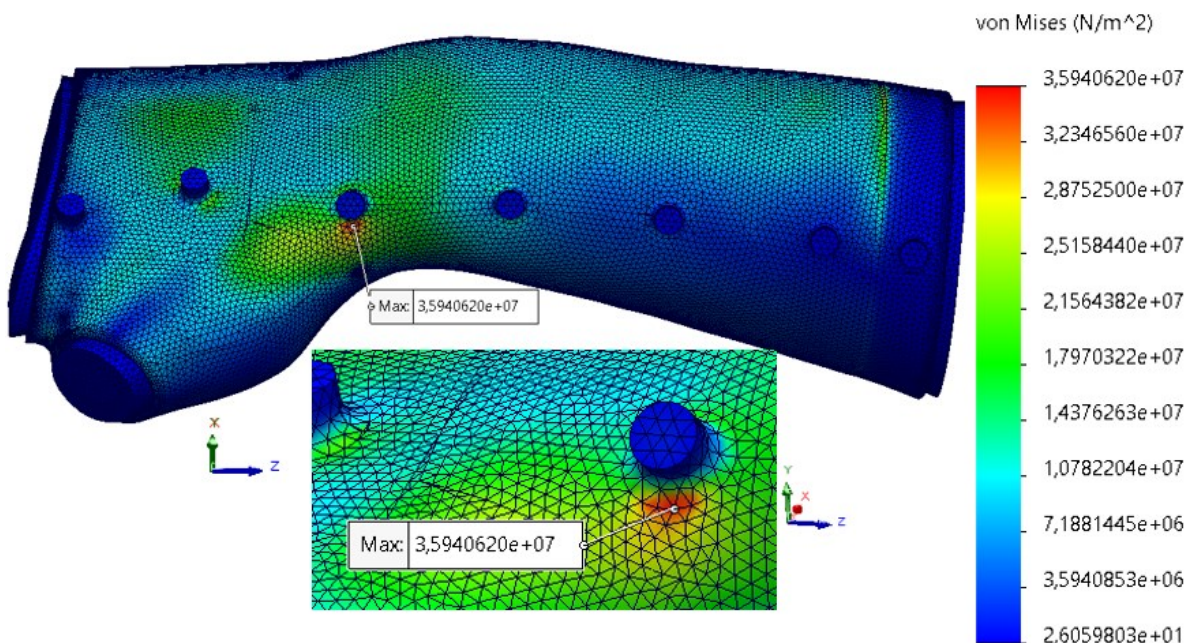


Figura 5.60 - Distribuição de tensões de von Mises em MPa, F1 - Modelo 3.

Seguidamente prosseguiu-se com o estudo de convergência de malha utilizando a força 2 e os resultados estão apresentados na Tabela 5.13.

Tabela 5.13 - Convergência de malha, F2 – Modelo 3.

| Convergência de malha, F2 – Modelo 3 |            |           |                                  |                   |                       |
|--------------------------------------|------------|-----------|----------------------------------|-------------------|-----------------------|
| Iteração N°                          | Combinação | N° de nós | Tensão Máxima de von Mises [MPa] | Desvio Percentual | Deformada Máxima [mm] |
| 1                                    | 1          | 340 963   | 31,957                           | –                 | 6,29                  |
| 2                                    | 2          | 394 238   | 32,425                           | 1,5               | 6,29                  |
| 3                                    | 3          | 493 657   | 32,345                           | 0,2               | 6,29                  |
| 4                                    | 4          | 609 188   | 32,554                           | 0,6               | 6,31                  |
| 5                                    | 5          | 873 987   | 32,560                           | 0,0               | 6,32                  |
| 6                                    | 6          | 917 156   | 32,423                           | 0,4               | 6,32                  |

Verifica-se que existe convergência de valores para todas as iterações. Tal revela que o modelo não apresenta nenhum problema geométrico que introduza singularidades de tensões. A deformada máxima calculada tem o valor de 6,32 mm para a iteração 6.

A Figura 5.61 lustra a evolução da tensão máxima de von Mises consoante o número de nós utilizados para construir a malha.

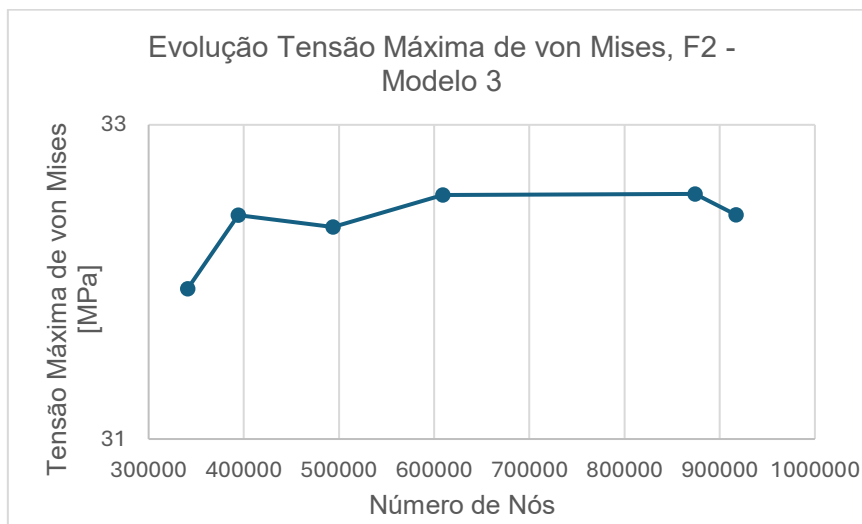


Figura 5.61 - Representação gráfica da evolução da tensão máxima de von Mises, F2 - Modelo 3.

A Figura 5.62 mostra a distribuição de tensões de von Mises para a força 2, modelo 3, bem como a localização da tensão máxima de von Mises.

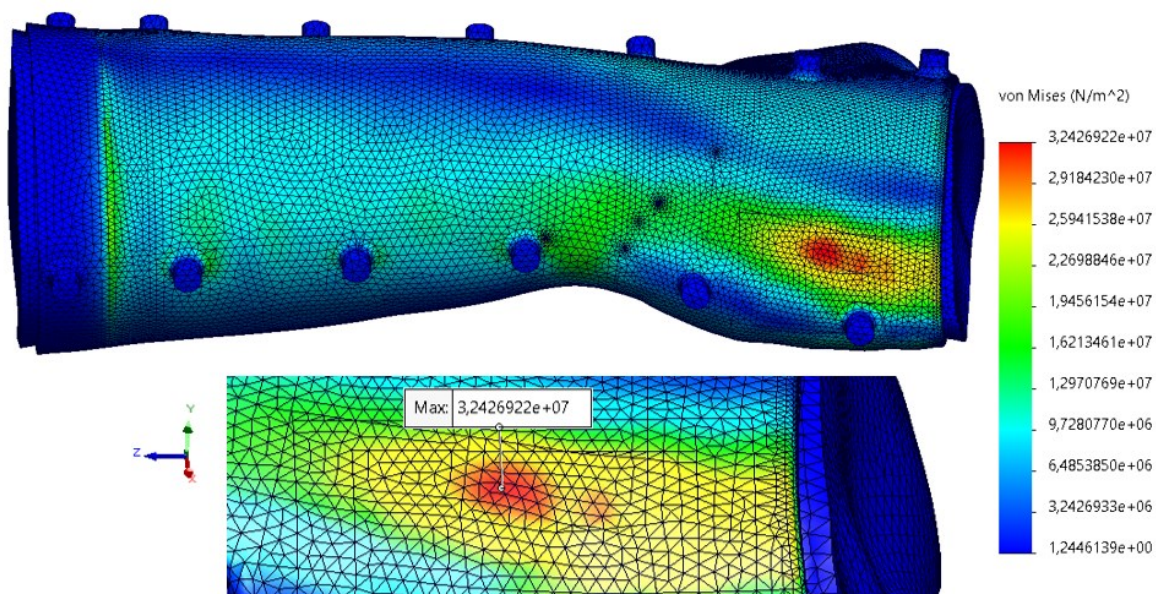


Figura 5.62 - Distribuição de tensões de von Mises em MPa, F2 - Modelo 3.

Prosseguindo para a análise da força 3, foi possível verificar que, mais uma vez, existe convergência de valores para todas as iterações, os resultados estão apresentados na Tabela 5.14.

Tabela 5.14 - Convergência de malha, F3 – Modelo 3.

| Convergência de malha, F3 – Modelo 3 |            |           |                                  |                   |                       |
|--------------------------------------|------------|-----------|----------------------------------|-------------------|-----------------------|
| Iteração N°                          | Combinação | N° de nós | Tensão Máxima de von Mises [MPa] | Desvio Percentual | Deformada Máxima [mm] |
| 1                                    | 1          | 340 764   | 29,538                           | –                 | 4,65                  |
| 2                                    | 2          | 394 557   | 29,501                           | 0,1               | 4,65                  |
| 3                                    | 3          | 493 106   | 29,520                           | 0,0               | 4,65                  |
| 4                                    | 4          | 609 106   | 29,688                           | 0,6               | 4,65                  |
| 5                                    | 5          | 873 699   | 29,704                           | 0,0               | 4,65                  |
| 6                                    | 6          | 917 152   | 29,627                           | 0,3               | 4,66                  |

Os resultados sugerem que não há irregularidades geométricas causadoras de singularidades de tensão e a deformada máxima sinalizada é de 4,66 mm na última iteração efetuada.

A Figura 5.63 ilustra a evolução da tensão máxima de von Mises consoante o número de nós utilizados para construir a malha.

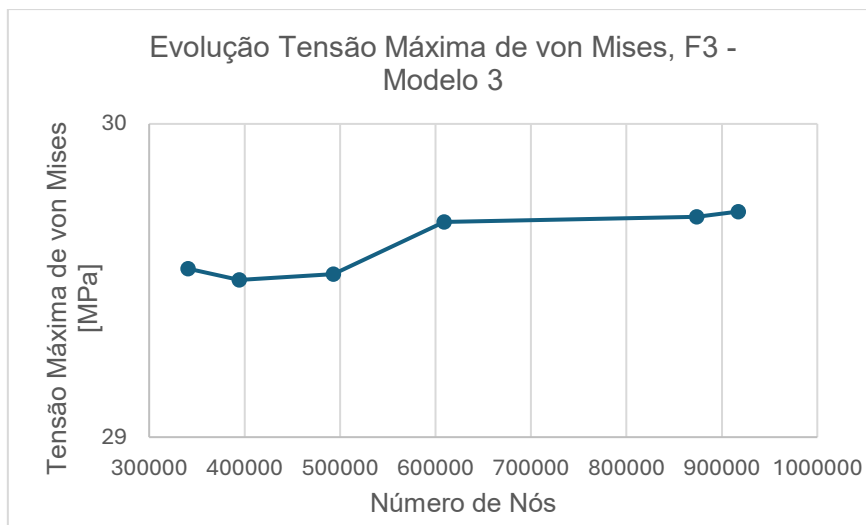


Figura 5.63 - Representação gráfica da evolução da tensão máxima de von Mises, F3 - Modelo 3.

A Figura 5.64 mostra a distribuição de tensões de von Mises para a força 3, modelo 3, bem como a localização da tensão máxima de von Mises.

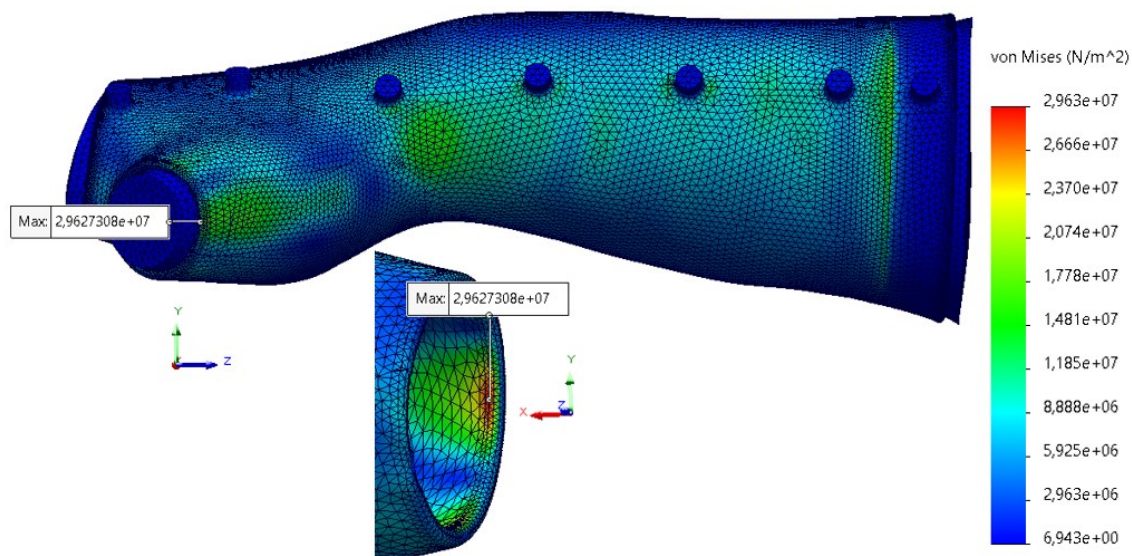


Figura 5.64 - Distribuição de tensões de von Mises em MPa, F3 - Modelo 3.

Continuamente, prosseguiu-se com o estudo de convergência de malha utilizando o momento 1, a Tabela 5.15 resume os resultados obtidos.

Tabela 5.15 - Convergência de malha, M1 – Modelo 3.

| Convergência de malha, F3 – Modelo 3 |            |           |                                  |                   |                       |
|--------------------------------------|------------|-----------|----------------------------------|-------------------|-----------------------|
| Iteração N°                          | Combinação | N° de nós | Tensão Máxima de von Mises [MPa] | Desvio Percentual | Deformada Máxima [mm] |
| 1                                    | 1          | 340 725   | 2,645                            | –                 | 7,32                  |
| 2                                    | 2          | 396 985   | 2,473                            | 6,5%              | 7,31                  |
| 3                                    | 3          | 494 980   | 2,742                            | 10,9%             | 7,34                  |
| 4                                    | 4          | 611 977   | 2,597                            | 5,3%              | 7,30                  |
| 5                                    | 5          | 873 040   | 2,676                            | 3,0%              | 7,30                  |
| 6                                    | 6          | 916 508   | 2,714                            | 1,4%              | 7,30                  |
| 7                                    | 7          | 1 584 720 | 2,734                            | 0,7%              | 7,31                  |

Verificou-se que existe convergência de valores a partir da iteração 6. Mais uma vez, tal mostra que o modelo não apresenta nenhum problema geométrico que introduza singularidades de tensões. A deformada máxima calculada tem o valor de 7,31 mm para a iteração 7.

A Figura 5.65 ilustra a evolução da tensão máxima de von Mises consoante o número de nós utilizados para construir a malha.

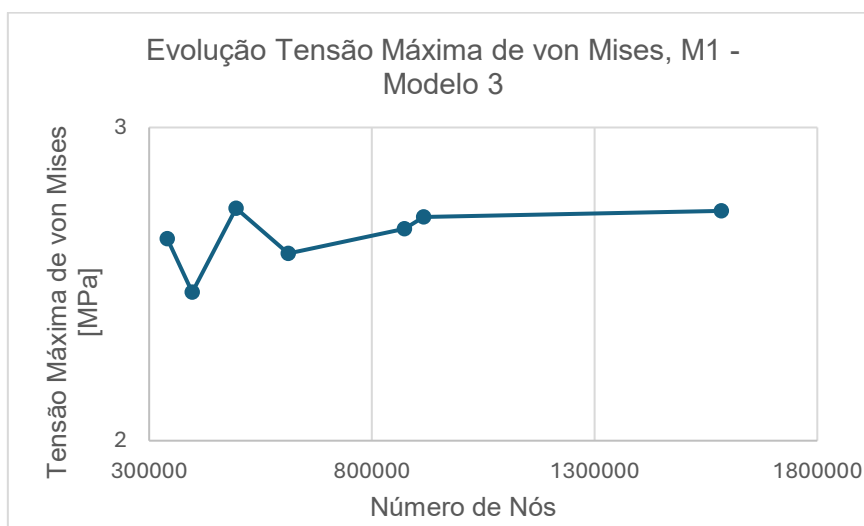


Figura 5.65 - Representação gráfica evolução da tensão máxima de von Mises, M1 - Modelo 3.

A Figura 5.66 mostra a distribuição de tensões de von Mises para o momento 1, modelo 3, bem como a localização da tensão máxima de von Mises.

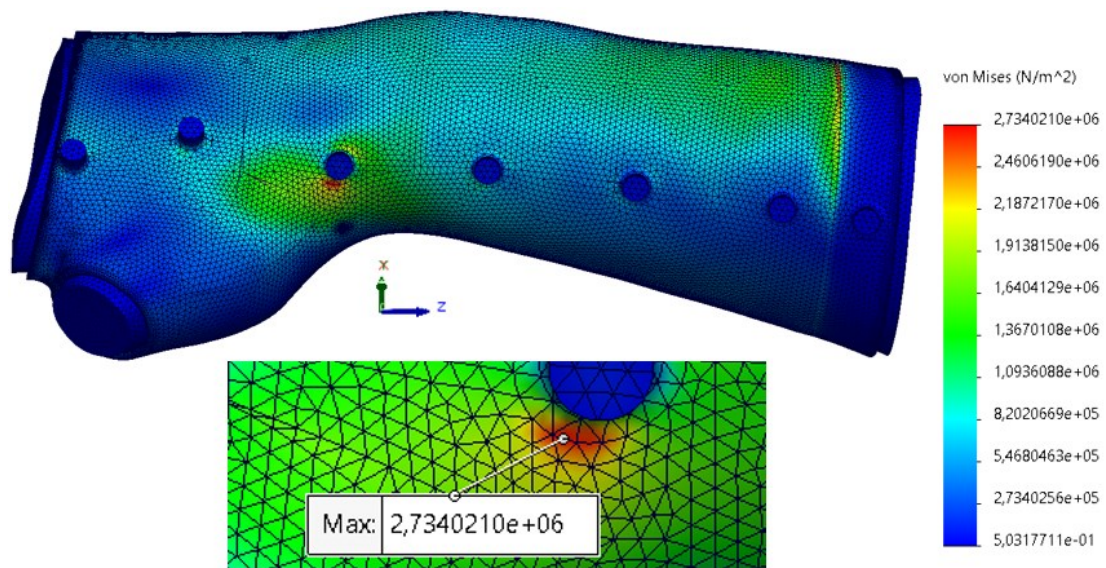


Figura 5.66 - Distribuição de tensões de von Mises em MPa, M1 - Modelo 3.

Relativamente à força 4 não foi possível chegar a nenhuma conclusão. Tal deve-se ao facto de o *software* não ter conseguido efetuar os cálculos com sucesso apresentando sempre a mensagem de erro “*Solver failed*”.

A Figura 5.67 mostra a mensagem apresentada pelo *software*.

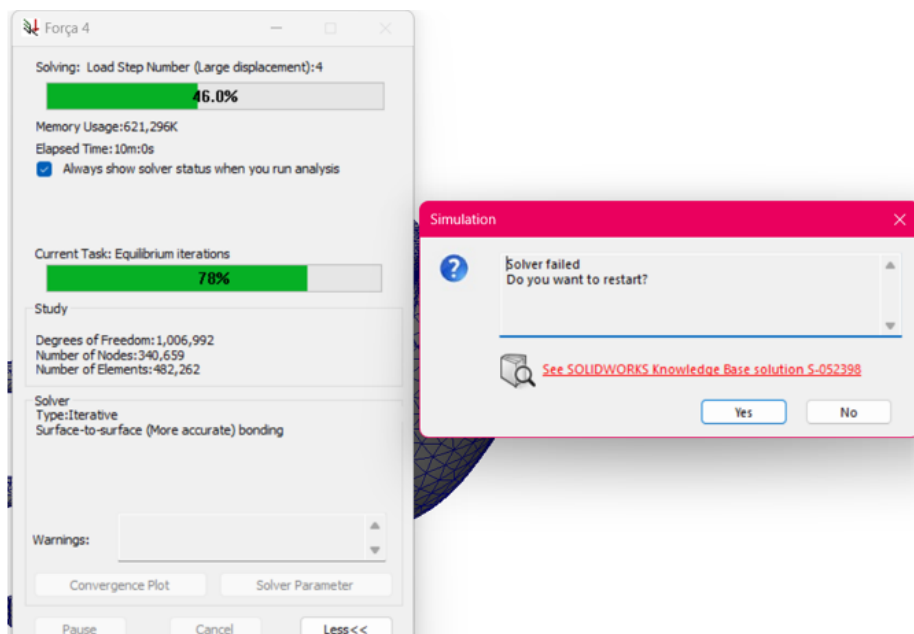


Figura 5.67 - Falha no simulador, F4 - Modelo 3.

De modo a tentar ultrapassar esta falha, os restantes *solvers* do *SOLIDWORKS Simulation* foram experimentados, sendo que nenhum levou ao sucesso. Uma vez que o *software* não comunicou efetivamente qual foi a falha não se consegue ter a certeza da razão para a mesma

neste momento do estudo. No entanto, uma vez que existe a necessidade de fazer a análise com *Large Displacement*, a força em estudo é elevada – 400 N – e a espessura da ortótese é um valor baixo – 2 mm – acredita-se que esta falha seja oriunda de um deslocamento demasiado elevado para o corpo. Assim, admite-se que a força 4 seja a que causa uma maior solicitação no modelo.

Deste modo, conclui-se que o material para a ortótese tem a necessidade de ter um módulo de elasticidade superior ao utilizado para o presente estudo. Para o mesmo carregamento, um material com módulo de elasticidade superior resulta num deslocamento inferior no corpo. Analisando o modelo estudado por Chen *et al.* [23] percebe-se que existem algumas dissimilaridades entre os modelos. Primeiramente, ambas as ortóteses são morfologicamente adaptadas, pelo que dependem da anatomia da pessoa que lhes deu origem, não sendo modelos exatamente iguais. Em segundo lugar, o estudo efetuado por Chen *et al.* é constituído por um modelo que contempla três partes: ortótese + mão-antebraço + osso – Figura 5.68. O osso acrescenta rigidez ao modelo – módulo de elasticidade de 13 400 MPa – o que leva a que a deformação seja inferior. Por último, não é conhecida a espessura do modelo estudado nem a área de aplicação das forças.

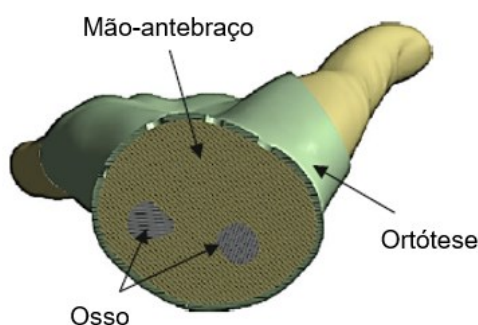
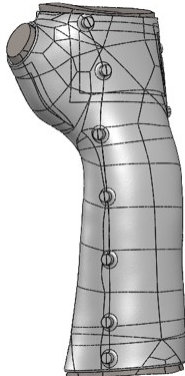
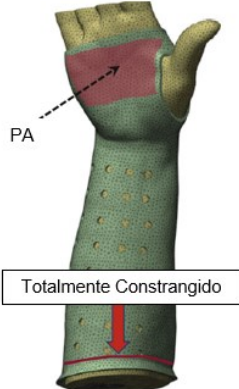


Figura 5.68 - Modelo estudado por Chen *et al.*, adaptado de [23].

Esses fatores impedem uma comparação direta entre os resultados, no entanto, permitem ter uma noção do que esperar e determinar se é necessário fazer alguma alteração no modelo.

Na Tabela 5.16 estão apresentados os resultados obtidos para a tensão máxima de von Mises e deformada máxima na iteração 6, bem como os mesmos relativos ao estudo efetuado por Chen *et al.* [23]. Nesta tabela não constam F4 e M1, respetivamente AP e RO-RI, uma vez que a primeira não foi possível de simular e os momentos não são homólogos em direção.

Tabela 5.16 - Comparação de resultados entre o modelo desenvolvido e a ortótese do artigo, adaptado de [23].

| <b>Comparação de resultados</b>           |    |   |   |
|---|----|---|---|
|   |    | <b>Modelo Desenvolvido</b>  | <b>Ortótese desenvolvida por Chen et al., [23]</b>                                  |
|   |    |  |  |
| $\sigma_{\text{Máx. von Mises}}$<br>[MPa] | F1 | 35,070  | 41,730  |
|   | F2 | 32,427  | 22,607  |
|   | F3 | 29,720  | 20,389  |
|   | F4 | -   | 59,375  |
| $\delta_{\text{Máx}}$<br>[mm]             | F1 | 8,50  | 6,17  |
|   | F2 | 6,32  | 3,12  |
|   | F3 | 4,66  | 3,43  |
|   | F4 | -   | 11,96   |

As diferenças nos resultados obtidos entre os dois modelos são notórias, estas devem-se às diferenças nos modelos já mencionadas. Assim, confirma-se que a afirmação de que a solicitação F4 (AP), das solicitações estudadas, é a mais exigente para o corpo resultando na maior tensão máxima de von Mises bem como um maior deslocamento [23].

Avaliando os deslocamentos máximos obtidos – 8,50 mm, 6,32 mm e 4,66 mm – torna-se clara a impossibilidade de utilizar o material aplicado no estudo efetuado por Chen et al.. Estes deslocamentos são muito superiores ao que seria admissível – 3 mm – e como tal o material a utilizar deverá de ter um módulo de elasticidade superior a 1500 MPa.

Existem ainda outras razões pelas quais não é possível utilizar este material, como o desconhecimento de qual é o material em si bem como as suas propriedades mecânicas cruciais, nomeadamente a tensão de cedência.

## 5.4.2 Estudo relativo à resistência estrutural com o material PLA

### 5.4.2.1 Determinação das propriedades mecânicas do material PLA

As ortóteses morfologicamente adaptadas são obtidas através da tecnologia de impressão 3D e, conforme se analisou no subcapítulo 2.1.1, o tipo de resposta do material é uma grande preocupação na escolha do mesmo.

Song et al. concluíram que a resposta elástica dos corpos obtidos por impressão 3D no material PLA é aproximadamente isotrópica [21]. Durante a utilização de um componente, o objetivo é que quando solicitado o mesmo permaneça sempre em regime elástico, para que não haja deformação permanente. Assim, a tensão máxima admitida para o projeto é a tensão de cedência do material. Por esta razão, e similarmente a [21], o material PLA foi considerado como um material isotrópico.

Começou-se por calcular a tensão de cedência e módulo de elasticidade do material através do gráfico tensão-extensão apresentado por Song et al.. A Figura 5.69 contempla este mesmo gráfico nas direções axial, transversal e fora do plano, incluindo distâncias recolhidas diretamente através do *software SOLIDWORKS* para auxiliar os cálculos.

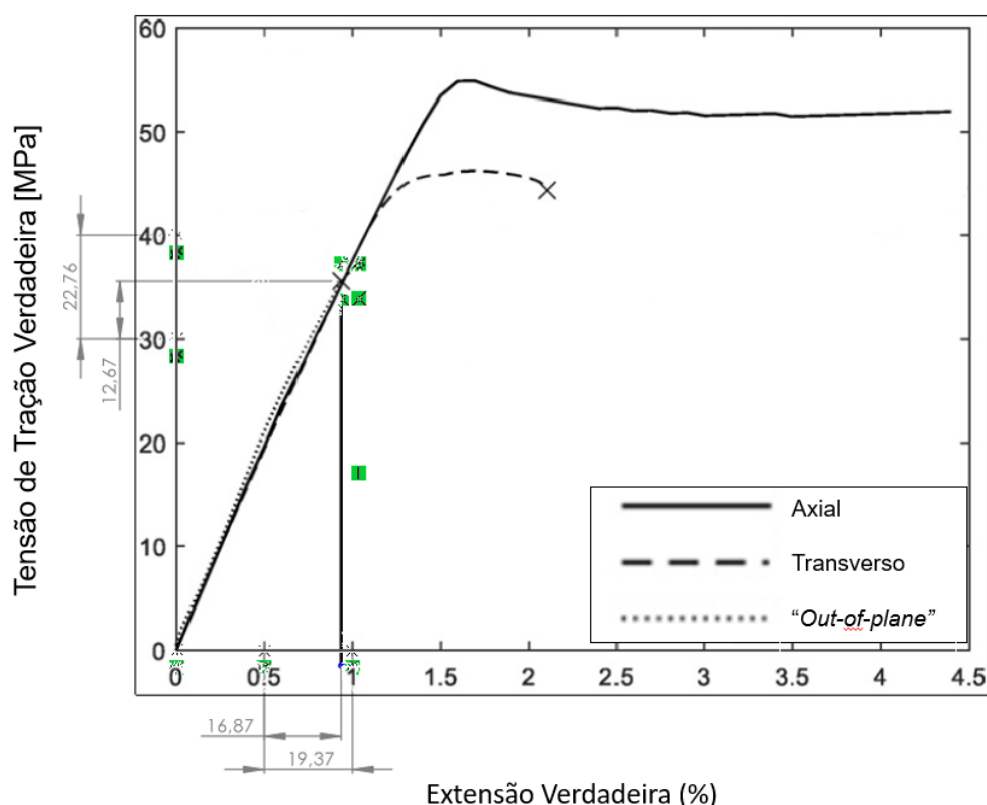


Figura 5.69 – Representação gráfica da tensão vs. extensão nas direções axial, transversal e fora do plano com valores para cálculo de propriedades mecânicas, adaptado de [21].

Primeiramente determinou-se qual é o valor de tensão que está compreendido entre os 30 MPa e a tensão de rotura na direção fora do plano ( $x_1$ ), conforme demonstrado em (5.1):

$$\frac{22,76}{12,67} = \frac{10}{x_1} \leftrightarrow x_1 = \frac{12,67 \times 10}{22,76} \leftrightarrow x_1 = 5,56 \text{ MPa} \quad (5.1)$$

A tensão de cedência é composta pela soma dos 30 MPa e de  $x_1$ :

$$\sigma_{ced} = 30 + x_1 \leftrightarrow \sigma_{ced} = 35,56 \text{ MPa} \quad (5.2)$$

No regime elástico, o módulo de elasticidade é obtido através expressão (5.3):

$$E = \frac{\Delta\sigma}{\frac{\Delta\epsilon(\%)}{100}} \quad (5.3)$$

Desenvolvendo a expressão, surge a necessidade da determinação do valor de extensão correspondente à tensão de cedência, como demonstra (5.4):

$$E = \frac{35,56 - 0}{\frac{\epsilon_2(\%) - 0}{100}} \quad (5.4)$$

A extensão verdadeira percentual é obtida através do mesmo raciocínio utilizado para a tensão de cedência, como se verifica em (5.5) e (5.6):

$$\frac{0,5}{x_2} = \frac{19,37}{16,87} \leftrightarrow x_2 = \frac{0,5 \times 16,87}{19,37} \leftrightarrow x_2 = 0,435 \quad (5.5)$$

$$\epsilon_2 = 0,5 + x_2 \leftrightarrow \epsilon_2 = 0,93 (\%) \quad (5.6)$$

Por fim, foi possível obter o valor do módulo de elasticidade:

$$E = \frac{35,56}{0,0093} \leftrightarrow E = 3\,823,65 \text{ MPa} \quad (5.7)$$

A Tabela 5.17 apresenta as propriedades mecânicas calculadas para o material PLA.

Tabela 5.17 - Propriedades mecânicas obtidas para o material PLA.

| Propriedades mecânicas obtidas para o material PLA |                              |
|--|------------------------------|
| Tensão de Cedência [MPa]                           | Módulo de Elasticidade [GPa] |
| 35,56  | 3,82365                      |

#### 5.4.2.2 Estudo da resistência estrutural da ortótese com o material PLA – Modelo 3

No seguimento do presente estudo, introduziu-se o material PLA no *software SOLIDWORKS* com as propriedades calculadas anteriormente. Os dados relativos ao material utilizado para o modelo mão-antebraço – *soft tissue* – foram retirados do estudo realizado por Chen et al. [23], como referido anteriormente. Este material foi simplificado e considerado linear e isotrópico, o que não corresponde com a realidade e introduz limitações no estudo. Portanto, optou-se por realizar a análise utilizando exclusivamente a ortótese, deste modo, se o modelo

demonstrar resistência estrutural nas condições simuladas, também será adequada durante a sua utilização normal.

As forças de 400 N utilizadas no estudo feito por Chen et al. foram consideradas exageradas uma vez que equivalem a uma massa de cerca de 40 kg, pelo que se diminuiu para a magnitude de 100 N. Assim, considerando uma ação da rotina diária de um indivíduo saudável, como transportar uma paleta de leite composta por seis pacotes, esta ação seria possível utilizando exclusivamente a resistência fornecida pela ortótese. Deste modo, os esforços estudados foram  $F_{1_2}$ ,  $F_{2_2}$ ,  $F_{3_2}$  e  $F_{4_2}$  que em tudo são semelhantes às forças  $F_1$ ,  $F_2$ ,  $F_3$  e  $F_4$  à exceção da magnitude. Acrescentando ainda as suas forças simétricas, Figura 5.70 ilustra as localizações das mesmas, bem como a localização da condição de fronteira – encastramento.

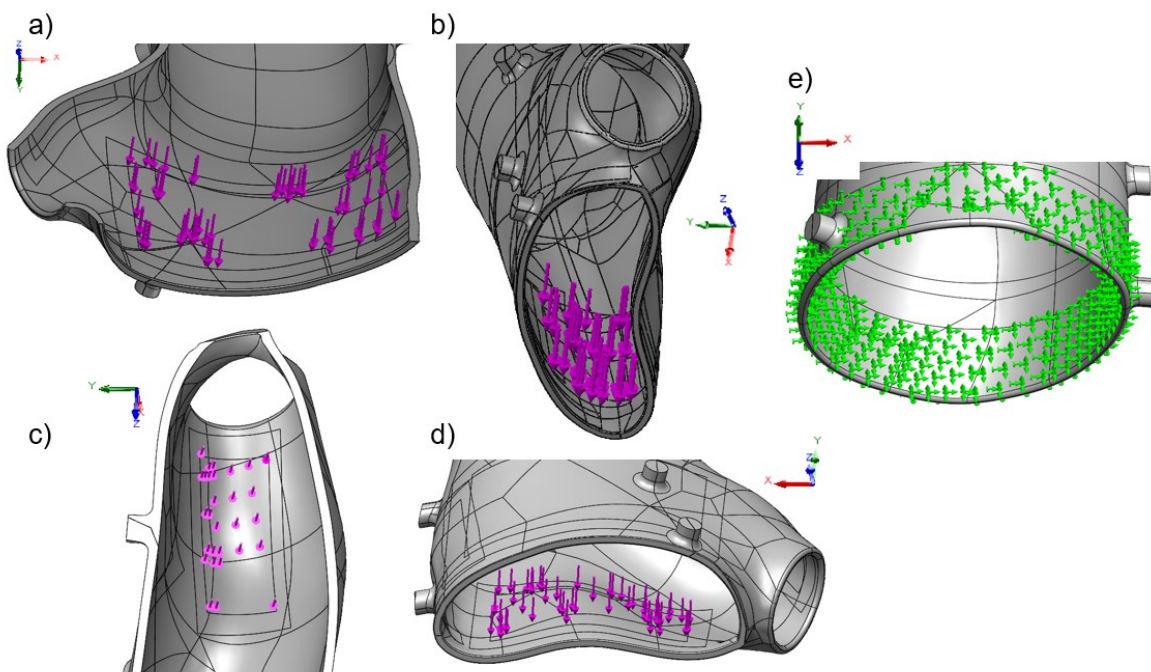


Figura 5.70 - Localização das forças aplicadas: a)  $-F_{1_2}$ , b)  $-F_{2_2}$ , c)  $-F_{3_2}$ , d)  $-F_{4_2}$  e e) condições de fronteira.

Apesar de não ter sido feita qualquer alteração à geometria da ortótese (Modelo 3), é necessário realizar novos estudos de convergência de malha, dado que as análises anteriormente terem sido feitas considerando grandes deslocamentos e não regime linear – *large displacement*. Uma vez que os esforços foram reduzidos e o material utilizado usufrui de um módulo de elasticidade superior, torna-se desnecessário a consideração de grandes deslocamentos. É importante destacar que, embora os resultados obtidos dessa forma sejam mais precisos, o esforço computacional é excessivamente elevado, tornando dispensável a sua utilização neste caso.

Uma vez que se retirou o modelo mão-antebraço, aos controlos de malha C2 e C3 foram acrescentadas as faces internas correspondentes, como ilustra a Figura 5.71. A malha utilizada em cada iteração foi a mesma que apresentada anteriormente na Tabela 5.9.

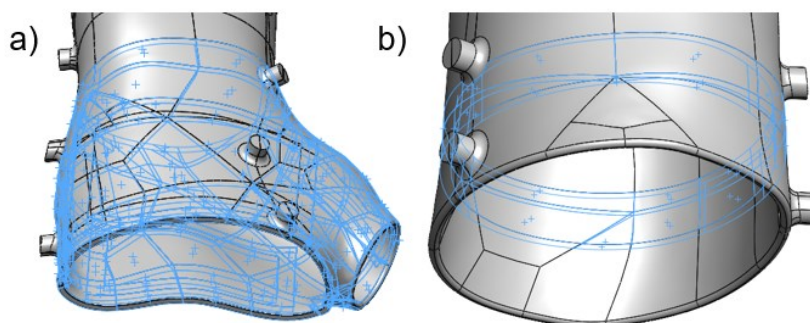


Figura 5.71 - Faces acrescentadas aos controlos de malha: a) C3 e b) C2.

A Tabela 5.18 resume os resultados obtidos para cada solicitação. Na tabela são apresentados o número da iteração a partir da qual se verifica convergência do valor máximo da tensão de von Mises, a tensão máxima de von Mises, o coeficiente de segurança (C.S.) e a deformada máxima para cada força.

Tabela 5.18 – Resumo de resultados obtidos: estudo resistência estrutural da ortótese com material PLA, modelo 3.

| Resumo de resultados obtidos, modelo 3, PLA |          |  |      |                            |
|---|----------|--|------|----------------------------|
| Solicitações                                | Iteração | $\sigma_{\text{Máx. von Mises}}$ [MPa] | C.S. | $\delta_{\text{Máx}}$ [mm] |
| F1 <sub>2</sub>                             | 7        | 10,249                                 | 3,5  | 0,86                       |
| -F1 <sub>2</sub>                            | 5        | 10,194                                 | 3,5  | 0,84                       |
| F2  | 2        | 9,124                                  | 3,9  | 0,62                       |
| -F2 <sub>2</sub>                            | 2        | 8,914                                  | 4,0  | 0,61                       |
| F3  | 2        | 7,510                                  | 4,7  | 0,47                       |
| -F3 <sub>2</sub>                            | 2        | 7,447                                  | 4,8  | 0,47                       |
| F4 <sub>2</sub>                             | 2        | 19,774                                 | 1,8  | 2,46                       |
| -F4 <sub>2</sub>                            | 2        | 19,636                                 | 1,8  | 2,48                       |

Como esperado, constatou-se que houve convergência dos valores relativos à tensão máxima de von Mises para todas as solicitações. Também foi observado que o sentido da solicitação não influencia significativamente a resposta do corpo. A força  $|F4_2|$  é a que exige maior esforço por parte do corpo resultando numa deformada máxima de 2,46 mm e 2,48mm. A tensão máxima de von Mises observada é de 19,774 MPa e 19,636 MPa, o que resulta num coeficiente de segurança de 1,8.

As tabelas de resultados completas para cada esforço bem como as representações gráficas da evolução de tensão máxima de von Mises estão apresentados no Apêndice A.

A Figura 5.72 ilustra a distribuição de tensões de von Mises para a força  $F_{1_2}$ , a tensão máxima ocorre na margem de um dos pinos. Mostra-se apenas as figuras referentes às forças  $F_{1_2}$ ,  $F_{2_2}$ ,  $F_{3_2}$  e  $F_{4_2}$ , uma vez que distribuição de tensões é semelhante nas suas simétricas.

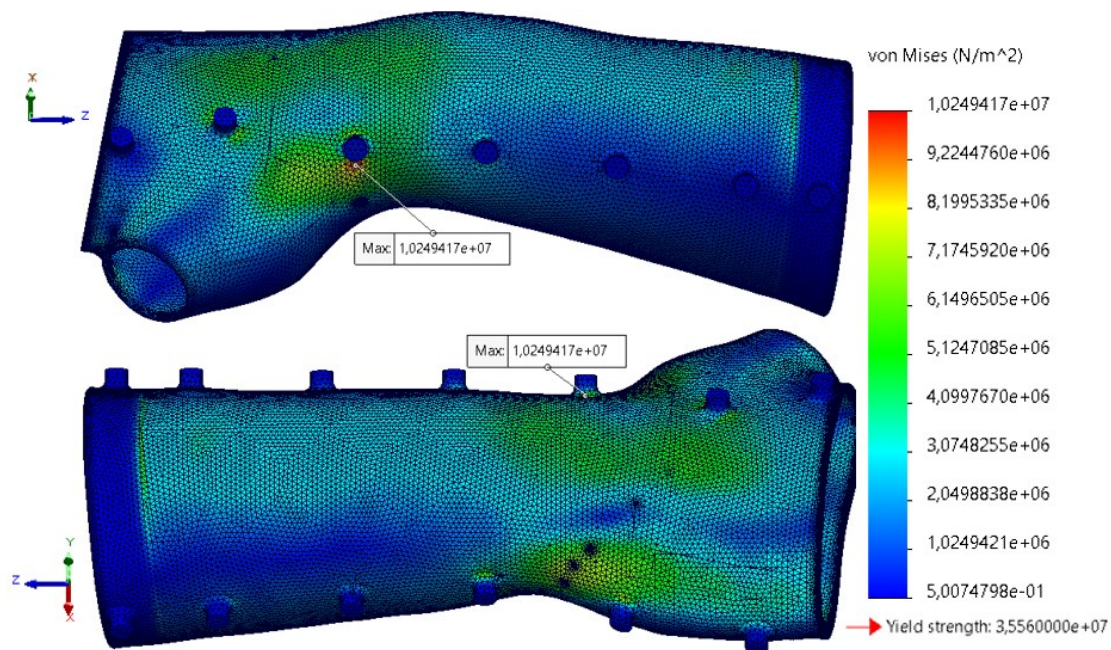


Figura 5.72 - Distribuição de tensões de von Mises em MPa - Modelo 3, PLA,  $F_{1_2}$ .

A Figura 5.73 ilustra a distribuição de tensões de von Mises quando o corpo é solicitado com a força  $F_{2_2}$ , a tensão máxima ocorre no interior do modelo como se pode visualizar na figura.

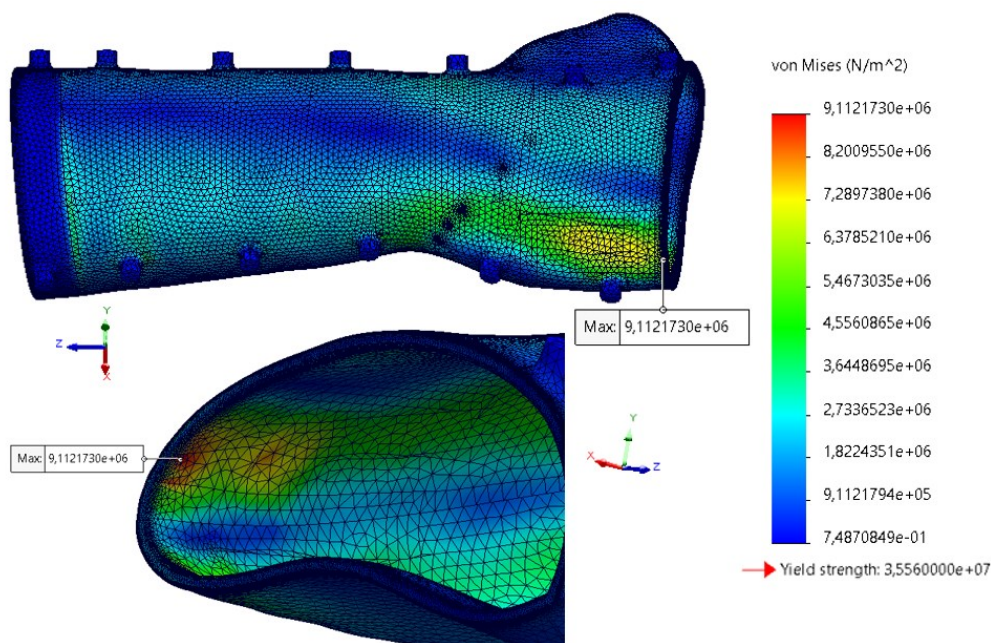


Figura 5.73 - Distribuição de tensões de von Mises em MPa - Modelo 3, PLA,  $F_{2_2}$ .

A Figura 5.74 mostra a distribuição de tensões de von Mises para a força  $F_{3_2}$  e a tensão máxima ocorre perto da extremidade do furo para o dedo.

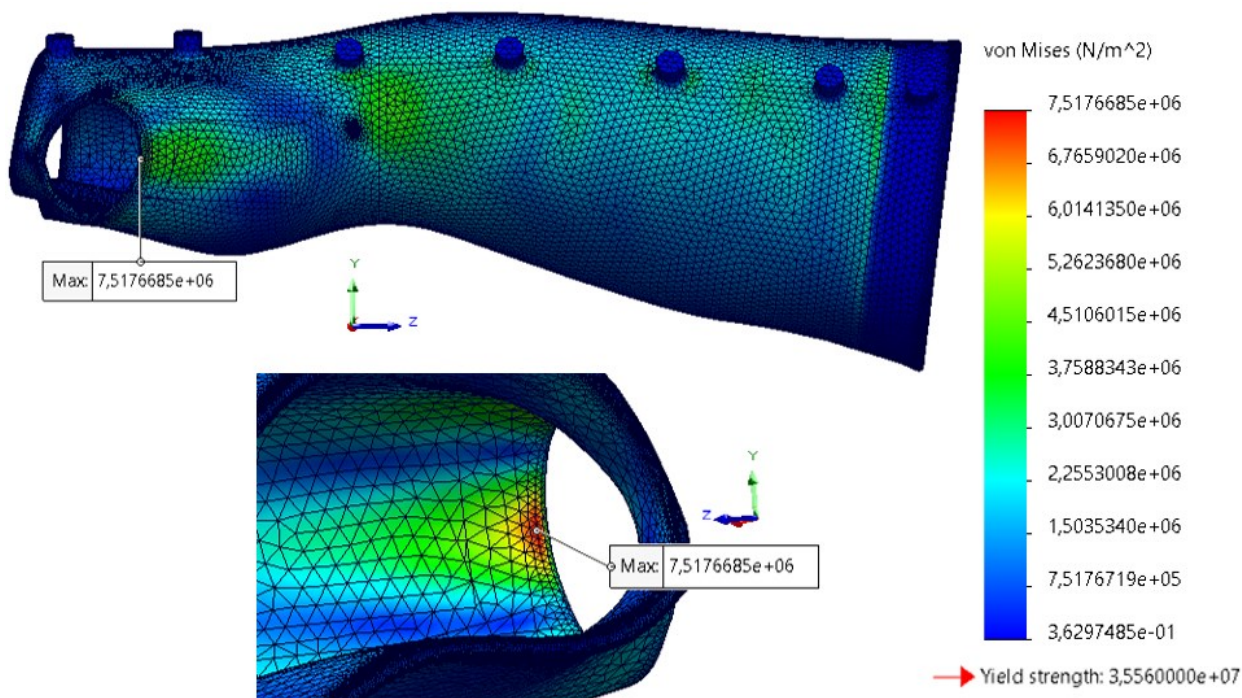


Figura 5.74 - Distribuição de tensões de von Mises em MPa - Modelo 3, PLA, F3<sub>2</sub>.

A Figura 5.75 ilustra a distribuição de tensões de von Mises para a força F4<sub>2</sub>, mais uma vez, a tensão máxima de von Mises ocorre junto a um pino.

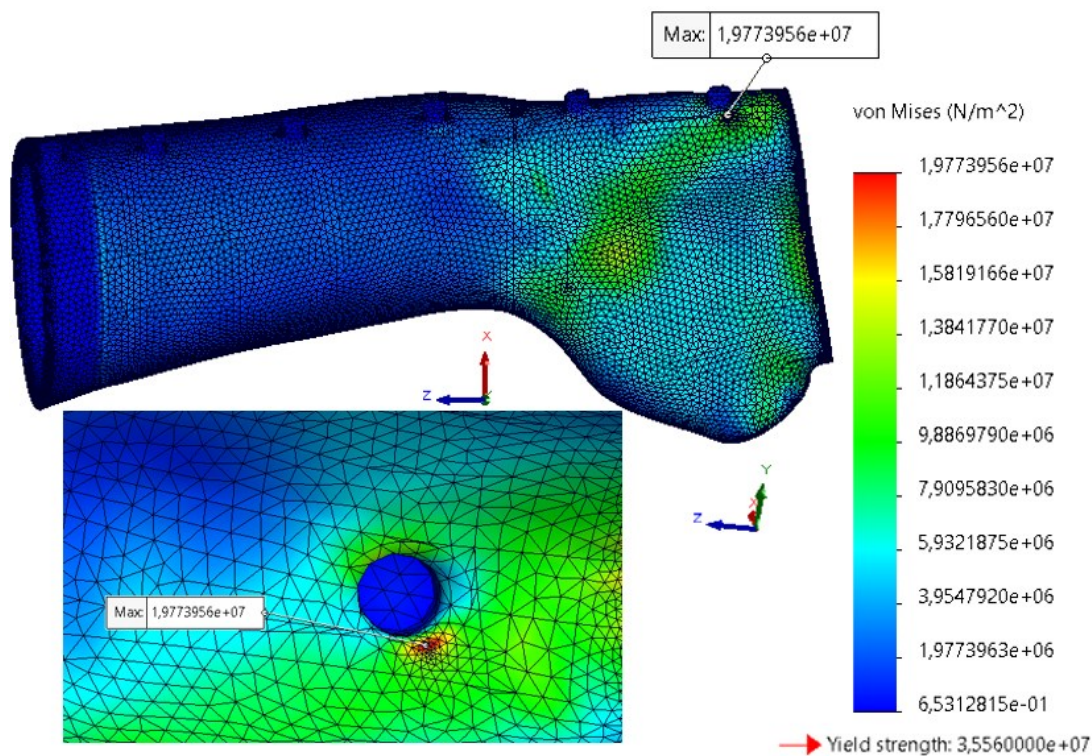


Figura 5.75 - Distribuição de tensões de von Mises em MPa - Modelo 3, PLA, F4<sub>2</sub>.

Na Figura 5.76 apresentam-se outras regiões do corpo com tensões equivalente de von Mises elevadas, no entanto com valores inferiores ao máximo.

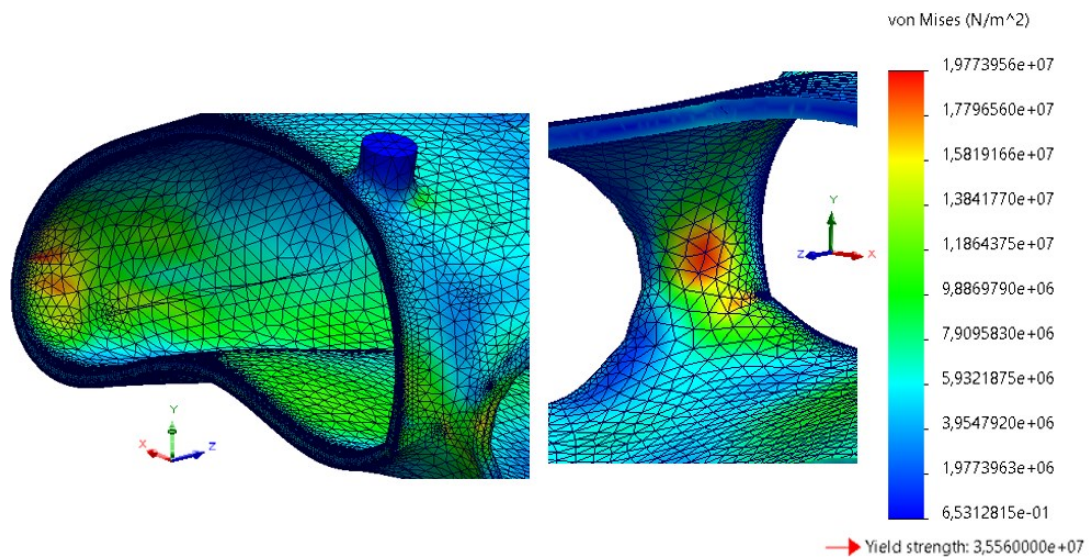


Figura 5.76 - Distribuição de tensões de von Mises em MPa detalhada - Modelo 3, PLA, F4<sub>2</sub>.

A Figura 5.77 ilustra o deslocamento sofrido pelo corpo por ação das forças F<sub>12</sub> e -F<sub>12</sub>. A ampliação é de 24.

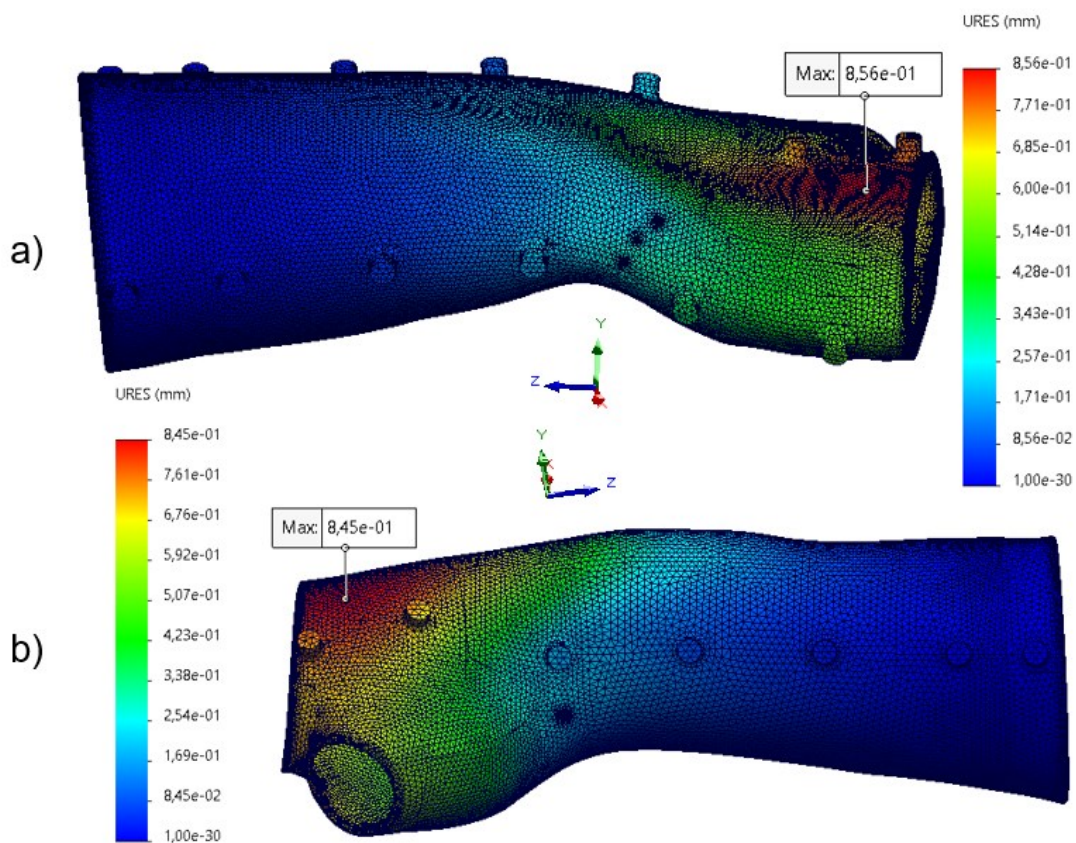


Figura 5.77 - Deslocamento em mm - Modelo 3, PLA: a) F<sub>12</sub> e b) -F<sub>12</sub>

A Figura 5.78 ilustra o deslocamento sofrido pelo corpo por ação das forças F<sub>22</sub> e -F<sub>22</sub>. A ampliação é de 34.

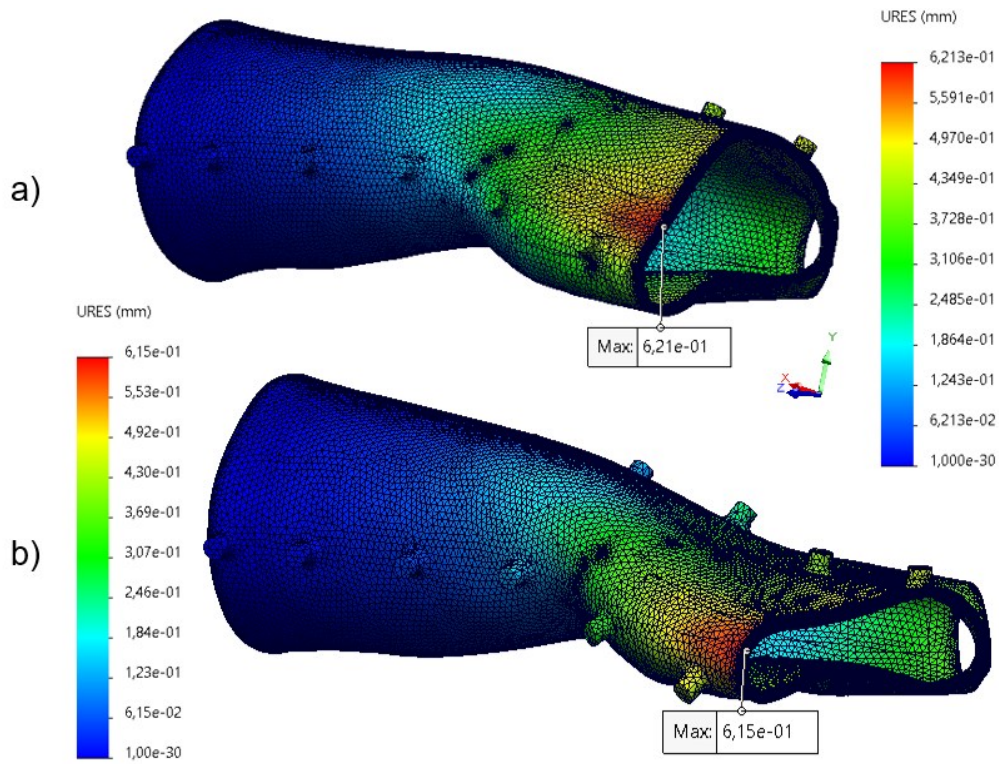


Figura 5.78 - Deslocamento em mm - Modelo 3, PLA: a)  $F_{2}$  e b)  $-F_{2}$

A Figura 5.79 ilustra o deslocamento sofrido pelo corpo por ação das forças  $F_{3_2}$  e  $-F_{3_2}$ . A ampliação é de 48.

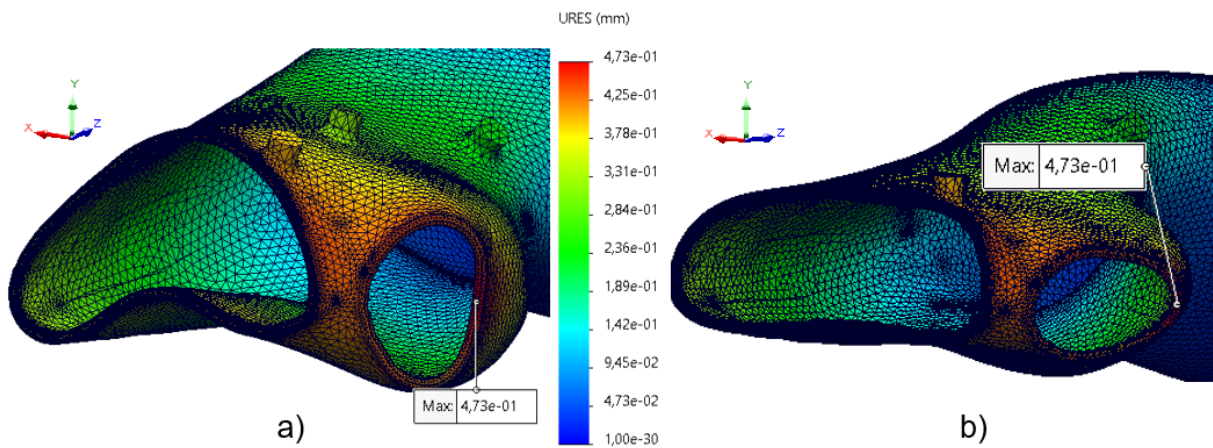


Figura 5.79 – Deslocamento em mm - Modelo 3, PLA: a)  $F_{3_2}$  e b)  $-F_{3_2}$

A Figura 5.80 ilustra o deslocamento sofrido pelo corpo por ação das forças  $F_{4_2}$  e  $-F_{4_2}$ . A ampliação é de 8.

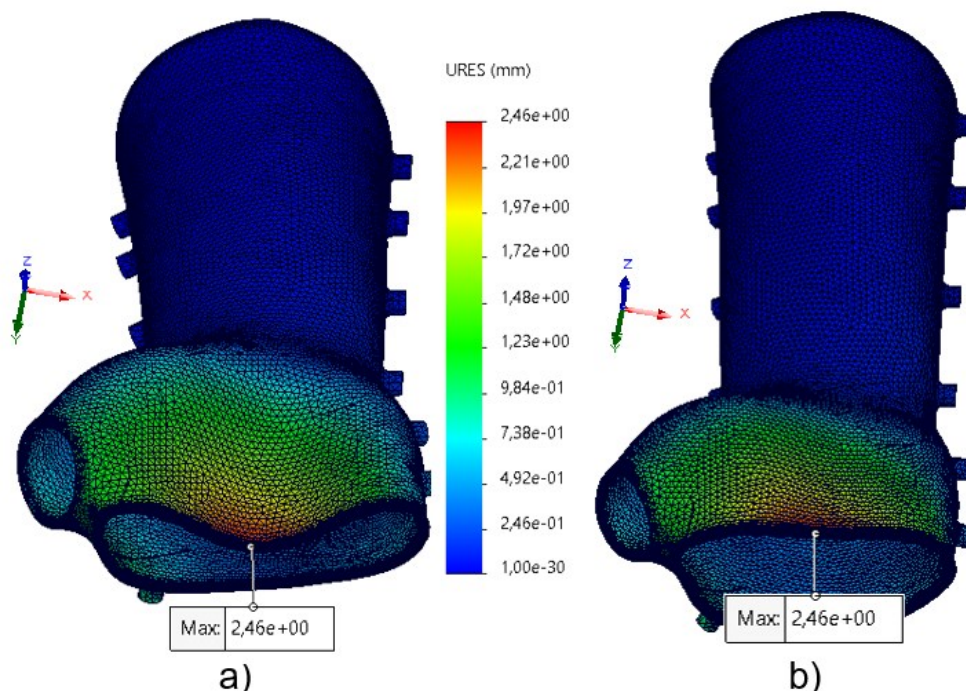


Figura 5.80 - Deslocamento em mm - Modelo 3, PLA: a)  $F_{4_2}$  e b)  $-F_{4_2}$

Verifica-se que em nenhum dos estudos efetuados a tensão máxima de von Mises ultrapassou a tensão de cedência do material – 35 MPa. Tal indica que o corpo permanece dentro do regime elástico e que as deformações sofridas não são permanentes. O deslocamento máximo observado foi inferior a 3 mm, valor estipulado como máximo aceitável. Assim, torna-se possível considerar que o corpo está dentro dos limites seguros.

### 5.4.3 Estudo de otimização topológica

Os furos numa ortótese são essenciais pois permitem a ventilação, evitando alergias e irritações cutâneas, como verificado no subcapítulo 2.2.1.1. Portanto, de modo a determinar a distribuição ideal de material, procedeu-se à realização de um estudo de otimização topológica.

Este tipo de estudos permite identificar a configuração mais eficiente que atende às condições de projeto, resultando em geometrias mais leves, dado que utilizam menos material. O objetivo principal deste estudo é criar as áreas de ventilação, sendo que a consequente diminuição de massa é um benefício adicional. A massa inicial da ortótese – antes da análise de otimização topológica – é de 97,05 g.

### 5.4.3.1 Simulação de otimização topológica

Para fazer a simulação de otimização topológica utilizou-se o *software* *SOLIDWORKS Topology Study*. Uma vez que o peso computacional deste tipo de simulações é elevado foi utilizado um modelo simplificado da ortótese, o modelo adquirido antes da separação das carcaças. Como tal, não apresenta pinos nem boleados como mostra a Figura 5.81.

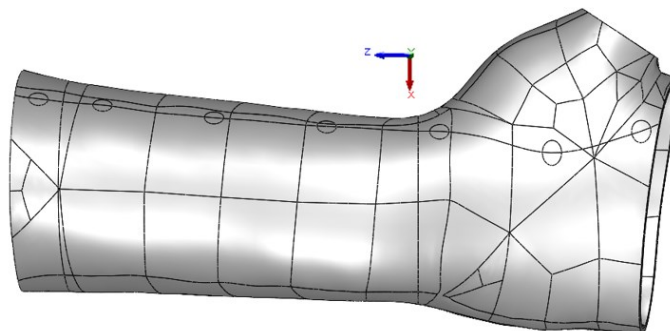


Figura 5.81 - Modelo simplificado utilizado no estudo de otimização topológico.

Esta simplificação diminui bastante o recurso computacional uma vez que, tratando-se apenas de um corpo, não existe necessidade de criar interações globais, o que consequentemente diminui bastante o tempo de cálculo.

Primeiramente, foi necessário introduzir as solicitações externas e as condições de fronteira. Por isso, colocou-se a força  $F_{42}$ , pois, conforme concluído anteriormente, é a que mais compromete o corpo.

Seguidamente, indicou-se qual é o objetivo do estudo – *goal* – no qual se indicou a “Melhor Relação Rigidez-Peso”. Este algoritmo de otimização estabelece a melhor relação entre diminuição de massa sem comprometer fortemente a rigidez do corpo. O *software* sugere que seja feita uma redução de 28,5664g, com o objetivo de ficar com um corpo com massa de 66,655 g.

É de extrema importância indicar ao *software* quais são as áreas a preservar, assim, designou-se a zona da mão, a extremidade oposta e a localização de união das carcaças. A Figura 5.82 ilustra as áreas selecionadas.

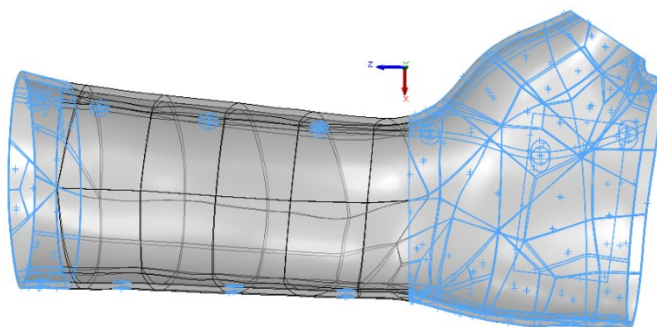


Figura 5.82 - Áreas a preservar no estudo de otimização topológico.

Por fim, executou-se a simulação, utilizando a malha sugerida pelo *software* – malha baseada em curvatura misturada – de 1,86 mm com um total de 33 058 nós.

Foram executadas 45 iterações até se atingir convergência nos resultados. A Figura 5.83 ilustra o processo.

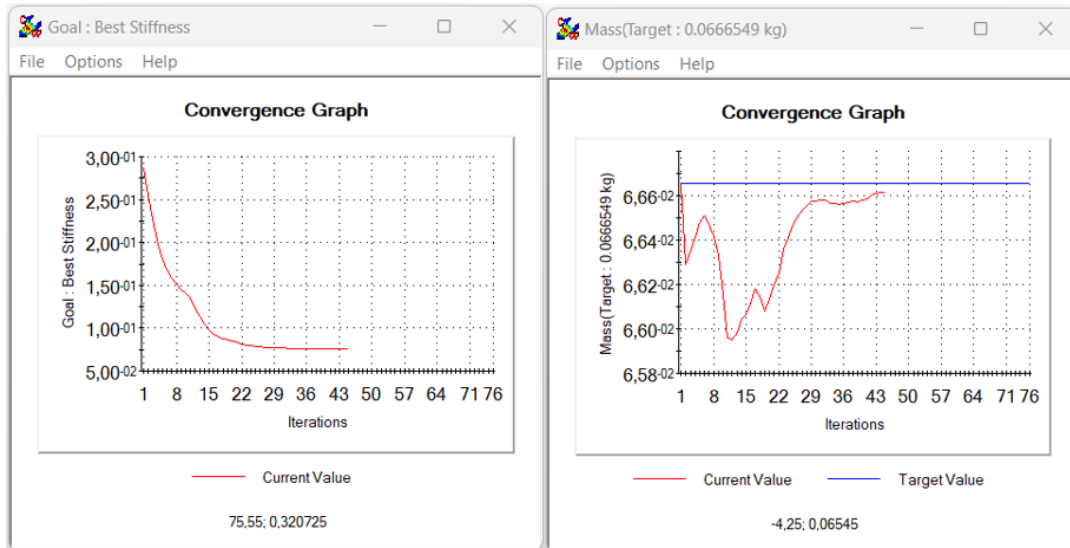


Figura 5.83 - Representação gráfica da convergência: melhor rigidez e objetivo de massa.

A Figura 5.84 e a Figura 5.85 mostram os resultados obtidos para este estudo. As áreas a amarelo indicam as zonas que obrigatoriamente são necessárias manter no modelo, por outro lado, as zonas ausentes ou a azul-escuro podem ser removidas.

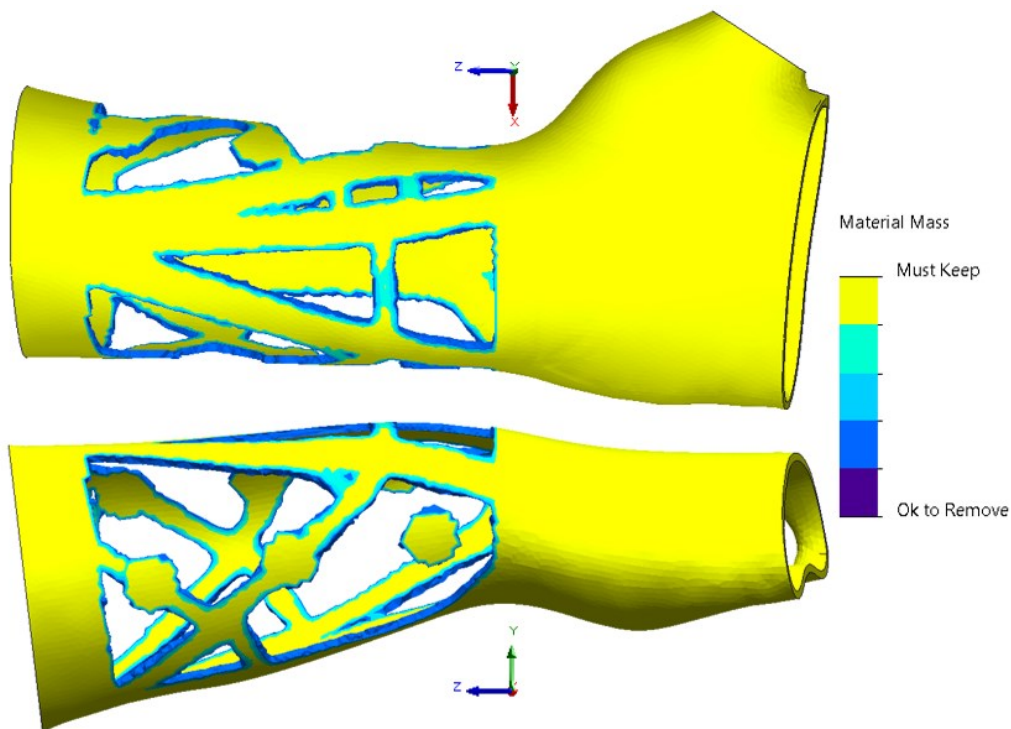


Figura 5.84 - Resultados de áreas a remover, 1.

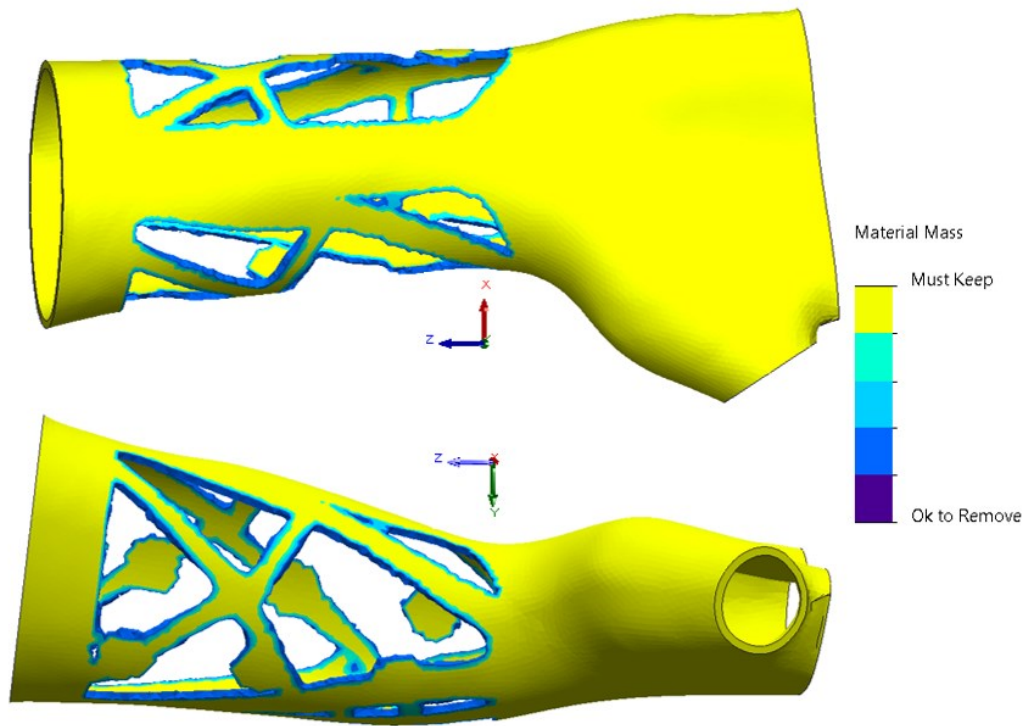


Figura 5.85 - Resultados de áreas a remover, 2.

#### 5.4.3.2 Desenvolvimento do modelo otimizado

Para desenvolver o modelo otimizado, é crucial identificar com precisão as áreas a eliminar. Para facilitar esse processo, sobrepôs-se os resultados da otimização ao modelo a ser alterado. No entanto, essa ferramenta só pode ser utilizada no mesmo corpo onde a simulação foi realizada. Portanto, realizou-se as alterações no corpo simplificado e, em seguida, com comparação de medidas reproduziu-se as modificações nas carcaças separadas.

O processo utilizado para a realização de cada furo baseou-se em criar um plano tangente ao centro da área a eliminar, nesse plano fez-se o *sketch* e, seguidamente, excluiu-se a secção desenhada através da ferramenta *Cut-Extrude*. Na extremidade de cada furo executado fez-se um boleado de 0,5 mm de modo a eliminar as arestas vivas.

A Figura 5.86 ilustra o modelo otimizado da carcaça de baixo e a Figura 5.87 a carcaça de cima.

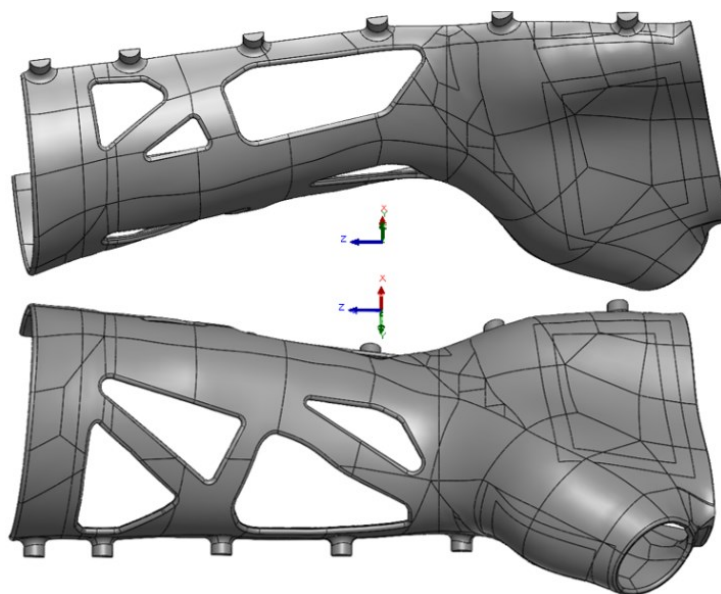


Figura 5.86 - Modelo otimizado - carcaça de baixo.

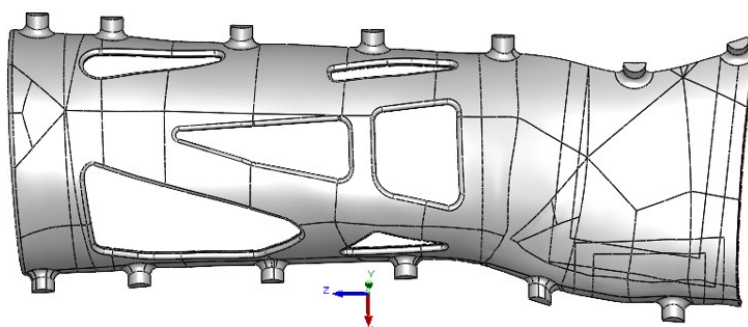


Figura 5.87 - Modelo otimizado - carcaça de cima.

O modelo obtido tem uma massa de 80,40 g, o que equivale a uma redução em massa de 17%.

#### 5.4.3.3 Resistência estrutural do modelo otimizado

Neste subcapítulo, foi avaliada a resistência estrutural do modelo otimizado após o desenvolvimento do mesmo consoante os ajustes sugeridos pela análise topológica. O objetivo é garantir que as modificações realizadas não comprometem a integridade e a segurança do componente. Os resultados dessas simulações devem de ser analisados para validar a eficácia das alterações e identificar quaisquer áreas que possam exigir ajustes adicionais.

Começou-se por realizar estudos de convergência de malha de modo a garantir confiança no modelo idealizado. Para tal, as forças em estudo foram  $F_{1_2}$ ,  $F_{2_2}$ ,  $F_{3_2}$  e  $F_{4_2}$  e as condições de fronteira permaneceram as mesmas.

Foi feito ainda um ajuste nos controlos de malha, substituindo-se as áreas do controlo C3 pelos boleados existentes nas extremidades dos furos, como se verifica na Figura 5.88. A malha utilizada em cada iteração foi a mesma que apresentada anteriormente na Tabela 5.9.

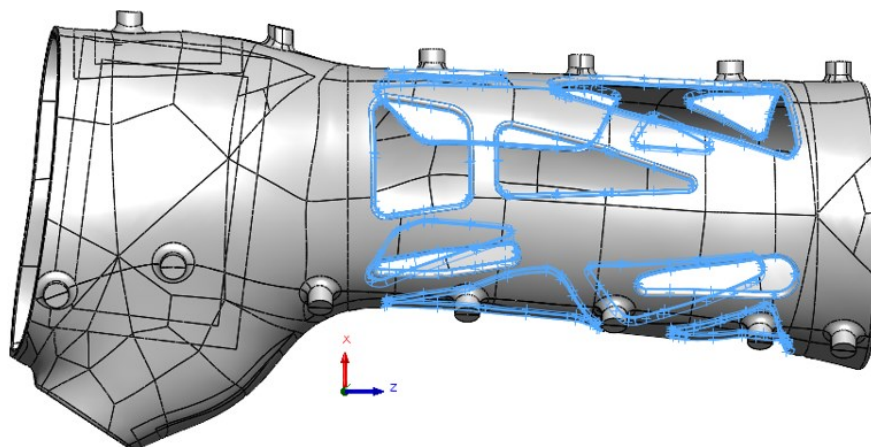


Figura 5.88 - Controlo de malha C3 - Modelo otimizado.

A Tabela 5.19 resume os resultados obtidos para cada solicitação. Na tabela são apresentados a iteração a partir da qual se verifica convergência do valor máximo da tensão de von Mises, a tensão máxima de von Mises, o C.S. e a deformada máxima.

Tabela 5.19 - Resumo de resultados obtidos: estudo resistência estrutural da ortótese com material PLA, modelo otimizado.

| Resumo de resultados obtidos, modelo otimizado |          |  |      |                            |
|--|----------|--|------|----------------------------|
| Solicitações                                   | Iteração | $\sigma_{\text{Máx. von Mises}}$ [MPa] | C.S. | $\delta_{\text{Máx}}$ [mm] |
| F1 <sub>2</sub>                                | 3        | 16,986                                 | 2,1  | 1,31                       |
| F2 <sub>2</sub>                                | 3        | 29,660                                 | 1,2  | 1,46                       |
| F3 <sub>2</sub>                                | 4        | 26,732                                 | 1,3  | 1,47                       |
| F4 <sub>2</sub>                                | 3        | 19,572                                 | 1,8  | 2,85                       |

O modelo otimizado apresenta menor robustez em comparação com o original e, consequentemente, menor resistência. Para as forças F2<sub>2</sub> e F3<sub>2</sub> o coeficiente de segurança obtido corresponde a um valor baixo, mas não inferior a 1,2, não induzindo preocupações. Tal indica que a tensão máxima de von Mises sofrida pelo corpo é 80% da tensão de cedência do material PLA.

As tabelas de resultados completas para cada esforço bem como as representações gráficas da evolução de tensão máxima de von Mises estão apresentados no Apêndice B.

A Figura 5.89 apresenta a distribuição de tensões de von Mises no modelo quando solicitado com a força F1<sub>2</sub>. A tensão máxima de von Mises ocorre numa das arestas de um furo.

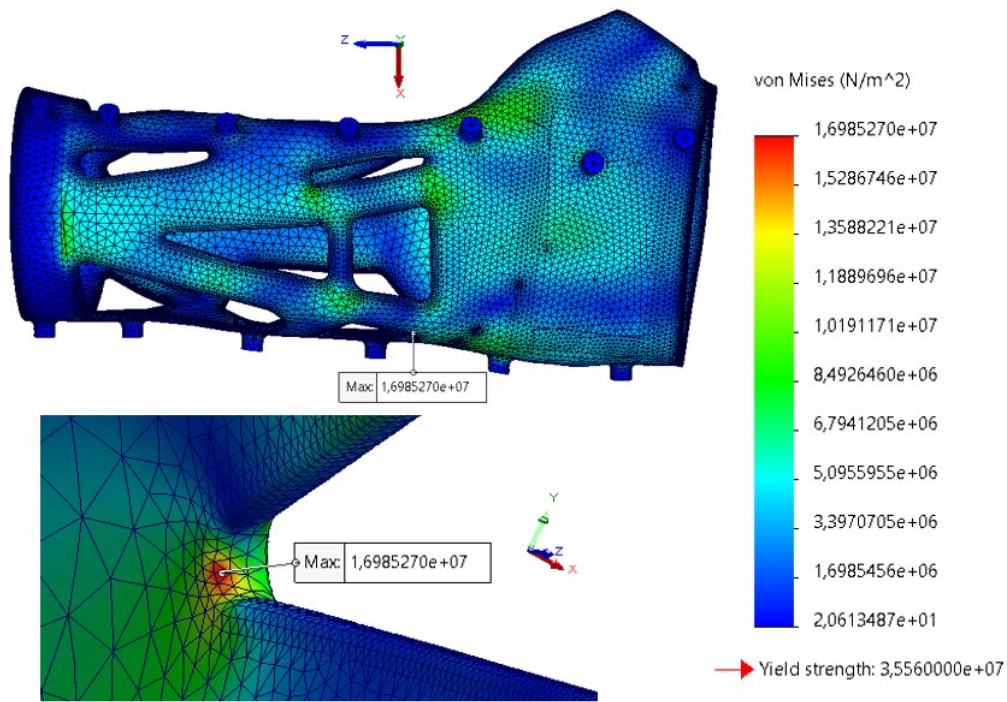


Figura 5.89 - Distribuição de tensões de von Mises em MPa - Modelo otimizado, PLA, F1<sub>2</sub>.

A Figura 5.90 apresenta a distribuição de tensões de von Mises no modelo quando solicitado com a força F2<sub>2</sub>.

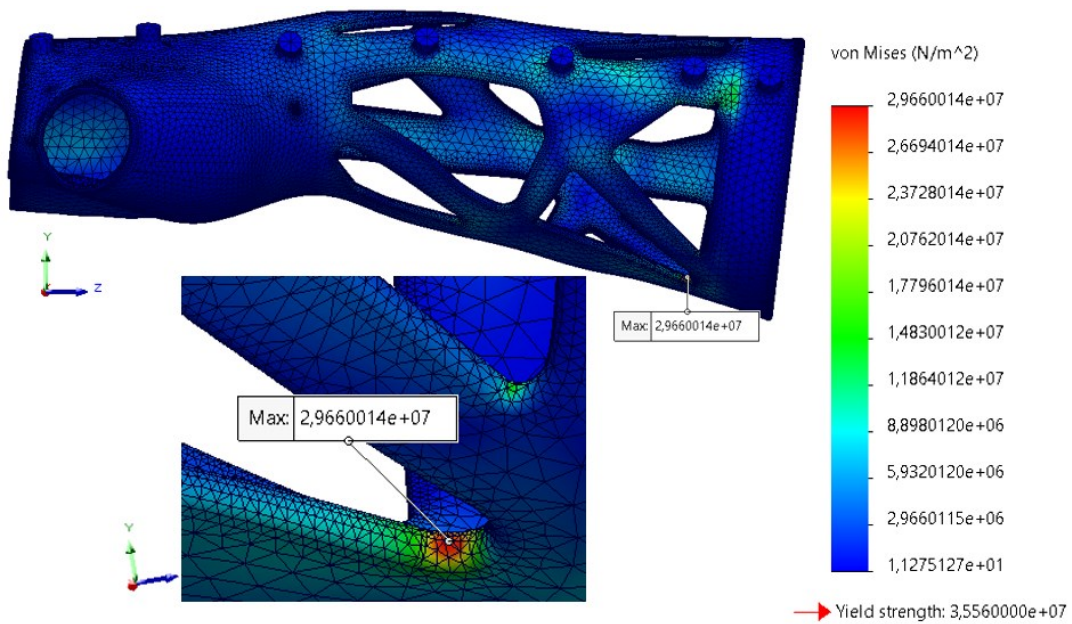


Figura 5.90 - Distribuição de tensões de von Mises em MPa - Modelo otimizado, PLA, F2<sub>2</sub>.

A Figura 5.91 mostra a distribuição de tensões na ortótese quando solicitada com o esforço F3<sub>2</sub>.

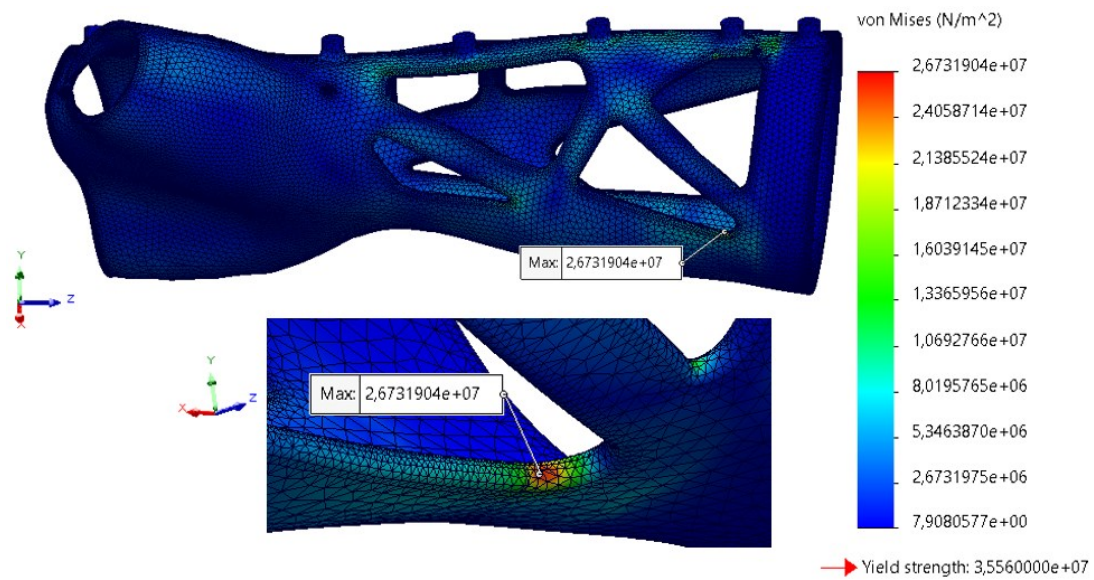


Figura 5.91 - Distribuição de tensões de von Mises em MPa - Modelo otimizado, PLA, F3.

Por fim, a Figura 5.92 ilustra a distribuição de tensões de von Mises sofridas pelo corpo para a força F4<sub>2</sub>.

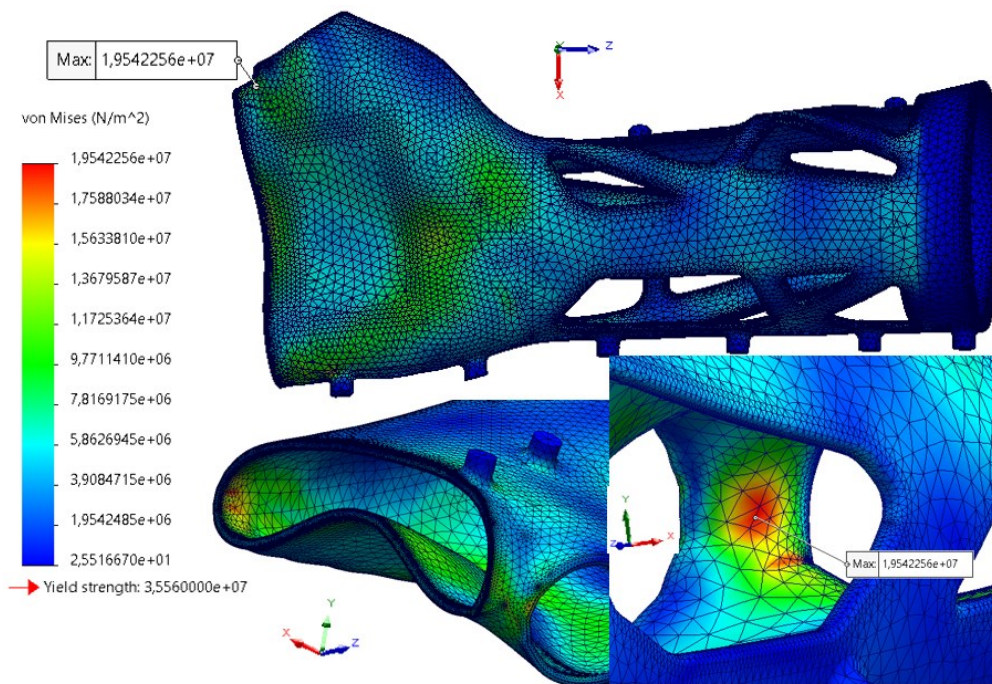


Figura 5.92 - Distribuição de tensões de von Mises em MPa - Modelo otimizado, PLA, F4.

A Figura 5.93 ilustra o deslocamento sofrido pelo corpo por ação das forças  $F_{12}$ . A ampliação é de 20.

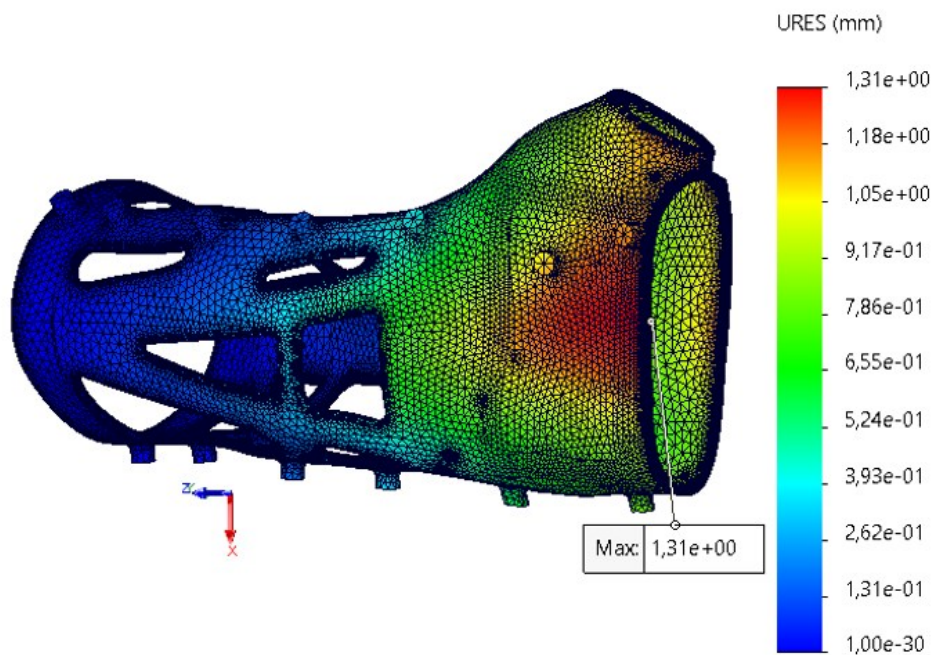


Figura 5.93 - Deslocamento em mm modelo otimizado - Modelo otimizado, PLA,  $F_{12}$

A Figura 5.94 ilustra o deslocamento sofrido pelo corpo por ação das forças  $F_{22}$ . A ampliação é de 24.

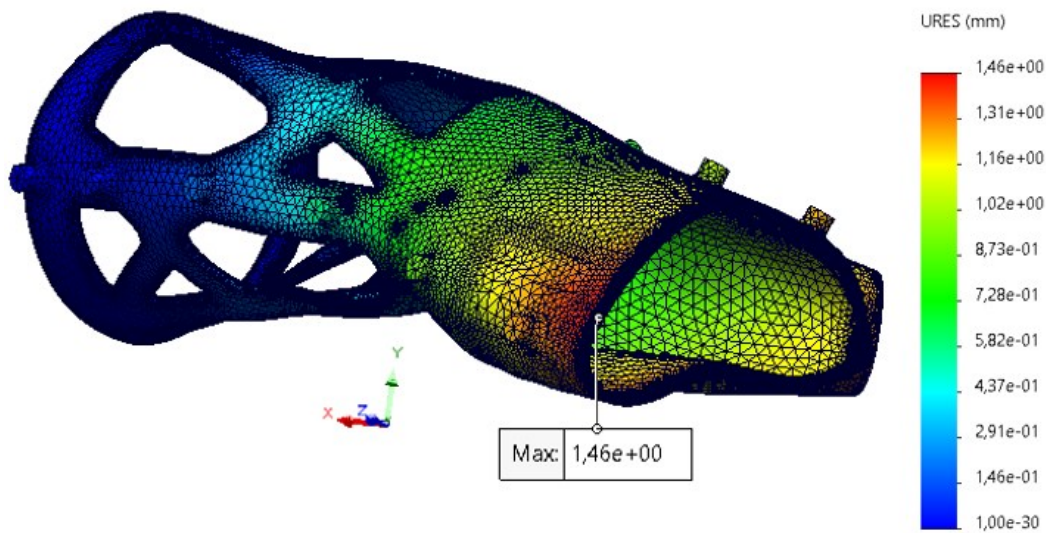


Figura 5.94 - Deslocamento em mm modelo otimizado - Modelo otimizado, PLA,  $F_{22}$

A Figura 5.95 ilustra o deslocamento sofrido pelo corpo por ação das forças  $F_{3_2}$ . A ampliação é de 34.

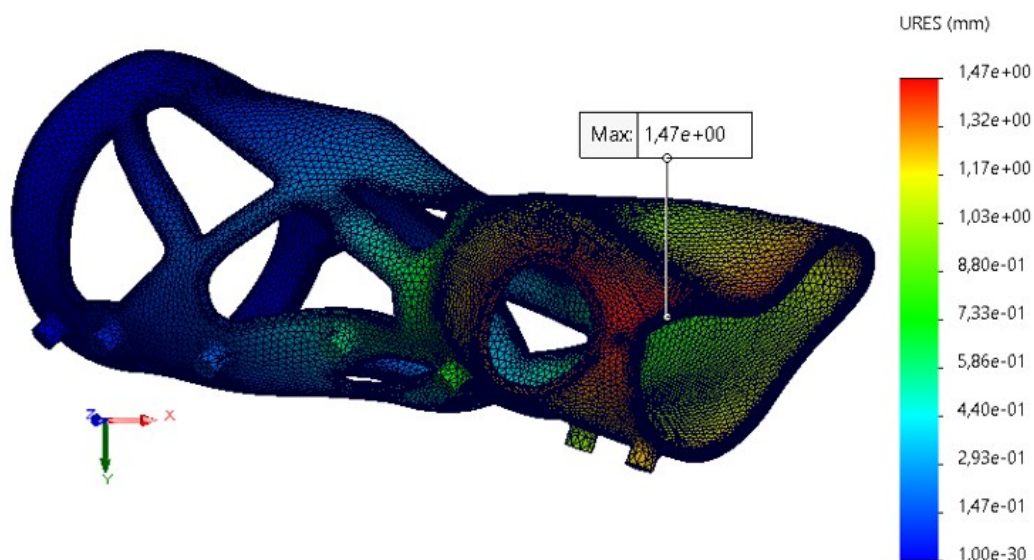


Figura 5.95 - Deslocamento em mm modelo otimizado - Modelo otimizado, PLA,  $F_{3_2}$

A ilustra o deslocamento sofrido pelo corpo por ação das forças  $F_{4_2}$ . A ampliação é de 8.

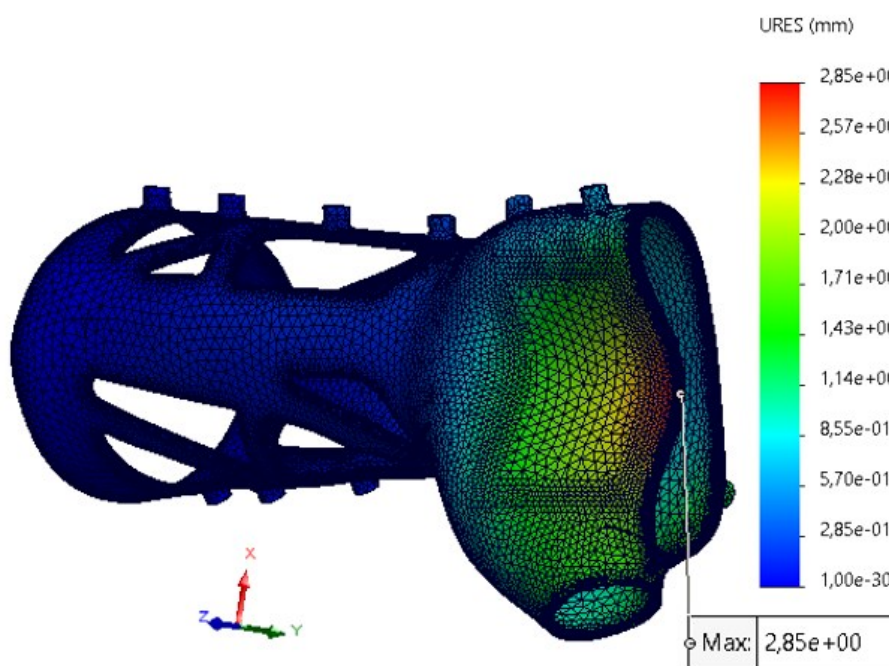


Figura 5.96 - Deslocamento em mm - Modelo otimizado, PLA,  $F_{4_2}$

Fazendo uma análise geral, as forças  $F_{2_2}$  e  $F_{3_2}$  são identificadas como as mais suscetíveis a comprometer o modelo devido às concentrações de tensões e ao valor da tensão máxima sofrida. No entanto, como os valores máximos das tensões de von Mises convergem para um valor abaixo da tensão de cedência do material PLA conforme apresentado no Apêndice B, não há motivos para preocupação quanto à integridade do modelo.

Por outro lado, a força que resulta num maior deslocamento do corpo é a  $F_{4_2}$ , este deslocamento máximo está abaixo do estipulado como aceitável – 3 mm.

Assim, pode-se concluir que a ortótese otimizada desenvolvida é segura para utilização. Os estudos realizados garantem que não há sobrecarga do componente constituído por PLA para cargas inferiores a 100 N, inclusive. É importante referir que existem inúmeras combinações de cargas possíveis e, como tal, neste estudo apenas se analisou as direções principais de aplicação de força.



---

# Capítulo VI

No presente capítulo apresenta-se a conclusão do Trabalho Final de Mestrado, apresentando-se as conclusões e uma proposta para desenvolvimentos futuros.

## 6 Conclusões e Trabalhos Futuros

### 6.1 Conclusões

O presente trabalho teve como principal objetivo o desenvolvimento de uma ortótese morfológicamente adaptada que garanta a imobilização articular entre a mão e o antebraço, desenvolvida com base em ferramentas computacionais de projeto assistido por computador. Inicialmente foi investigada qual a melhor metodologia para aquisição da morfologia da mão e antebraço de entre as seguintes ferramentas de engenharia inversa: digitalização 3D, tomografia computadorizada ou fotogrametria. Fazendo a reconstrução de uma mão pousada sobre a mesa, conclui-se que tanto a digitalização 3D, através da aplicação *Recon3D*, como o processo de fotogrametria, com o *software VisualSFM*, não se revelam abordagens eficazes. Os resultados obtidos não descrevem com precisão a superfície do corpo e, portanto, não podem ser aproveitados para reconstrução de um modelo de CAD de qualidade aceitável. Por outro lado, a nuvem de pontos proveniente da CT e do processo de fotogrametria, com o *software Autodesk ReCap Photo*, são de elevada qualidade. Ambas as metodologias podem ser utilizadas para a reconstrução detalhada e precisa do modelo *mão-antebraço*.

A qualidade da nuvem de pontos é crucial para o sucesso do modelo, no entanto, comparando a quantidade de pontos recolhida por cada metodologia percebe-se que esta não está diretamente ligada à precisão morfológica. É importante que a nuvem não seja pobre em informação, mas é ainda mais relevante que a informação apresentada reflita a realidade.

A escolha da metodologia incidiu-se então sobre o processo de fotogrametria, assim, foi possível reconstruir o modelo *mão-antebraço* descrevendo detalhadamente a morfologia real da mão. Este modelo contém mais informação que o anterior, no entanto, a quantidade de fotografias utilizada é a mesma, o que realça a importância do ambiente envolvente e de como

o controlo do mesmo é um ponto chave para alcançar os resultados de elevada qualidade. Comparando ainda os dois modelos, percebe-se também que a quantidade de pontos para descrever o modelo *mão-antebraço* é inferior ao anterior fortalecendo a noção de que quantidade não é linear com qualidade.

O primeiro modelo de CAD da ortótese foi alcançado através da combinação de várias ferramentas de desenho alcançando um corpo com 2 mm de espessura, 20 cm de comprimento, 10 cm de largura na zona da mão e 7 cm de profundidade na zona do antebraço. Realizando análises estáticas de convergência de malha ao modelo 1, compreende-se a necessidade de alterá-lo, incluindo como as singularidades e concentrações de tensões são problemas reais neste tipo de análise e para o qual se deve ter muita atenção. Surgem assim os modelos 2 e 3, modelo final, no qual se aplica o material PLA. Conclui-se que tanto o material, como a geometria da ortótese são adequados, sendo que a solicitação que mais compromete o corpo é a  $F4_2$ , localizada no que corresponde à palma da mão. Esta solicitação causa a tensão máxima de von Mises de 19,774 MPa, correspondendo a um coeficiente de segurança de 1,8, e uma deformada máxima de 2,48 mm.

Por fim, realizando análises estática de otimização topológica entende-se a capacidade de diminuir a massa na ortótese sem comprometer a sua resistência estrutural. Desenvolveu-se um novo modelo com furos, diminuindo a massa em 17%, assim, o modelo final tem uma massa de 80,40 g. A solicitação que mais compromete o corpo é a  $F2_2$ , localizada na zona externa da mão, causando uma tensão máxima de von Mises de 29,66 MPa, o que corresponde a um coeficiente de segurança de 1,2. Por outro lado, a deformada máxima é de 2,85mm e é causada pela força  $F4_2$ .

Assim, pode-se concluir que tanto o Modelo Otimizado como o Modelo 3 são seguros para utilização quotidiana. Os estudos realizados garantem que não há sobrecarga dos componentes para cargas inferiores a 100 N.

No total, foram apresentadas 80 simulações estáticas, das quais 36 utilizaram análise não-linear, totalizando aproximadamente 98 horas de simulação. Além destas, uma quantidade significativa de estudos que não constam no presente documento foram também realizados, equivalentes a cerca de 35 horas de simulação. Embora estas análises não tenham sido apresentadas foram indispensáveis para o avanço do projeto e a superação das dificuldades encontradas, pois surgem na sequência de tentativas de resoluções de falhas. Muitas não devolveram resultados relevantes pelo que foram deixados de fora.

Em suma, foi possível desenvolver uma ortótese morfologicamente adaptada, com a geometria totalmente definida pela morfologia da pessoa, que garanta a imobilização articular entre a mão e o antebraço. O modelo desenvolvido garante a imobilização do membro para uma carga até 100 N, com um deslocamento máximo inferior a 3mm.

## 6.2 Trabalhos Futuros

Na área de projeto, o estudo nunca está verdadeiramente concluído, há sempre mais a explorar e uma combinação quase infinita de análises a serem realizadas. Assim, a proposta para trabalhos futuros consiste em investigar a resposta do modelo desenvolvido a solicitações de torção, testes de encurvadura, e combinação de cargas.

Ainda no contexto da análise estrutural, propõem-se o estudo com elementos finitos do tipo placa dado a sua eficiência e precisão no estudo de estruturas finas. A utilização destes elementos permite uma análise mais detalhada em componentes cuja espessura é muito baixa quando comparada às demais dimensões, assegurando uma simulação mais realista e eficiente, crucial para o desenvolvimento de uma ortótese funcional e segura.

É também de interesse para trabalho futuro o aumento de autonomia de processo nas áreas possíveis.

Por fim, permanece a necessidade de abordar a tecnologia utilizada para unir as carcaças. Embora algumas soluções propostas por outros autores tenham sido apresentadas, nenhuma foi efetivamente analisada neste trabalho, o que torna importante realizar essa análise em futuros estudos.



---

# Referências Bibliográficas

- [1] M. Ravi, E. Fernandez Faith, A. Whitaker, e J. Kaffenberger, «Dermatologic complications of orthopedic casts in pediatric patients», 1 de Janeiro de 2022, *John Wiley and Sons Inc.* doi: 10.1111/pde.14884.
- [2] F. Blaya, P. S. Pedro, J. L. Silva, R. D'Amato, E. S. Heras, e J. A. Juanes, «Design of an Orthopedic Product by Using Additive Manufacturing Technology: The Arm Splint», *J Med Syst*, vol. 42, n. 3, Mar. 2018, doi: 10.1007/s10916-018-0909-6.
- [3] F. Blaya, R. O. D'amato, P. S. Pedro, J. A. Juanes, J. A. Lopez-Silva, e J. G. Lagándara, «Study, design and prototyping of arm splint with additive manufacturing process», em *ACM International Conference Proceeding Series*, Association for Computing Machinery, Out. 2017. doi: 10.1145/3144826.3145407.
- [4] E. M. M. Van Lieshout *et al.*, «Personalized 3D-printed forearm braces as an alternative for a traditional plaster cast or splint; A systematic review», *Injury*, vol. 53, pp. S47–S52, Nov. 2022, doi: 10.1016/j.injury.2022.07.020.
- [5] K. G. Williams, G. Smith, S. J. Luhmann, J. Mao, J. D. Gunn, e J. D. Luhmann, «A Randomized Controlled Trial of Cast Versus Splint for Distal Radial Buckle Fracture An Evaluation of Satisfaction, Convenience, and Preference», 2013. [Em linha]. Disponível em: [www.pec-online.com](http://www.pec-online.com)
- [6] C. E. Hill, J. P. M. Masters, e D. C. Perry, «A systematic review of alternative splinting versus complete plaster casts for the management of childhood buckle fractures of the wrist», 2016, *Lippincott Williams and Wilkins*. doi: 10.1097/BPB.0000000000000240.
- [7] M. Karimi Mobarakeh, A. Nemati, R. Noktesanj, A. Fallahi, e S. Safari, «Application of removable wrist splint in the management of distal forearm torus fractures», *Trauma Mon*, vol. 17, n. 4, pp. 370–372, 2012, doi: 10.5812/traumamon.5094.
- [8] J. S. Davidson, D. J. Brown, S. N. Barnes, e C. E. Bruce, «Specialist Registrar in Orthopaedic Surgery D. J. Brown, FRCS, Specialist Registrar in Orthopaedic Surgery S. N. Barnes, FRCS, Specialist Registrar in Orthopaedic Surgery C», 2001.

- [9] K. Boutis, A. Willan, P. Babyn, R. Goeree, e A. Howard, «Cast versus splint in children with minimally angulated fractures of the distal radius: A randomized controlled trial», *CMAJ. Canadian Medical Association Journal*, vol. 182, n. 14, pp. 1507–1512, Out. 2010, doi: 10.1503/cmaj.100119.
- [10] Y. Chen *et al.*, «Application of 3D-Printed Orthopedic Cast for the Treatment of Forearm Fractures: Finite Element Analysis and Comparative Clinical Assessment», *Biomed Res Int*, vol. 2020, 2020, doi: 10.1155/2020/9569530.
- [11] M. Lokesh Kumar, R. Dhanush Babu, R. Sherwin Robert, e M. Veezhinathan, «Evaluation of 3D printed customizable hand orthosis for forearm fractures based on Finite Element Modelling», *Mater Today Proc*, vol. 62, pp. 4707–4713, Jan. 2022, doi: 10.1016/j.matpr.2022.03.135.
- [12] E. Taylor, J. Hanna, e H. J. C. R. Belcher, «Splinting of the hand and wrist», 2003. doi: 10.1016/j.cuor.2003.09.001.
- [13] H. Lin, L. Shi, e D. Wang, «A rapid and intelligent designing technique for patient-specific and 3D-printed orthopedic cast», *3D Print Med*, vol. 2, n. 1, Dez. 2016, doi: 10.1186/s41205-016-0007-7.
- [14] K. H. Lee, D. K. Kim, Y. H. Cha, J. Y. Kwon, D. H. Kim, e S. J. Kim, «Personalized assistive device manufactured by 3D modelling and printing techniques», *Disabil Rehabil Assist Technol*, vol. 14, n. 5, pp. 526–531, Jul. 2019, doi: 10.1080/17483107.2018.1494217.
- [15] Y. J. Choo, M. Boudier-Revéret, e M. C. Chang, «3D printing technology applied to orthosis manufacturing: Narrative review», 1 de Novembro de 2020, *AME Publishing Company*. doi: 10.21037/apm-20-1185.
- [16] K. Rajaguru, T. Karthikeyan, e V. Vijayan, «Additive manufacturing-State of art», em *Materials Today: Proceedings*, Elsevier Ltd, 2020, pp. 628–633. doi: 10.1016/j.matpr.2019.06.728.
- [17] J. A. Travieso-Rodriguez, R. Jerez-Mesa, J. Llumà, O. Traver-Ramos, G. Gomez-Gras, e J. J. R. Rovira, «Mechanical properties of 3D-printing polylactic acid parts subjected to bending stress and fatigue testing», *Materials*, vol. 12, n. 23, Dez. 2019, doi: 10.3390/ma12233859.
- [18] M. Domingo-Espin, J. M. Puigoriol-Forcada, A. A. Garcia-Granada, J. Llumà, S. Borros, e G. Reyes, «Mechanical property characterization and simulation of fused deposition modeling Polycarbonate parts», *Mater Des*, vol. 83, pp. 670–677, Out. 2015, doi: 10.1016/j.matdes.2015.06.074.

- [19] A. Bellini e S. Güçeri, «Mechanical characterization of parts fabricated using fused deposition modeling», *Rapid Prototyp J*, vol. 9, n. 4, pp. 252–264, 2003, doi: 10.1108/13552540310489631.
- [20] R. J. . Roark, W. C. . Young, R. G. . Budynas, e A. M. . Sadegh, *Roark's formulas for stress and strain*. McGraw-Hill, 2012.
- [21] Y. Song, Y. Li, W. Song, K. Yee, K. Y. Lee, e V. L. Tagarielli, «Measurements of the mechanical response of unidirectional 3D-printed PLA», *Mater Des*, vol. 123, pp. 154–164, Jun. 2017, doi: 10.1016/j.matdes.2017.03.051.
- [22] F. Górski, R. Wichniarek, W. Kuczko, M. Zukowska, M. Lulkiewicz, e P. Zawadzki, «Experimental studies on 3D printing of automatically designed customized wrist-hand orthoses», *Materials*, vol. 13, n. 18, Set. 2020, doi: 10.3390/ma13184091.
- [23] Y. Chen *et al.*, «Application of 3D-Printed Orthopedic Cast for the Treatment of Forearm Fractures: Finite Element Analysis and Comparative Clinical Assessment», *Biomed Res Int*, vol. 2020, 2020, doi: 10.1155/2020/9569530.
- [24] F. Buonamici, M. Carfagni, R. Furferi, L. Governi, A. Lapini, e Y. Volpe, «Reverse engineering modeling methods and tools: a survey», *Comput Aided Des Appl*, vol. 15, n. 3, pp. 443–464, Mai. 2018, doi: 10.1080/16864360.2017.1397894.
- [25] K. Saiga, A. S. Ullah, A. Kubo, e Tashi, «A Sustainable Reverse Engineering Process», em *Procedia CIRP*, Elsevier B.V., 2021, pp. 517–522. doi: 10.1016/j.procir.2021.01.144.
- [26] Vinesh. Raja e K. J. (Kiran J. Fernandes, *Reverse engineering: an industrial perspective*. Springer, 2008.
- [27] B. R. Barbero e E. S. Ureta, «Comparative study of different digitization techniques and their accuracy», *CAD Computer Aided Design*, vol. 43, n. 2, pp. 188–206, Fev. 2011, doi: 10.1016/j.cad.2010.11.005.
- [28] A. E. Papadakis e J. Damilakis, «Assessment of abdominal organ dose and image quality in varying arc trajectory interventional C-arm cone beam CT», *Physica Medica*, vol. 102, pp. 46–54, Out. 2022, doi: 10.1016/j.ejmp.2022.08.017.
- [29] C. Scaggion, S. Castelli, D. Usai, e G. Artioli, «3D digital dental models' accuracy for anthropological study: Comparing close-range photogrammetry to  $\mu$ -CT scanning», *Digital Applications in Archaeology and Cultural Heritage*, vol. 27, Dez. 2022, doi: 10.1016/j.daach.2022.e00245.
- [30] A. De Benedictis *et al.*, «Photogrammetry of the Human Brain: A Novel Method for Three-Dimensional Quantitative Exploration of the Structural Connectivity in

- Neurosurgery and Neurosciences», *World Neurosurg*, vol. 115, pp. e279–e291, Jul. 2018, doi: 10.1016/j.wneu.2018.04.036.
- [31] T. Loke, A. Krieger, C. Sable, e L. Olivieri, «Novel Uses for Three-Dimensional Printing in Congenital Heart Disease», *Curr Pediatr Rep*, vol. 4, n. 2, pp. 28–34, Jun. 2016, doi: 10.1007/s40124-016-0099-y.
- [32] P. M. . Kurowski, *Engineering analysis with SOLIDWORKS simulation 2018*. SDC Publications, 2018.
- [33] F. Teixeira-Dias, J. Pinho-Da-Cruz, R. A. Fontes Valente, e R. J. Alves De Sousa, *Método dos Elementos Finitos*. ETEP - Edições Técnicas e Profissionais, 2010.
- [34] C. A. Felippa, *INTRODUCTION to FINITE ELEMENT METHODS*. Department of Aerospace Engineering Sciences and Center for Aerospace Structures University of Colorado, 2004.
- [35] «SOLIDWORKS help». Acedido: 27 de Agosto de 2024. [Em linha]. Disponível em: [https://help.solidworks.com/2024/english/solidworks/cworks/idc\\_help\\_meshsolid.htm](https://help.solidworks.com/2024/english/solidworks/cworks/idc_help_meshsolid.htm)
- [36] «Recon 3D - Accurate data for forensic investigations». Acedido: 12 de Junho de 2024. [Em linha]. Disponível em: <https://www.recon-3d.com/>

---

# Apêndices



# Apêndice A

O presente apêndice é dedicado unicamente à apresentação de resultados relativamente ao estudo da resistência estrutural da ortótese com o material PLA – Modelo 3.

## Resultados do estudo relativamente às forças $F_{1_2}$ e $-F_{1_2}$ :

Tabela A.1 - Convergência de malha,  $F_{1_2}$  e  $-F_{1_2}$  – Modelo 3, PLA.

| Convergência de malha, $F_{1_2}$ – Modelo 3, PLA |   |           |                                  |            |                   |            |                       |            |
|--|---|-----------|----------------------------------|------------|-------------------|------------|-----------------------|------------|
| Iteração N°                                      | C | N° de nós | Tensão Máxima de von Mises [MPa] |            | Desvio Percentual |            | Deformada Máxima [mm] |            |
|  |   |           | $F_{1_2}$                        | $-F_{1_2}$ | $F_{1_2}$         | $-F_{1_2}$ | $F_{1_2}$             | $-F_{1_2}$ |
| 1  | 1 | 243875    | 9,544                            | 9,389      | –                 | –          | 0,85                  | 0,84       |
| 2  | 2 | 297866    | 10,070                           | 12,014     | 5,5%              | 28,0%      | 0,85                  | 0,84       |
| 3  | 3 | 323097    | 10,373                           | 10,008     | 3,0%              | 16,7%      | 0,85                  | 0,84       |
| 4  | 5 | 392602    | 10,072                           | 10,195     | 2,9%              | 1,9%       | 0,86                  | 0,84       |
| 5  | 6 | 486084    | 10,279                           | 10,001     | 2,1%              | 1,9%       | 0,86                  | 0,85       |
| 6  | 7 | 610737    | 10,249                           | –          | 0,3%              | –          | 0,86                  | –          |

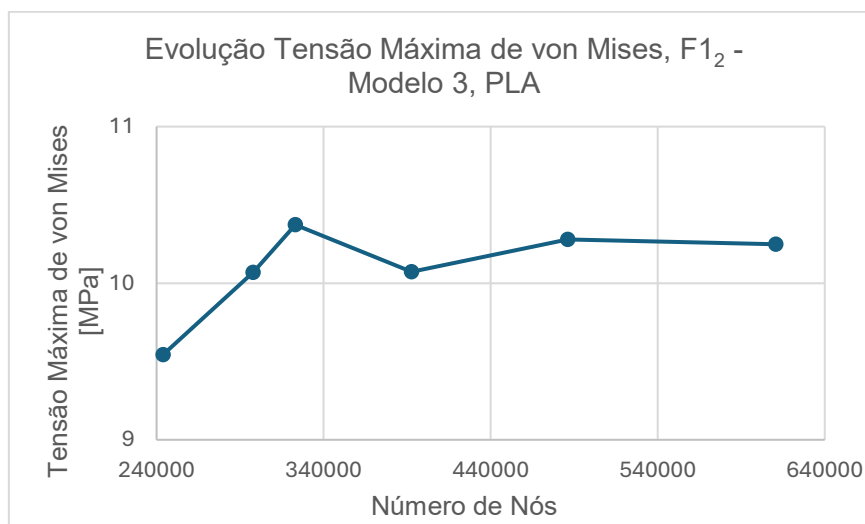


Figura A.1 - Representação gráfica evolução da tensão máxima de von Mises,  $F_{1_2}$  - Modelo 3, PLA.

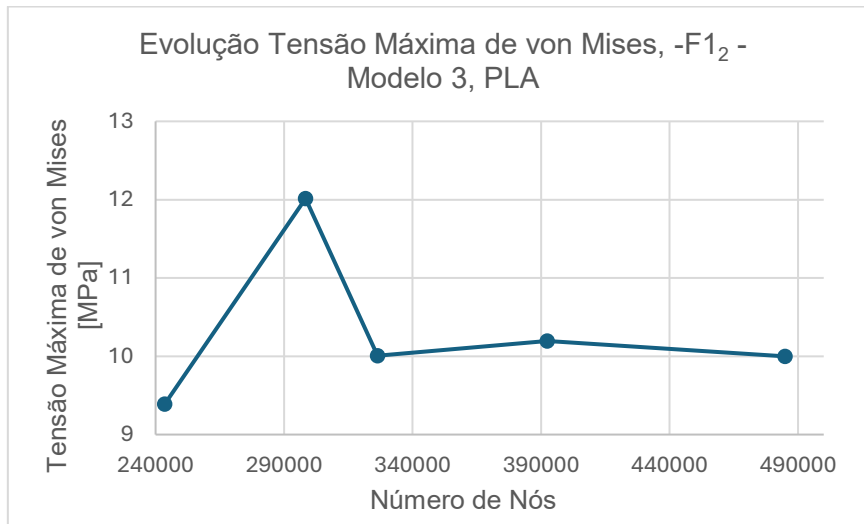


Figura A.2 - Representação gráfica evolução da tensão máxima de von Mises,  $-F_{12}$  - Modelo 3, PLA.

### Resultados do estudo relativamente às forças $F_{22}$ e $-F_{22}$ :

Tabela A.2 - Convergência de malha,  $F_{22}$  e  $-F_{22}$  – Modelo 3, PLA.

| Convergência de malha, $F_{22}$ – Modelo 3 |   |           |                                  |           |                   |           |                       |           |
|--|---|-----------|----------------------------------|-----------|-------------------|-----------|-----------------------|-----------|
| Iteração Nº                                | C | Nº de nós | Tensão Máxima de von Mises [MPa] |           | Desvio Percentual |           | Deformada Máxima [mm] |           |
|  |   |           | $F_{22}$                         | $-F_{22}$ | $F_{22}$          | $-F_{22}$ | $F_{22}$              | $-F_{22}$ |
| 1  | 1 | 243608    | 9,085                            | 8,981     | -                 | -         | 0,62                  | 0,61      |
| 2  | 2 | 298181    | 9,124                            | 8,914     | 0,4%              | 0,8%      | 0,62                  | 0,61      |
| 3  | 5 | 392423    | 9,122                            | 8,993     | 0,1%              | 0,9%      | 0,62                  | 0,61      |

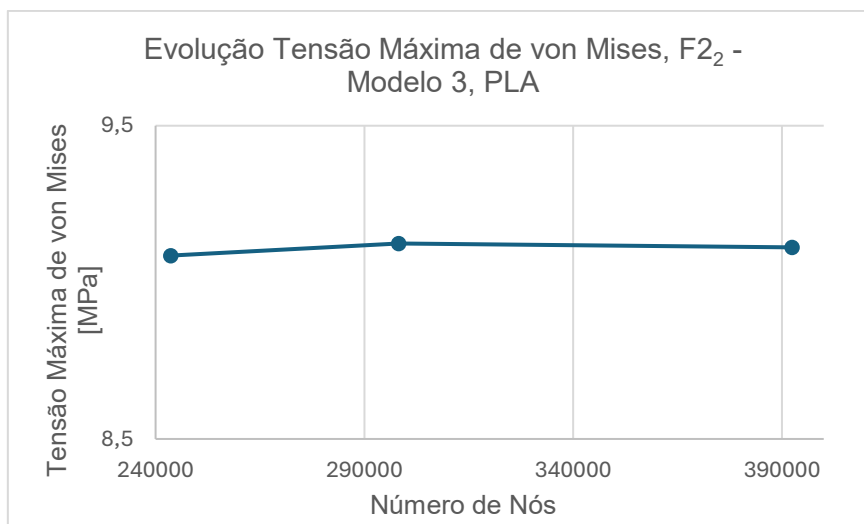


Figura A.3 - Representação gráfica evolução da tensão máxima de von Mises,  $F_{22}$  - Modelo 3, PLA.

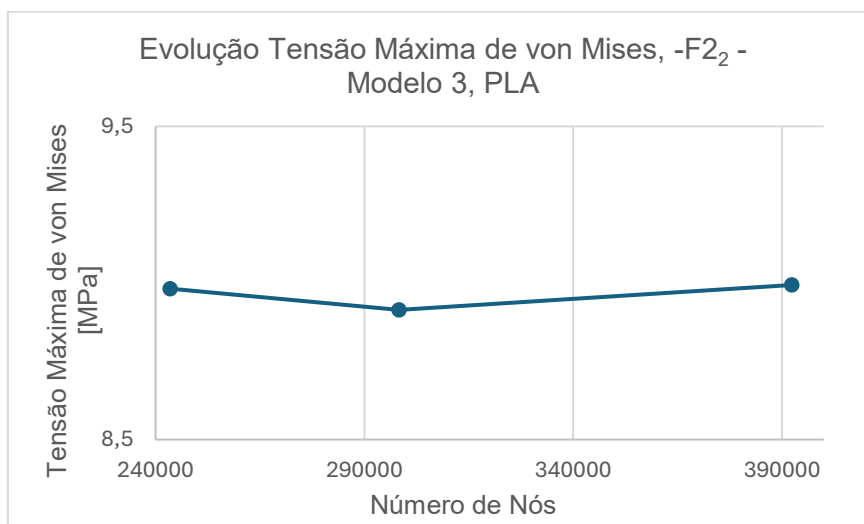


Figura A.4 - Representação gráfica evolução da tensão máxima de von Mises,  $-F_2$  - Modelo 3, PLA.

### Resultados do estudo relativamente às forças $F_3$ e $-F_3$ :

Tabela A.3 - Convergência de malha,  $F_3$  e  $-F_3$  - Modelo 3, PLA.

| Convergência de malha, $F_3$ - Modelo 3 |   |           |                                  |        |                   |        |                       |        |
|---|---|-----------|----------------------------------|--------|-------------------|--------|-----------------------|--------|
| Iteração Nº                             | C | Nº de nós | Tensão Máxima de von Mises [MPa] |        | Desvio Percentual |        | Deformada Máxima [mm] |        |
|   |   |           | $F_3$                            | $-F_3$ | $F_3$             | $-F_3$ | $F_3$                 | $-F_3$ |
| 1                                       | 1 | 243636    | 7,484                            | 7,501  | -                 | -      | 0,47                  | 0,47   |
| 2                                       | 2 | 293560    | 7,509                            | 7,447  | 0,3%              | 0,7%   | 0,47                  | 0,47   |
| 3                                       | 5 | 392175    | 7,518                            | 7,459  | 0,1%              | 0,2%   | 0,47                  | 0,47   |

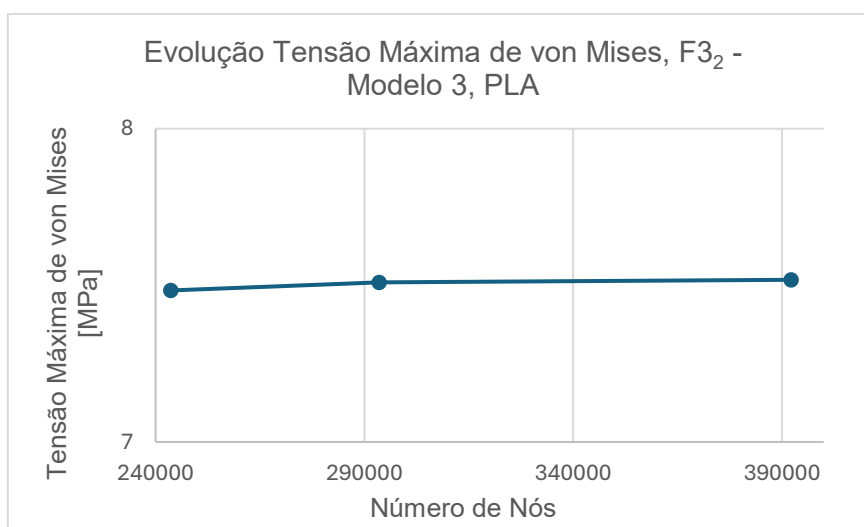


Figura A.5 - Representação gráfica evolução da tensão máxima de von Mises,  $F_3$  - Modelo 3, PLA.

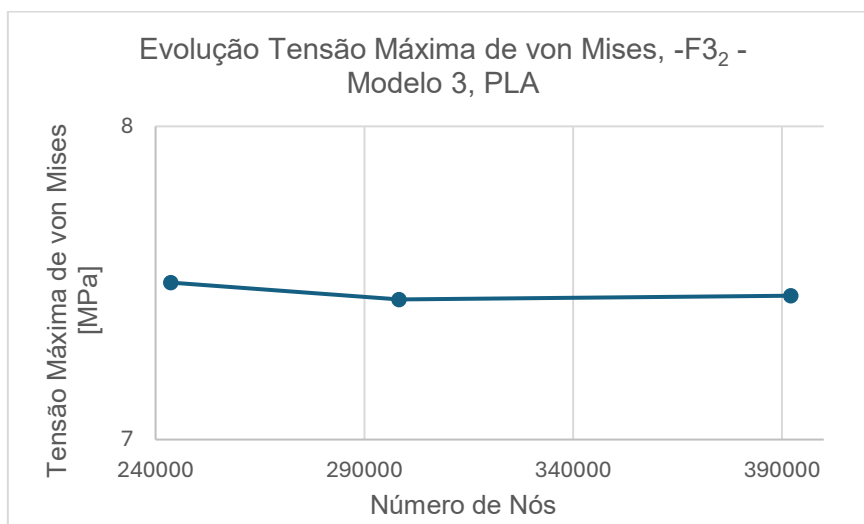


Figura A.6 - Representação gráfica evolução da tensão máxima de von Mises, -F32 - Modelo 3, PLA.

### Resultados do estudo relativamente às forças F4<sub>2</sub> e -F4<sub>2</sub>:

Tabela A.4 - Convergência de malha, F4<sub>2</sub> e -F4<sub>2</sub> – Modelo 3, PLA.

| Convergência de malha, F4 <sub>2</sub> – Modelo 3 |   |                       |                                  |                  |                   |                  |                       |                  |
|---|---|-----------------------|----------------------------------|------------------|-------------------|------------------|-----------------------|------------------|
| Iteração N <sup>o</sup>                           | C | N <sup>o</sup> de nós | Tensão Máxima de von Mises [MPa] |                  | Desvio Percentual |                  | Deformada Máxima [mm] |                  |
|   |   |                       | F4 <sub>2</sub>                  | -F4 <sub>2</sub> | F4 <sub>2</sub>   | -F4 <sub>2</sub> | F4 <sub>2</sub>       | -F4 <sub>2</sub> |
| 1   | 1 | 243697                | 19,753                           | 19,796           | -                 | -                | 2,46                  | 2,46             |
| 2   | 2 | 298158                | 19,808                           | 19,636           | 0,3%              | 0,8%             | 2,46                  | 2,48             |
| 3   | 5 | 392470                | 19,774                           | 19,862           | 0,2%              | 1,2%             | 2,46                  | 2,46             |

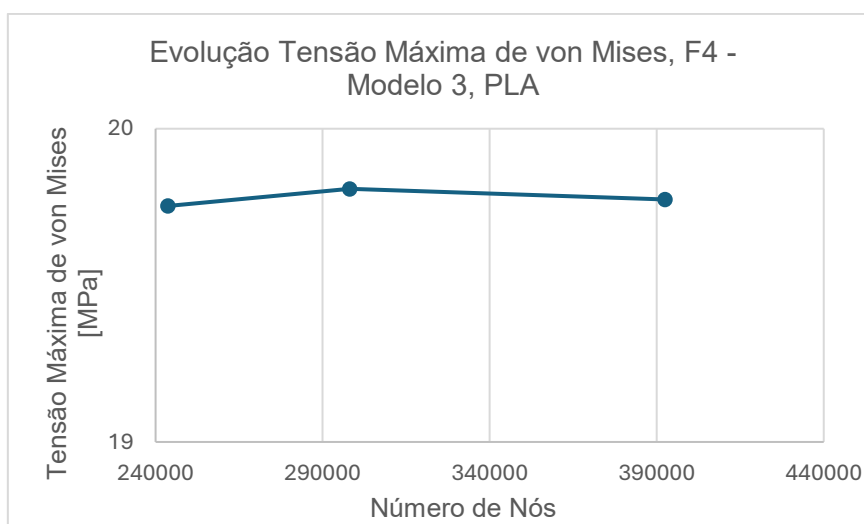


Figura A.7 - Representação gráfica evolução da tensão máxima de von Mises, F4<sub>2</sub> - Modelo 3, PLA.

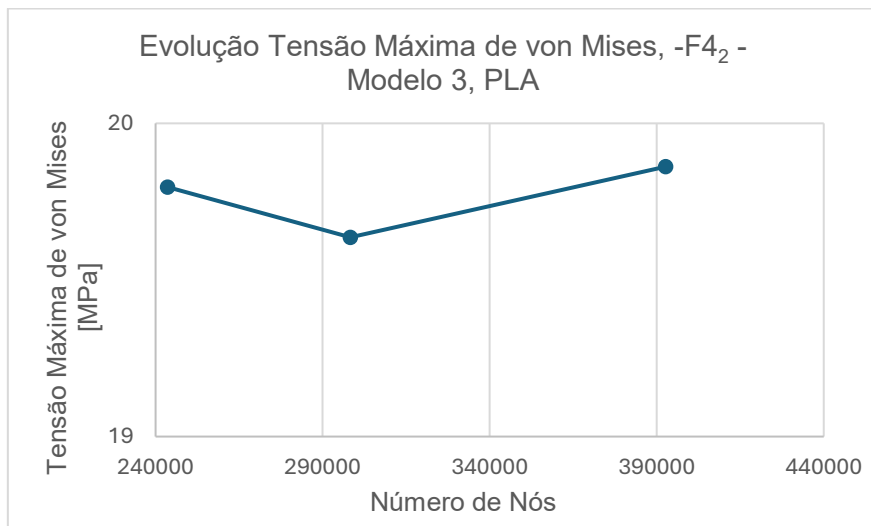


Figura A.8 - Representação gráfica evolução da tensão máxima de von Mises, -F4<sub>2</sub> - Modelo 3, PLA.



# Apêndice B

O presente apêndice é dedicado unicamente à apresentação de resultados relativamente ao estudo da resistência estrutural do modelo otimizado com o material PLA.

## Resultados do estudo relativamente às forças F1<sub>2</sub>:

Tabela B.1 - Convergência de malha, F1<sub>2</sub> – Modelo Otimizado, PLA.

| Convergência de malha, F1 <sub>2</sub> – Modelo Otimizado |   |           |                                  |                   |                       |
|---|---|-----------|----------------------------------|-------------------|-----------------------|
| Iteração Nº   | C | Nº de nós | Tensão Máxima de von Mises [MPa] | Desvio Percentual | Deformada Máxima [mm] |
| 1   | 1 | 543 060   | 17,071                           | –                 | 1,31                  |
| 2   | 2 | 598 870   | 16,904                           | 1%%               | 1,31                  |
| 3   | 3 | 645 171   | 16,985                           | 0,5%              | 1,31                  |

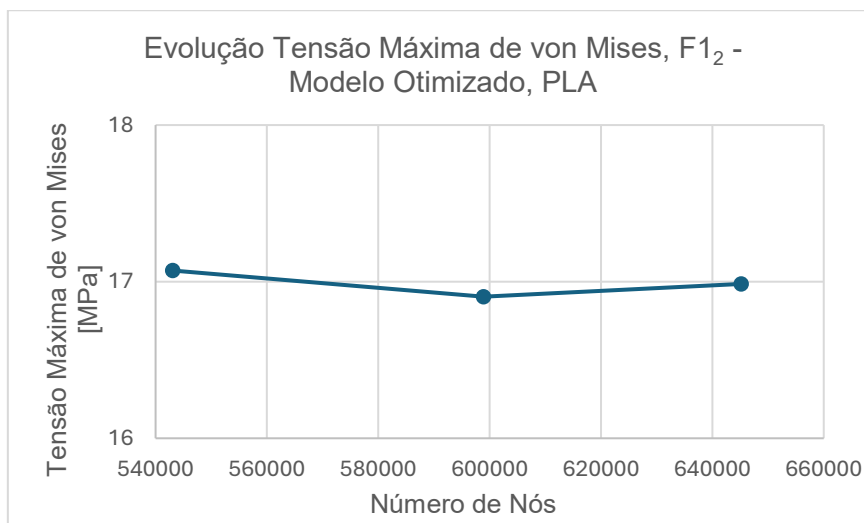


Figura B.1 - Representação gráfica evolução da tensão máxima de von Mises, F1<sub>2</sub> - Modelo Otimizado, PLA.

## Resultados do estudo relativamente às forças F2<sub>2</sub>:

Tabela B.2 - Convergência de malha, F2<sub>2</sub> – Modelo Otimizado, PLA.

| Convergência de malha, F2 <sub>2</sub> – Modelo Otimizado |   |           |                                  |                   |                       |
|---|---|-----------|----------------------------------|-------------------|-----------------------|
| Iteração Nº   | C | Nº de nós | Tensão Máxima de von Mises [MPa] | Desvio Percentual | Deformada Máxima [mm] |
| 1   | 1 | 539 584   | 29,779                           | –                 | 1,46                  |
| 2   | 2 | 599 921   | 29,675                           | 0,4%              | 1,46                  |
| 3   | 3 | 646 197   | 29,660                           | 0,1%              | 1,46                  |

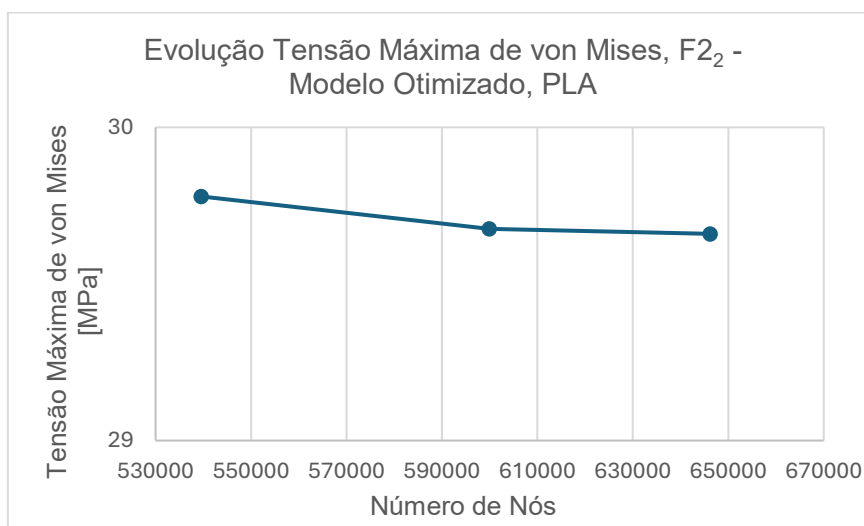


Figura B.2 - Representação gráfica evolução da tensão máxima de von Mises, F2<sub>2</sub> - Modelo Otimizado, PLA.

## Resultados do estudo relativamente às forças F3<sub>2</sub>:

Tabela B.3 - Convergência de malha, F3<sub>2</sub> – Modelo Otimizado, PLA.

| Convergência de malha, F3 <sub>2</sub> – Modelo Otimizado |   |           |                                  |                   |                       |
|---|---|-----------|----------------------------------|-------------------|-----------------------|
| Iteração Nº   | C | Nº de nós | Tensão Máxima de von Mises [MPa] | Desvio Percentual | Deformada Máxima [mm] |
| 1   | 1 | 543 363   | 26,095                           | –                 | 1,46                  |
| 2   | 2 | 597 450   | 26,851                           | 2,9%              | 1,47                  |
| 3   | 3 | 646 998   | 26,549                           | 1,1%              | 1,47                  |
| 4   | 4 | 676 398   | 26,732                           | 0,7%              | 1,47                  |

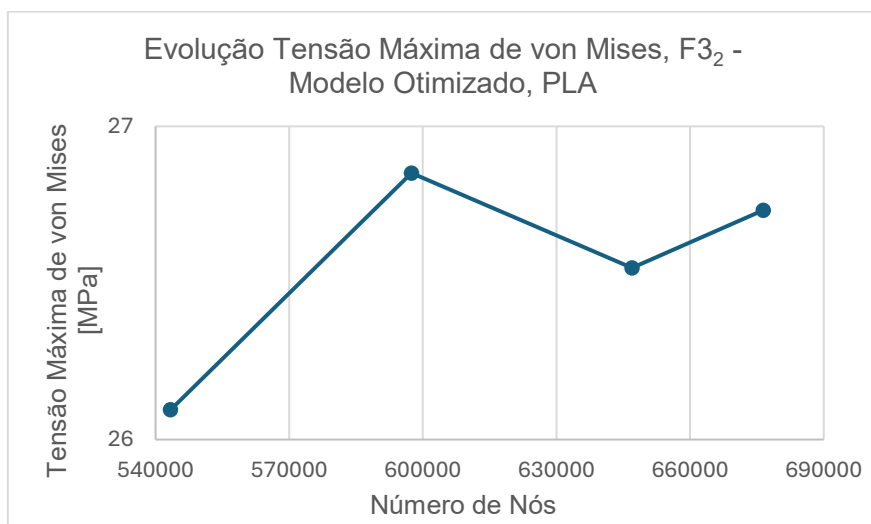


Figura B.3 - Representação gráfica evolução da tensão máxima de von Mises, F3<sub>2</sub> - Modelo Otimizado, PLA.

### Resultados do estudo relativamente às forças F4<sub>2</sub>:

Tabela B.4 - Convergência de malha, F4<sub>2</sub> – Modelo Otimizado, PLA.

| Convergência de malha, F4 <sub>2</sub> – Modelo Otimizado |   |           |                                  |                   |                       |
|---|---|-----------|----------------------------------|-------------------|-----------------------|
| Iteração Nº   | C | Nº de nós | Tensão Máxima de von Mises [MPa] | Desvio Percentual | Deformada Máxima [mm] |
| 1   | 1 | 543 265   | 19,541                           | –                 | 2,85                  |
| 2   | 2 | 598 870   | 19,725                           | 0,9%              | 2,85                  |
| 3   | 3 | 645 128   | 19,542                           | 0,9%              | 2,85                  |

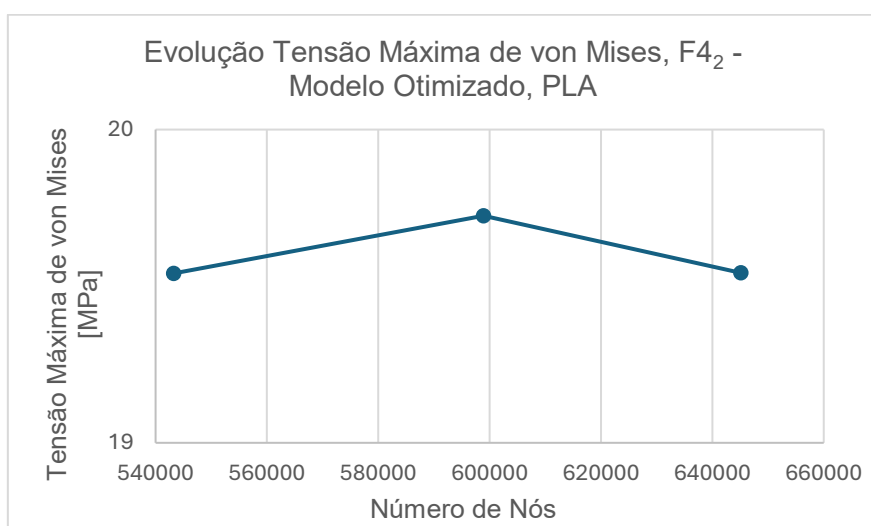


Figura B.4 - Representação gráfica evolução da tensão máxima de von Mises, F4<sub>2</sub> - Modelo Otimizado, PLA.