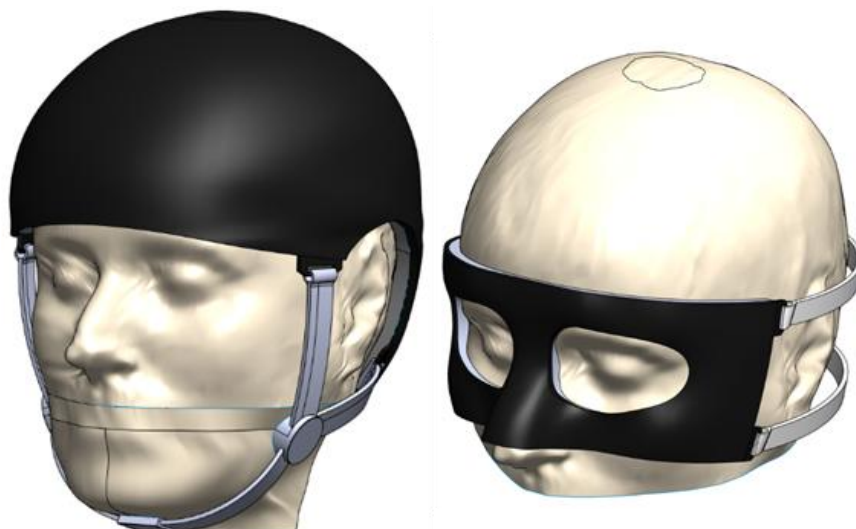




# ISEL



## **Modelação e Análise de Dispositivos de Proteção Personalizados**

**ANA SOFIA ALBERTO GONÇALVES**  
(Licenciada em Engenharia Mecânica)

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

**Orientadores:**

Doutora Maria Amélia Ramos Loja  
Doutora Inês de Carvalho Jerónimo Barbosa

**Júri:**

Presidente: Doutor Mário José Gonçalves Cavaco Mendes  
Vogais:  
Doutor João Filipe de Almeida Milho  
Doutora Inês de Carvalho Jerónimo Barbosa

**Dezembro de 2025**



# **Modelação e Análise de Dispositivos de Proteção Personalizados**

**ANA SOFIA ALBERTO GONÇALVES**  
(Licenciada em Engenharia Mecânica)

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

**Orientadores:**

Doutora Maria Amélia Ramos Loja, ISEL/IPL  
Doutora Inês de Carvalho Jerónimo Barbosa, ISEL/IPL

**Júri:**

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

Doutor João Filipe de Almeida Milho, ISEL/IPL  
Doutora Inês de Carvalho Jerónimo Barbosa, ISEL/IPL



## **Agradecimentos**

Em primeiro lugar, quero agradecer às minhas orientadoras, Professora Doutora Amélia Loja e Professora Doutora Inês Barbosa, pela orientação, disponibilidade e incentivo ao longo do desenvolvimento deste trabalho. O vosso apoio foi igualmente importante para a minha participação numa conferência e publicação de artigos científicos relacionados com este tema, os quais tiveram um impacto significativo no meu percurso académico.

Agradeço ainda à minha família, pelo suporte e pela compreensão demonstrada ao longo destes anos, possibilitando a minha dedicação integral a este trabalho.

Por último, agradeço aos meus amigos, cuja companhia e apoio emocional se revelaram essenciais nesta etapa da minha vida.



## Declaração de integridade

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

O autor

Ana Gonçalves

Lisboa, ..12.. de ..dezembro.. de 2025



# Modelação e Análise de Dispositivos de Proteção Personalizados

## Resumo

O trabalho desenvolvido sobre a modelação e análise de dispositivos de proteção pessoal teve como principal objetivo a construção de modelos a partir das dimensões do próprio utilizador, tendo como base técnicas de engenharia inversa e considerando a sua eventual produção por manufatura aditiva.

Desse modo, o primeiro passo consistiu no desenvolvimento do modelo tridimensional da cabeça do utilizador através dos resultados de uma tomografia computadorizada. Os programas InVesalius e 3D Slicer permitiram a leitura destes ficheiros e a reconstrução da respetiva nuvem de pontos. Importando estes resultados para o *software* Meshlab, realizou-se a limpeza da nuvem e a reconstrução das superfícies. Após uma análise comparativa dos resultados obtidos, concluiu-se que o modelo da cabeça com melhor qualidade superficial foi obtido através do InVesalius.

Recorrendo ao *software* SolidWorks, desenvolveram-se dois dispositivos a partir da superfície reconstruída: um capacete e uma máscara de proteção. Para iniciar a análise e verificação destes modelos, foi necessário assumir a aplicação do capacete no ciclismo e o uso da máscara por jogadores de futebol que sofreram lesões faciais. Mais especificamente, realizaram-se análises dinâmicas não-lineares que permitiram simular o impacto destes dispositivos com objetos externos. A avaliação do desempenho de proteção destes equipamentos teve como foco as tensões verificadas no modelo da cabeça do utilizador. Em particular, definiu-se o valor limite de 10 kPa, identificado no estudo de Cao *et al.* (2024), a partir do qual podem ocorrer lesões cerebrais para o utilizador. Adicionalmente, estes estudos incluíram simulações com diferentes materiais e dimensões nos modelos.

As análises comparativas dos resultados obtidos para as diferentes simulações permitiram identificar os modelos do capacete e da máscara que fornecem o melhor desempenho de proteção ao utilizador.

Palavras-chave: engenharia inversa, manufatura aditiva, tomografia computadorizada, capacete, máscara de proteção.



# Modeling and Analysis of Personal Protective Equipment

## Abstract

The main objective of this study on the modeling and analysis of personal protective equipment revolves around the use of reverse engineering for the construction of devices, tailored to the individual dimensions of the user, and possible production via additive manufacturing.

Thereby, the first step was the development of the three-dimensional model of the user through the results of a computed tomography of the head. The software InVesalius and 3D Slicer allowed the reading of those files and the reconstruction of the respective point clouds. By importing these results into the Meshlab program, it was possible to clean the cloud and reconstruct the surfaces. After a comparative analysis of the results, it was concluded that the best result was obtained with InVesalius.

Resorting to the software SolidWorks, two devices were developed through this reconstructed surface: a helmet and a face mask. To initiate the analysis and verification of these models, it was necessary to assume the application of the helmet for cycling and the use of the mask by football players who suffered facial injuries. More specifically, non-linear dynamic analyses were employed to simulate the impact of these devices on external objects. The evaluation of the protective performance of this equipment focused on the stresses identified in the model of the head. In particular, the threshold value of 10 kPa, identified in the article by Cao *et al.* (2024), represents the level above which brain injuries may occur. Additionally, these studies included simulations with different materials and dimensions in the models.

Comparative analysis of the results obtained for the different simulations allowed the identification of the helmet and face mask models that provide the best protective performance for the user.

Keywords: reverse engineering, additive manufacturing, computed tomography, helmet, face mask.



# Lista de Símbolos e de siglas

## Alfabeto romano

$n$  coeficiente de segurança

## Alfabeto grego

$\sigma_{lim}$  tensão limite do material

$\sigma$  tensão aplicada

## Siglas

<i>3D</i>	Tridimensional
<i>MA</i>	Manufatura Aditiva
<i>TC</i>	Tomografia Computorizada
<i>NURBS</i>	<i>Non-Uniform Rational B-Splines</i>
<i>FDM</i>	<i>Fused Deposition Modelling</i>
<i>2D</i>	Bidimensional
<i>HU</i>	<i>Hounsfield Unit</i>
<i>DICOM</i>	<i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i>
<i>UID</i>	Identificadores Únicos
<i>PPE</i>	Dispositivos Proteção Pessoal
<i>PC</i>	Polycarbonato
<i>ABS</i>	Acrilonitrila Butadieno Estireno
<i>PU</i>	Poliuretano
<i>EPS</i>	Poliestireno Expandido
<i>MIPS</i>	Sistema de proteção de impacto multidirecional
<i>PET</i>	Polietileno Tereftalato
<i>TPU</i>	Poliuretano termoplástico
<i>IFAB</i>	<i>International Football Association Board</i>
<i>CAD</i>	Desenho Assistido por Computador
<i>SLA</i>	Estereolitografia
<i>ASTM</i>	<i>American Society for Testing and Materials</i>
<i>FFF</i>	Fabricação por filamento fundido
<i>UV</i>	Ultravioleta
<i>PBF</i>	Fusão em leite de pó
<i>DED</i>	Deposição por energia direcionada



# Índice

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b>	<b>1</b>
1.1	ENQUADRAMENTO	2
1.1.1	<i>Aquisição e Tratamento de Dados</i>	3
1.1.2	<i>Construção e Verificação dos Dispositivos</i>	6
1.1.3	<i>Manufatura Aditiva</i>	11
1.2	ESTRUTURA DO TRABALHO	15
<b>2</b>	<b>TRATAMENTO DE DADOS</b>	<b>17</b>
2.1	INVESALIUS	17
2.1.1	<i>Grupo 'COR'</i>	18
2.1.2	<i>Grupo 'Cérebro 2.5mm'</i>	20
2.1.3	<i>Grupo 'Crânio 2.5mm Osso'</i>	26
2.1.4	<i>Grupo 'SAG'</i>	31
2.1.5	<i>Análise comparativa dos resultados por InVesalius</i>	35
2.2	3D SLICER	36
2.2.1	<i>Grupo 'Cérebro 2.5mm'</i>	37
2.2.2	<i>Grupo 'Crânio 2.5mm Osso'</i>	42
2.2.3	<i>Grupo SAG</i>	47
2.2.4	<i>Análise comparativa dos resultados por 3D Slicer</i>	52
2.3	ANÁLISE COMPARATIVA DOS RESULTADOS EM INVESALIUS E 3D SLICER	53
<b>3</b>	<b>DESENVOLVIMENTO DOS DISPOSITIVOS</b>	<b>54</b>
3.1	DESENVOLVIMENTO DO CAPACETE	57
3.2	DESENVOLVIMENTO DA MÁSCARA	65
3.3	DESENVOLVIMENTO DO MODELO DO QUEIXO	72
3.4	DESENVOLVIMENTO DAS FITAS DE SEGURANÇA	77
<b>4</b>	<b>VERIFICAÇÃO DOS DISPOSITIVOS</b>	<b>79</b>
4.1	MATERIAIS	79
4.2	VERIFICAÇÃO DO MODELO DE ENSAIO DA CABEÇA	81
4.2.1	<i>Modelo desenvolvido por DICOM</i>	82
4.2.2	<i>Modelo desenvolvido por fotogrametria</i>	82
4.3	VERIFICAÇÃO DO CAPACETE	83
4.3.1	<i>Simulação dinâmica não-linear de queda a 0°</i>	83
4.3.2	<i>Simulação dinâmica não-linear de queda a 0° e compósito Pu-5% cortiça na camada interior</i>	86
4.3.3	<i>Simulação dinâmica não-linear de queda a 0° e poliestireno expandido na camada interior</i>	88

4.3.4	<i>Simulação dinâmica não-linear de queda a 0° e ABS na camada exterior...</i>	90
4.3.5	<i>Simulação dinâmica não-linear de queda a 0° e maior espessura na camada exterior</i>	93
4.3.6	<i>Simulação dinâmica não-linear de queda a 45°</i>	95
4.3.7	<i>Simulação dinâmica não-linear de queda a 180°</i>	97
4.3.8	<i>Simulação dinâmica não-linear de queda a 270°</i>	99
4.3.9	<i>Simulação dinâmica não-linear de queda a 0° e fita de segurança com 15 mm de largura</i>	101
4.3.10	<i>Análise comparativa dos resultados dos estudos do capacete</i>	103
4.3.11	<i>Análise dos coeficientes de segurança do capacete</i>	108
4.4	VERIFICAÇÃO DA MÁSCARA DE PROTEÇÃO	108
4.4.1	<i>Simulação dinâmica não-linear de impacto numa placa rígida</i>	108
4.4.2	<i>Simulação dinâmica não-linear de impacto sem máscara de proteção</i>	110
4.4.3	<i>Simulação dinâmica não-linear de impacto central</i>	111
4.4.4	<i>Simulação dinâmica não-linear de impacto central e compósito ABS/fibra de carbono na camada exterior</i>	114
4.4.5	<i>Simulação dinâmica não-linear de impacto central e EPS na camada interior</i>	116
4.4.6	<i>Simulação dinâmica não-linear de impacto central e maior espessura na camada exterior</i>	118
4.4.7	<i>Simulação dinâmica não-linear de impacto central e maior espessura e ABS-20% fibra de carbono na camada exterior</i>	120
4.4.8	<i>Simulação dinâmica não-linear de impacto central e maior espessura na camada interior</i>	122
4.4.9	<i>Simulação dinâmica não-linear de impacto lateral esquerdo</i>	124
4.4.10	<i>Simulação dinâmica não-linear de impacto lateral direito</i>	126
4.4.11	<i>Simulação dinâmica não-linear de impacto central e fita de segurança com 15 mm de largura</i>	128
4.4.12	<i>Simulação dinâmica não-linear de impacto central e fita de segurança com 2 camadas</i>	130
4.4.13	<i>Análise comparativa dos resultados dos estudos da máscara</i>	132
4.4.14	<i>Análise dos coeficientes de segurança da máscara</i>	136
<b>5</b>	<b>CONCLUSÕES E TRABALHO FUTURO</b>	<b>138</b>
5.1	TRATAMENTO DE DADOS	138
5.2	DESENVOLVIMENTO DOS DISPOSITIVOS	139
5.3	VERIFICAÇÃO DOS DISPOSITIVOS	141
5.4	TRABALHOS FUTUROS	143
<b>6</b>	<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b>	<b>145</b>

# Índice de figuras

FIGURA 1.1 – ESCALA DE HOUNSFIELD (HARTUNG & CADOGAN, 2023). .....	5
FIGURA 1.2 – (A) ESPUMA PU COM 0% DE CORTIÇA, (B) ESPUMA PU COM 1% DE CORTIÇA, (C) ESPUMA PU COM 3% DE CORTIÇA, (D) ESPUMA PU COM 5% DE CORTIÇA (GAMA ET AL., 2019).....	8
FIGURA 1.3 – MÁSCARA RAPTOR (RAPTOR MASK, N.D.).....	8
FIGURA 1.4 – CAMPO DE VISÃO (THE BRITISH STANDARDS INSTITUTION, 2013).....	9
FIGURA 1.5 – ÂNGULOS DE IMPACTO NO ESTUDO DO CAPACETE, ADAPTADO DE: HAN ET AL. (2024).....	10
FIGURA 1.6 – CAPACETE DE CICLISMO DA KUPOL (PEELS, 2018). .....	15
FIGURA 1.7 – ÓCULOS DE SEGURANÇA DA FARSOON (FANG, N.D.).....	15
FIGURA 2.1 – IMPORTAÇÃO DAS IMAGENS PARA INVESALIUS.....	18
FIGURA 2.2 – INTERVALO FINAL DE ‘THRESHOLD’ PARA O GRUPO ‘COR’ NO INVESALIUS.....	20
FIGURA 2.3 – RECONSTRUÇÃO DE SUPERFÍCIE POR ‘THRESHOLD’ PARA O GRUPO ‘COR’ NO INVESALIUS. ....	20
FIGURA 2.4 – INTERVALO FINAL DE ‘THRESHOLD’ PARA O GRUPO ‘CÉREBRO 2.5MM’ NO INVESALIUS. ....	21
FIGURA 2.5 – RECONSTRUÇÃO DE SUPERFÍCIE POR ‘THRESHOLD’ PARA O GRUPO ‘CÉREBRO 2.5MM’ NO INVESALIUS. ....	21
FIGURA 2.6 – REGIÃO SELECIONADA POR ‘WATERSHED’ PARA O GRUPO ‘CÉREBRO 2.5MM’ NO INVESALIUS. ....	22
FIGURA 2.7 – RECONSTRUÇÃO DE SUPERFÍCIE POR ‘WATERSHED’ PARA O GRUPO ‘CÉREBRO 2.5MM’ NO INVESALIUS. ....	22
FIGURA 2.8 – PARÂMETROS DO MÉTODO DINÂMICO POR ‘REGION GROWING’ PARA O GRUPO ‘CÉREBRO 2.5MM’ NO INVESALIUS. ....	23
FIGURA 2.9 – RECONSTRUÇÃO OBTIDA PELO MÉTODO DINÂMICO DO ‘REGION GROWING’ PARA O GRUPO ‘CÉREBRO 2.5MM’ NO INVESALIUS. ....	23
FIGURA 2.10 – PARÂMETROS DO MÉTODO ‘THRESHOLD’ POR ‘REGION GROWING’ PARA O GRUPO ‘CÉREBRO 2.5MM’ NO INVESALIUS. ....	24
FIGURA 2.11 – RECONSTRUÇÃO OBTIDA PELO MÉTODO ‘THRESHOLD’ DO ‘REGION GROWING’ PARA O GRUPO ‘CÉREBRO 2.5MM’ NO INVESALIUS.....	24
FIGURA 2.12 – PARÂMETROS DO MÉTODO CONFIANÇA POR ‘REGION GROWING’ PARA O GRUPO ‘CÉREBRO 2.5MM’ NO INVESALIUS. ....	25
FIGURA 2.13 – RECONSTRUÇÃO OBTIDA PELO MÉTODO DE CONFIANÇA DO ‘REGION GROWING’ PARA O GRUPO ‘CÉREBRO 2.5MM’ NO INVESALIUS.....	25
FIGURA 2.14 – COMPARAÇÃO DE RESULTADOS PARA O GRUPO ‘CÉREBRO 2.5MM’ NO INVESALIUS. ....	26
FIGURA 2.15 – INTERVALO FINAL DE ‘THRESHOLD’ PARA O GRUPO ‘CRÂNIO 2.5MM OSSO’ NO INVESALIUS. ....	26
FIGURA 2.16 – RECONSTRUÇÃO DE SUPERFÍCIE POR ‘THRESHOLD’ PARA O GRUPO ‘CRÂNIO 2.5MM OSSO’ NO INVESALIUS.....	27
FIGURA 2.17 – REGIÃO SELECIONADA POR ‘WATERSHED’ PARA O GRUPO ‘CRÂNIO 2.5MM OSSO’ NO INVESALIUS..	27
FIGURA 2.18 – RECONSTRUÇÃO DE SUPERFÍCIE POR ‘WATERSHED’ PARA O GRUPO ‘CRÂNIO 2.5MM OSSO’ NO INVESALIUS.....	28
FIGURA 2.19 – PARÂMETROS DO MÉTODO DINÂMICO POR ‘REGION GROWING’ PARA O GRUPO ‘CRÂNIO 2.5MM OSSO’ NO INVESALIUS.....	28

FIGURA 2.20 – RECONSTRUÇÃO OBTIDA PELO MÉTODO DINÂMICO DO ‘REGION GROWING’ PARA O GRUPO ‘CRÂNIO 2.5MM OSSO’ NO INVESALIUS.....	29
FIGURA 2.21 – PARÂMETROS DO MÉTODO ‘THRESHOLD’ POR ‘REGION GROWING’ PARA O GRUPO ‘CRÂNIO 2.5MM OSSO’ NO INVESALIUS.....	29
FIGURA 2.22 – RECONSTRUÇÃO OBTIDA PELO MÉTODO ‘THRESHOLD’ DO ‘REGION GROWING’ PARA O GRUPO ‘CRÂNIO 2.5MM OSSO’ NO INVESALIUS.....	29
FIGURA 2.23 – PARÂMETROS DO MÉTODO CONFIANÇA POR ‘REGION GROWING’ PARA O GRUPO ‘CRÂNIO 2.5MM OSSO’ NO INVESALIUS.....	30
FIGURA 2.24 – RECONSTRUÇÃO OBTIDA PELO MÉTODO DE CONFIANÇA DO ‘REGION GROWING’ PARA O GRUPO ‘CRÂNIO 2.5MM OSSO’ NO INVESALIUS. ....	30
FIGURA 2.25 – COMPARAÇÃO DE RESULTADOS PARA O GRUPO ‘CRÂNIO 2.5MM OSSO’ NO INVESALIUS.....	31
FIGURA 2.26 – INTERVALO FINAL DE ‘THRESHOLD’ PARA O GRUPO ‘SAG’ NO INVESALIUS. ....	31
FIGURA 2.27 – RECONSTRUÇÃO DE SUPERFÍCIE COM ‘THRESHOLD’ PARA O GRUPO ‘SAG’ NO INVESALIUS.....	32
FIGURA 2.28 – SUPERFÍCIE OBTIDA POR ‘WATERSHED’ PARA O GRUPO ‘SAG’ NO INVESALIUS.....	32
FIGURA 2.29 – PARÂMETROS DO MÉTODO DINÂMICO POR ‘REGION GROWING’ PARA O GRUPO ‘SAG’ NO INVESALIUS. ....	33
FIGURA 2.30 – RECONSTRUÇÃO OBTIDA PELO MÉTODO DINÂMICO DO ‘REGION GROWING’ PARA O GRUPO ‘SAG’ NO INVESALIUS. ....	33
FIGURA 2.31 – PARÂMETROS DO MÉTODO ‘THRESHOLD’ POR ‘REGION GROWING’ PARA O GRUPO ‘SAG’ NO INVESALIUS. ....	33
FIGURA 2.32 – RECONSTRUÇÃO OBTIDA PELO MÉTODO ‘THRESHOLD’ DO ‘REGION GROWING’ PARA O GRUPO ‘SAG’ NO INVESALIUS. ....	34
FIGURA 2.33 – PARÂMETROS DO MÉTODO CONFIANÇA POR ‘REGION GROWING’ PARA O GRUPO ‘SAG’ NO INVESALIUS. ....	34
FIGURA 2.34 – RECONSTRUÇÃO OBTIDA PELO MÉTODO DE CONFIANÇA DO ‘REGION GROWING’ PARA O GRUPO ‘SAG’ NO INVESALIUS. ....	34
FIGURA 2.35 – COMPARAÇÃO DE RESULTADOS PARA O GRUPO ‘SAG’ NO INVESALIUS. ....	35
FIGURA 2.36 – COMPARAÇÃO DE RESULTADOS NO INVESALIUS. ....	36
FIGURA 2.37 – IMPORTAÇÃO DAS IMAGENS PARA 3D SLICER. ....	37
FIGURA 2.38 – INTERVALO FINAL DE ‘THRESHOLD’ PARA O GRUPO ‘CÉREBRO 2.5MM’ NO 3D SLICER.....	38
FIGURA 2.39 – RECONSTRUÇÃO DE SUPERFÍCIE POR ‘THRESHOLD’ PARA O GRUPO ‘CÉREBRO 2.5MM’ NO 3D SLICER. ....	38
FIGURA 2.40 – SEGMENTOS INICIAIS E PARÂMETROS DO ‘GROW FROM SEEDS’ PARA O GRUPO ‘CÉREBRO 2.5MM’ NO 3D SLICER.....	39
FIGURA 2.41 – RECONSTRUÇÃO DE SUPERFÍCIE POR ‘GROW FROM SEEDS’ PARA O GRUPO ‘CÉREBRO 2.5MM’ NO 3D SLICER.....	39
FIGURA 2.42 – SEGMENTOS INICIAIS E PARÂMETROS POR ‘LEVEL TRACING’ E ‘GROW FROM SEEDS’ PARA O GRUPO ‘CÉREBRO 2.5MM’ NO 3D SLICER. ....	40
FIGURA 2.43 – RECONSTRUÇÃO DE SUPERFÍCIE POR ‘LEVEL TRACING’ E ‘GROW FROM SEEDS’ PARA O GRUPO ‘CÉREBRO 2.5MM’ NO 3D SLICER. ....	40

FIGURA 2.44 – RECONSTRUÇÃO DE SUPERFÍCIE POR ‘FAST MARCHING’ PARA O GRUPO ‘CÉREBRO 2.5MM’ NO 3D SLICER.....	41
FIGURA 2.45 – COMPARAÇÃO DE RESULTADOS PARA O GRUPO ‘CÉREBRO 2.5MM’ NO 3D SLICER.....	42
FIGURA 2.46 – INTERVALO FINAL DE ‘THRESHOLD’ PARA O GRUPO ‘CRÂNIO 2.5MM OSSO’ NO 3D SLICER.....	43
FIGURA 2.47 – RECONSTRUÇÃO DE SUPERFÍCIE COM ‘THRESHOLD’ PARA O GRUPO ‘CRÂNIO 2.5MM OSSO’ NO 3D SLICER.....	43
FIGURA 2.48 – SEGMENTOS INICIAIS DO ‘GROW FROM SEEDS’ PARA O GRUPO ‘CRÂNIO 2.5MM OSSO’ NO 3D SLICER.....	44
FIGURA 2.49 – RECONSTRUÇÃO DE SUPERFÍCIE COM ‘GROW FROM SEEDS’ PARA O GRUPO ‘CRÂNIO 2.5MM OSSO’ NO 3D SLICER.....	44
FIGURA 2.50 – SEGMENTOS INICIAIS E PARÂMETROS POR ‘LEVEL TRACING’ DO ‘GROW FROM SEEDS’ PARA O GRUPO ‘CRÂNIO 2.5MM OSSO’ NO 3D SLICER.....	45
FIGURA 2.51 – RECONSTRUÇÃO DE SUPERFÍCIE POR ‘LEVEL TRACING’ E ‘GROW FROM SEEDS’ PARA O GRUPO ‘CRÂNIO 2.5MM OSSO’ NO 3D SLICER.....	45
FIGURA 2.52 – SEGMENTOS INICIAIS E PARÂMETROS POR ‘FAST MARCHING’ PARA O GRUPO ‘CRÂNIO 2.5MM OSSO’ NO 3D SLICER.....	46
FIGURA 2.53 – RECONSTRUÇÃO DE SUPERFÍCIE POR ‘FAST MARCHING’ PARA O GRUPO ‘CRÂNIO 2.5MM OSSO’ NO 3D SLICER.....	46
FIGURA 2.54 – COMPARAÇÃO DE RESULTADOS PARA O GRUPO ‘CRÂNIO 2.5MM OSSO’ NO 3D SLICER.....	47
FIGURA 2.55 – INTERVALO FINAL DE ‘THRESHOLD’ PARA O GRUPO ‘SAG’ NO 3D SLICER.....	47
FIGURA 2.56 – RECONSTRUÇÃO DE SUPERFÍCIE COM ‘THRESHOLD’ PARA O GRUPO ‘SAG’ NO 3D SLICER.....	48
FIGURA 2.57 – SEGMENTOS INICIAIS DO ‘GROW FROM SEEDS’ PARA O GRUPO ‘SAG’ NO 3D SLICER.....	48
FIGURA 2.58 – RECONSTRUÇÃO DE SUPERFÍCIE POR ‘GROW FROM SEEDS’ PARA O GRUPO ‘SAG’ NO 3D SLICER.....	49
FIGURA 2.59 – SEGMENTOS INICIAIS POR ‘LEVEL TRACING’ E ‘GROW FROM SEEDS’ PARA O GRUPO ‘SAG’ NO 3D SLICER.....	49
FIGURA 2.60 – RECONSTRUÇÃO DE SUPERFÍCIE POR ‘LEVEL TRACING’ E ‘GROW FROM SEEDS’ PARA O GRUPO ‘SAG’ NO 3D SLICER.....	50
FIGURA 2.61 – SEGMENTOS INICIAIS E RECONSTRUÇÃO DE SUPERFÍCIE POR ‘FAST MARCHING’ PARA O GRUPO ‘SAG’ NO 3D SLICER.....	50
FIGURA 2.62 – COMPARAÇÃO DE RESULTADOS PARA O GRUPO ‘SAG’ NO 3D SLICER.....	51
FIGURA 2.63 – COMPARAÇÃO DE RESULTADOS NO 3D SLICER.....	52
FIGURA 2.64 – COMPARAÇÃO DOS RESULTADOS EM INVESALIUS E 3D SLICER.....	53
FIGURA 3.1 – LIMPEZA DO MODELO EM MESHLAB: (A) SELEÇÃO COM O ‘SELECT CONNECTED COMPONENTS IN A REGION’, (B) SELEÇÃO COM O ‘SELECT VERTICES’ E (C) RESULTADO DA LIMPEZA.....	54
FIGURA 3.2 – LIMPEZA DO MODELO EM MESHLAB: (A) PRIMEIRA SELEÇÃO COM ‘SELECT VERTEX CLUSTERS’, (B) SEGUNDA SELEÇÃO COM ‘SELECT VERTEX CLUSTERS’ E (C) RESULTADO DA LIMPEZA.....	55
FIGURA 3.3 – IMPORTAÇÃO DO MODELO 3D PARA SOLIDWORKS.....	55
FIGURA 3.4 – PARÂMETROS DA FERRAMENTA ‘SLICING’ NO MODELO IMPORTADO EM SOLIDWORKS.....	56
FIGURA 3.5 – ESBOÇOS DA INTERSEÇÃO DOS PLANOS DE ‘SLICING’ COM O MODELO.....	56

FIGURA 3.6 – NOVA SUPERFÍCIE EM SOLIDWORKS. ....	57
FIGURA 3.7 – RECORTE DAS REGIÕES LATERAIS DA SUPERFÍCIE PARA O CAPACETE EM SOLIDWORKS: (A) 'SKETCH' E (B) 'SURFACE TRIM'. ....	57
FIGURA 3.8 – RECORTE DA REGIÃO FRONTAL DA SUPERFÍCIE PARA O CAPACETE EM SOLIDWORKS: (A) 'SKETCH' E (B) 'SURFACE TRIM'. ....	58
FIGURA 3.9 – PREENCHIMENTO DA DESCONTINUIDADE NA SUPERFÍCIE PARA O CAPACETE EM SOLIDWORKS. ....	58
FIGURA 3.10 – SKETCH 3D DA SUPERFÍCIE EXTERIOR DO CAPACETE EM SOLIDWORKS. ....	59
FIGURA 3.11 – SUPERFÍCIE EXTERIOR DO CAPACETE EM SOLIDWORKS. ....	59
FIGURA 3.12 – PREENCHIMENTO DA DESCONTINUIDADE NA SUPERFÍCIE EXTERIOR DO CAPACETE EM SOLIDWORKS. ....	60
FIGURA 3.13 – COMBINAÇÃO DAS SUPERFÍCIES DA CAMADA EXTERIOR DO CAPACETE EM SOLIDWORKS. ....	60
FIGURA 3.14 – 'OFFSET' DA SUPERFÍCIE EXTERIOR DO CAPACETE EM SOLIDWORKS. ....	61
FIGURA 3.15 – SUPERFÍCIE INTERIOR DO MODELO DO CAPACETE. ....	61
FIGURA 3.16 – 'SKETCHES' PARA RECORTE DAS SUPERFÍCIES DO CAPACETE EM SOLIDWORKS. ....	62
FIGURA 3.17 – SUPERFÍCIES RECORTADAS DO CAPACETE EM SOLIDWORKS. ....	62
FIGURA 3.18 – 'SKETCHES' DAS SUPERFÍCIES DE LIGAÇÃO DA CAMADA EXTERIOR DO CAPACETE EM SOLIDWORKS. ....	63
FIGURA 3.19 – CONSTRUÇÃO DO MODELO SÓLIDO DA CAMADA EXTERIOR DO CAPACETE EM SOLIDWORKS. ....	63
FIGURA 3.20 – MODELO FINAL DA CAMADA EXTERIOR DO CAPACETE. ....	64
FIGURA 3.21 – MODELO FINAL DA CAMADA INTERIOR DO CAPACETE EM SOLIDWORKS. ....	64
FIGURA 3.22 – MODELO DO CAPACETE EM SOLIDWORKS. ....	65
FIGURA 3.23 – RECORTE DAS REGIÕES LATERAIS DA SUPERFÍCIE PARA A MÁSCARA EM SOLIDWORKS: (A) 'SKETCH' E (B) 'SURFACE TRIM'. ....	65
FIGURA 3.24 – RECORTE DAS REGIÕES DE TOPO E TRASEIRA DA SUPERFÍCIE PARA A MÁSCARA EM SOLIDWORKS: (A) 'SKETCH' E (B) 'SURFACE TRIM'. ....	66
FIGURA 3.25 – DEFINIÇÃO DO PLANO PERPENDICULAR À SUPERFÍCIE DA MÁSCARA EM SOLIDWORKS. ....	66
FIGURA 3.26 – 'SKETCH' PARA CONSTRUÇÃO DA MÁSCARA EM SOLIDWORKS. ....	67
FIGURA 3.27 – PARÂMETROS DE CONSTRUÇÃO DA SUPERFÍCIE EXTERIOR DA MÁSCARA EM SOLIDWORKS. ....	67
FIGURA 3.28 – SUPERFÍCIE EXTERIOR DA MÁSCARA EM SOLIDWORKS. ....	67
FIGURA 3.29 – SUPERFÍCIE INTERMÉDIA DO MODELO DA MÁSCARA EM SOLIDWORKS. ....	68
FIGURA 3.30 – RECORTE DA SUPERFÍCIE PARA A MÁSCARA: (A) 'SKETCH' E (B) 'SURFACE TRIM'. ....	68
FIGURA 3.31 – RECORTE DA SUPERFÍCIE PARA A MÁSCARA: (A) 'SKETCH' E (B) 'SURFACE TRIM'. ....	68
FIGURA 3.32 – DEFINIÇÃO DO PLANO PARALELO À SUPERFÍCIE PARA A MÁSCARA. ....	69
FIGURA 3.33 – 'SKETCHES' PARA RECORTE DAS SUPERFÍCIES DA MÁSCARA EM SOLIDWORKS. ....	69
FIGURA 3.34 – SUPERFÍCIES RECORTADAS DA MÁSCARA EM SOLIDWORKS. ....	69
FIGURA 3.35 – 'SKETCHES' DAS SUPERFÍCIES DE LIGAÇÃO DA CAMADA EXTERIOR DA MÁSCARA EM SOLIDWORKS. ....	70
FIGURA 3.36 – 'SURFACE KNIT' DA MÁSCARA. ....	70
FIGURA 3.37 – RECORTE DA SUPERFÍCIE PARA A MÁSCARA: (A) 'SKETCH' E (B) 'CUT EXTRUDE'. ....	71
FIGURA 3.38 – MODELO FINAL DA CAMADA EXTERIOR DA MÁSCARA. ....	71
FIGURA 3.39 – MODELO FINAL DA CAMADA INTERIOR DA MÁSCARA. ....	72
FIGURA 3.40 – MODELO FINAL DA MÁSCARA. ....	72
FIGURA 3.41 – NUVEM DE PONTOS POR FOTOGRAMETRIA NO AGISOFT. ....	73

FIGURA 3.42 – NUVEM DE PONTOS POR FOTOGRAMETRIA NO MESH LAB. ....	73
FIGURA 3.43 – (A) E (B) LIMPEZA DA NUVEM DE PONTOS POR FOTOGRAMETRIA NO MESH LAB. ....	74
FIGURA 3.44 – (A) E (B) SUPERFÍCIE FINAL POR FOTOGRAMETRIA NO MESH LAB. ....	74
FIGURA 3.45 – (A) E (B) SUPERFÍCIE POR FOTOGRAMETRIA IMPORTADA NO SOLIDWORKS. ....	75
FIGURA 3.46 – SUPERFÍCIE POR FOTOGRAMETRIA RECONSTRUÍDA NO SOLIDWORKS. ....	75
FIGURA 3.47 – SUPERFÍCIE POR FOTOGRAMETRIA CORTADA NO SOLIDWORKS. ....	76
FIGURA 3.48 – SUPERFÍCIE POR FOTOGRAMETRIA ESPELHADA NO SOLIDWORKS. ....	76
FIGURA 3.49 – SUPERFÍCIE POR FOTOGRAMETRIA FINAL NO SOLIDWORKS. ....	76
FIGURA 3.50 – MODELO POR FOTOGRAMETRIA DO QUEIXO NO SOLIDWORKS. ....	77
FIGURA 3.51 – MODELO FINAL DA CABEÇA NO SOLIDWORKS. ....	77
FIGURA 3.52 – FITA DE SEGURANÇA DO CAPACETE. ....	78
FIGURA 3.53 – FITA DE SEGURANÇA DA MÁSCARA. ....	78
FIGURA 4.1 – PROPRIEDADES DA LIGA DE MAGNÉSIO NO SOLIDWORKS. ....	80
FIGURA 4.2 – PROPRIEDADES DO PET NO SOLIDWORKS. ....	80
FIGURA 4.3 – PROPRIEDADES DO PC NO SOLIDWORKS. ....	81
FIGURA 4.4 – PROPRIEDADES DO COMPÓSITO PU-1% CORTIÇA NO SOLIDWORKS. ....	81
FIGURA 4.5 – MALHA E CONSTANGIMENTOS NA SIMULAÇÃO DE FREQUÊNCIA DO MODELO POR DICOM. ....	82
FIGURA 4.6 – RESSONÂNCIA NO MODELO POR DICOM. ....	82
FIGURA 4.7 – MALHA E CONSTANGIMENTOS NA SIMULAÇÃO DE FREQUÊNCIA DO MODELO POR FOTOGRAMETRIA. ....	83
FIGURA 4.8 – RESSONÂNCIA NO MODELO POR FOTOGRAMETRIA. ....	83
FIGURA 4.9 – (A) E (B) BIGORNA COM 30º DE INCLINAÇÃO E CAPACETE A 0º. ....	84
FIGURA 4.10 – DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES DE VON MISES NA SIMULAÇÃO DO CAPACETE A 0º. ....	85
FIGURA 4.11 – DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES NO MODELO DA CABEÇA NA SIMULAÇÃO DO CAPACETE A 0º. ....	85
FIGURA 4.12 – DESLOCAMENTOS NA SIMULAÇÃO DO CAPACETE A 0º. ....	86
FIGURA 4.13 – PROPRIEDADES DO COMPÓSITO PU-5% CORTIÇA NO SOLIDWORKS. ....	86
FIGURA 4.14 – DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES DE VON MISES NA SIMULAÇÃO DO CAPACETE A 0º E COM PU-5% CORTIÇA NA CAMADA INTERIOR. ....	87
FIGURA 4.15 – DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES NO MODELO DA CABEÇA NA SIMULAÇÃO DO CAPACETE A 0º E COM PU-5% CORTIÇA NA CAMADA INTERIOR. ....	87
FIGURA 4.16 – DESLOCAMENTOS NA SIMULAÇÃO DO CAPACETE A 0º E COM PU-5% CORTIÇA NA CAMADA INTERIOR. .....	88
FIGURA 4.17 – PROPRIEDADES DO EPS NO SOLIDWORKS. ....	88
FIGURA 4.18 – DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES DE VON MISES NA SIMULAÇÃO DO CAPACETE A 0º E COM EPS NA CAMADA INTERIOR. ....	89
FIGURA 4.19 – DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES NO MODELO DA CABEÇA NA SIMULAÇÃO DO CAPACETE A 0º E COM EPS NA CAMADA INTERIOR. ....	89
FIGURA 4.20 – DESLOCAMENTOS NA SIMULAÇÃO DO CAPACETE A 0º E COM EPS NA CAMADA INTERIOR. ....	90
FIGURA 4.21 – PROPRIEDADES DO ABS NO SOLIDWORKS. ....	90
FIGURA 4.22 – DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES DE VON MISES NA SIMULAÇÃO DO CAPACETE A 0º E COM ABS NA CAMADA EXTERIOR. ....	91

FIGURA 4.23 – DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES NO MODELO DA CABEÇA NA SIMULAÇÃO DO CAPACETE A 0º E COM ABS NA CAMADA EXTERIOR. ....	92
FIGURA 4.24 – DESLOCAMENTOS NA SIMULAÇÃO DO CAPACETE A 0º E COM ABS NA CAMADA EXTERIOR.....	92
FIGURA 4.25 – DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES DE VON MISES NA SIMULAÇÃO DO CAPACETE A 0º E MAIOR ESPESSURA NA CAMADA EXTERIOR.....	93
FIGURA 4.26 – DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES NO MODELO DA CABEÇA NA SIMULAÇÃO DO CAPACETE A 0º E MAIOR ESPESSURA NA CAMADA EXTERIOR.....	94
FIGURA 4.27 – DESLOCAMENTOS NA SIMULAÇÃO DO CAPACETE A 0º E MAIOR ESPESSURA NA CAMADA EXTERIOR...	94
FIGURA 4.28 – BIGORNA COM 30º DE INCLINAÇÃO E CAPACETE A 45º. ....	95
FIGURA 4.29 – DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES DE VON MISES NA SIMULAÇÃO DO CAPACETE A 45º.....	96
FIGURA 4.30 – DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES NO MODELO DA CABEÇA NA SIMULAÇÃO DO CAPACETE A 45º. ....	96
FIGURA 4.31 – DESLOCAMENTOS NA SIMULAÇÃO DO CAPACETE A 45º.....	97
FIGURA 4.32 – BIGORNA COM 30º DE INCLINAÇÃO E CAPACETE A 180º. ....	97
FIGURA 4.33 – DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES DE VON MISES NA SIMULAÇÃO DO CAPACETE A 180º.....	98
FIGURA 4.34 – DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES NO MODELO DA CABEÇA NA SIMULAÇÃO DO CAPACETE A 180º. ....	98
FIGURA 4.35 – DESLOCAMENTOS NA SIMULAÇÃO DO CAPACETE A 180º.....	99
FIGURA 4.36 – BIGORNA COM 30º DE INCLINAÇÃO E CAPACETE A 270º. ....	99
FIGURA 4.37 – DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES DE VON MISES NA SIMULAÇÃO DO CAPACETE A 270º.....	100
FIGURA 4.38 – DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES NO MODELO DA CABEÇA NA SIMULAÇÃO DO CAPACETE A 270º. ....	100
FIGURA 4.39 – DESLOCAMENTOS NA SIMULAÇÃO DO CAPACETE A 270º.....	101
FIGURA 4.40 – DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES DE VON MISES NA SIMULAÇÃO DO CAPACETE A 0º E LARGURA DE 15 MM NA FITA DE SEGURANÇA. ....	102
FIGURA 4.41 – DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES NO MODELO DA CABEÇA COM O CAPACETE A 0º E LARGURA DE 15 MM NA FITA DE SEGURANÇA. ....	102
FIGURA 4.42 – DESLOCAMENTOS NO CAPACETE A 0º E LARGURA DE 15 MM NA FITA DE SEGURANÇA. ....	103
FIGURA 4.43 – PROPRIEDADES DA ESPUMA PU NO SOLIDWORKS. ....	109
FIGURA 4.44 – PROPRIEDADES DA BORRACHA NATURAL NO SOLIDWORKS. ....	109
FIGURA 4.45 – SIMULAÇÃO DO IMPACTO DA BOLA COM UMA PLACA RÍGIDA.....	110
FIGURA 4.46 – DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES DE VON MISES NO IMPACTO DA BOLA COM A PLACA RÍGIDA. ....	110
FIGURA 4.47 – CONSTRANGIMENTOS NA SIMULAÇÃO DE IMPACTO CENTRAL NO MODELO DA CABEÇA. ....	111
FIGURA 4.48 – DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES DE VON MISES NA SIMULAÇÃO DE IMPACTO SEM MÁSCARA.....	111
FIGURA 4.49 – CONSTRANGIMENTOS NA SIMULAÇÃO DE IMPACTO CENTRAL DA MÁSCARA.....	112
FIGURA 4.50 – DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES DE VON MISES NA SIMULAÇÃO DE IMPACTO CENTRAL DA MÁSCARA. ...	112
FIGURA 4.51 – (A) E (B) DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES NO MODELO DA CABEÇA NA SIMULAÇÃO DE IMPACTO CENTRAL DA MÁSCARA.....	113
FIGURA 4.52 – DESLOCAMENTOS NA SIMULAÇÃO DA MÁSCARA COM IMPACTO CENTRAL. ....	114
FIGURA 4.53 – PROPRIEDADES DO COMPÓSITO ABS-20% FIBRA DE CARBONO NO SOLIDWORKS.....	114
FIGURA 4.54 – DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES DE VON MISES NA SIMULAÇÃO DE IMPACTO CENTRAL DA MÁSCARA COM O COMPÓSITO DE ABS-20% FIBRA DE CARBONO. ....	115

FIGURA 4.55 – (A) E (B) DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES NO MODELO DA CABEÇA NA SIMULAÇÃO DE IMPACTO CENTRAL DA MÁSCARA COM O COMPÓSITO ABS-20% FIBRA DE CARBONO. ....	115
FIGURA 4.56 – DESLOCAMENTOS NA MÁSCARA COM IMPACTO CENTRAL E COMPÓSITO ABS-20% FIBRA DE CARBONO.....	116
FIGURA 4.57 – DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES DE VON MISES NA SIMULAÇÃO DE IMPACTO CENTRAL DA MÁSCARA COM EPS. ....	117
FIGURA 4.58 – TENSÕES NO MODELO DA CABEÇA NA SIMULAÇÃO DE IMPACTO CENTRAL DA MÁSCARA COM EPS. ....	117
FIGURA 4.59 – DESLOCAMENTOS NA SIMULAÇÃO DE IMPACTO CENTRAL DA MÁSCARA COM O COMPÓSITO EPS... ..	118
FIGURA 4.60 – DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES DE VON MISES NA SIMULAÇÃO DE IMPACTO CENTRAL DA MÁSCARA COM MAIOR ESPESSURA NA CAMADA EXTERIOR.....	119
FIGURA 4.61 – (A) E (B) DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES NO MODELO DA CABEÇA NA SIMULAÇÃO DE IMPACTO CENTRAL DA MÁSCARA COM MAIOR ESPESSURA NA CAMADA EXTERIOR.....	119
FIGURA 4.62 – DESLOCAMENTOS NA SIMULAÇÃO DE IMPACTO CENTRAL DA MÁSCARA COM MAIOR ESPESSURA NA CAMADA EXTERIOR.....	120
FIGURA 4.63 – DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES DE VON MISES NA SIMULAÇÃO DE IMPACTO CENTRAL DA MÁSCARA COM MAIOR ESPESSURA E ABS-20% FIBRA DE CARBONO NA CAMADA EXTERIOR.....	121
FIGURA 4.64 – (A) E (B) DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES NO MODELO DA CABEÇA NA SIMULAÇÃO DE IMPACTO CENTRAL DA MÁSCARA COM MAIOR ESPESSURA E ABS-20% FIBRA DE CARBONO NA CAMADA EXTERIOR.....	121
FIGURA 4.65 – DESLOCAMENTO NA SIMULAÇÃO DE IMPACTO CENTRAL DA MÁSCARA COM MAIOR ESPESSURA E ABS-20% FIBRA DE CARBONO NA CAMADA EXTERIOR. ....	122
FIGURA 4.66 – DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES DE VON MISES NA SIMULAÇÃO DE IMPACTO CENTRAL DA MÁSCARA COM MAIOR ESPESSURA NA CAMADA INTERIOR. ....	123
FIGURA 4.67 – (A) E (B) DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES NO MODELO DA CABEÇA NA SIMULAÇÃO DE IMPACTO CENTRAL DA MÁSCARA COM MAIOR ESPESSURA NA CAMADA INTERIOR. ....	123
FIGURA 4.68 – DESLOCAMENTOS NA SIMULAÇÃO DE IMPACTO CENTRAL DA MÁSCARA COM MAIOR ESPESSURA NA CAMADA INTERIOR. ....	124
FIGURA 4.69 – DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES DE VON MISES NA SIMULAÇÃO DE IMPACTO LATERAL ESQUERDO DA MÁSCARA.....	125
FIGURA 4.70 – (A) E (B) DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES NO MODELO DA CABEÇA NA SIMULAÇÃO DE IMPACTO LATERAL ESQUERDO DA MÁSCARA. ....	125
FIGURA 4.71 – DESLOCAMENTOS DO MODELO NA SIMULAÇÃO DE IMPACTO LATERAL ESQUERDO DA MÁSCARA. ....	126
FIGURA 4.72 – DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES DE VON MISES NA SIMULAÇÃO DE IMPACTO LATERAL DIREITO DA MÁSCARA.....	126
FIGURA 4.73 – (A) E (B) DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES NO MODELO DA CABEÇA NA SIMULAÇÃO DE IMPACTO LATERAL DIREITO DA MÁSCARA. ....	127
FIGURA 4.74 – DESLOCAMENTOS NO MODELO NA SIMULAÇÃO DE IMPACTO LATERAL DIREITO DA MÁSCARA. ....	127
FIGURA 4.75 – DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES DE VON MISES NA SIMULAÇÃO DE IMPACTO CENTRAL DA MÁSCARA COM LARGURA DE 15 MM NA FITA DE SEGURANÇA. ....	128
FIGURA 4.76 – (A) E (B) DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES NO MODELO DA CABEÇA NA SIMULAÇÃO DE IMPACTO CENTRAL DA MÁSCARA COM LARGURA DE 15 MM NA FITA DE SEGURANÇA. ....	129

FIGURA 4.77 – DESLOCAMENTOS NA SIMULAÇÃO DE IMPACTO CENTRAL DA MÁSCARA COM LARGURA DE 15 MM NA FITA DE SEGURANÇA. ....	129
FIGURA 4.78 – DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES DE VON MISES NA SIMULAÇÃO DE IMPACTO CENTRAL DA MÁSCARA COM 2 CAMADAS NA FITA DE SEGURANÇA. ....	130
FIGURA 4.79 – (A) E (B) DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES NO MODELO DA CABEÇA NA SIMULAÇÃO DE IMPACTO CENTRAL DA MÁSCARA COM 2 CAMADAS NA FITA DE SEGURANÇA.....	131
FIGURA 4.80 – DESLOCAMENTOS NA SIMULAÇÃO DE IMPACTO CENTRAL DA MÁSCARA COM 2 CAMADAS NA FITA DE SEGURANÇA.....	131

# Índice de tabelas

TABELA 4.1 – RESULTADOS DOS ESTUDOS COM DIFERENTES MATERIAIS NA CAMADA INTERIOR DO CAPACETE. ....	104
TABELA 4.2 – RESULTADOS DOS ESTUDOS COM DIFERENTES MATERIAIS E ESPESSURAS NA CAMADA EXTERIOR DO CAPACETE. ....	105
TABELA 4.3 – RESULTADOS DOS ESTUDOS COM DIFERENTES ÂNGULOS DE IMPACTO NO CAPACETE. ....	106
TABELA 4.4 – RESULTADOS DOS ESTUDOS COM DIFERENTES LARGURAS NA FITA DE SEGURANÇA DO CAPACETE. ....	107
TABELA 4.5 – PESOS DOS COMPONENTES NAS DIFERENTES SIMULAÇÕES DO CAPACETE. ....	107
TABELA 4.6 - COEFICIENTES DE SEGURANÇA DOS COMPONENTES DO CAPACETE. ....	108
TABELA 4.7 – RESULTADOS PARA DIFERENTES MATERIAIS E ESPESSURAS NA CAMADA EXTERIOR DA MÁSCARA.....	133
TABELA 4.8 – RESULTADOS PARA DIFERENTES MATERIAIS E ESPESSURAS NA CAMADA INTERIOR DA MÁSCARA. ....	134
TABELA 4.9 – RESULTADOS PARA DIFERENTES ÂNGULOS DE IMPACTO NA MÁSCARA. ....	134
TABELA 4.10 – RESULTADOS PARA DIFERENTES LARGURAS NA FITA DE SEGURANÇA DA MÁSCARA.....	135
TABELA 4.11 - PESOS DOS COMPONENTES NAS SIMULAÇÕES DA MÁSCARA. ....	136
TABELA 4.12 – COEFICIENTES DE SEGURANÇA NA CAMADA EXTERIOR DA MÁSCARA. ....	136
TABELA 4.13 - COEFICIENTES DE SEGURANÇA NA CAMADA INTERIOR DA MÁSCARA.....	137
TABELA 4.14 - COEFICIENTES DE SEGURANÇA NA FITA DE SEGURANÇA DA MÁSCARA.....	137



# 1 Introdução

De um modo geral, os dispositivos de proteção disponíveis no mercado foram projetados através de dimensões padrão, tornando um único modelo do produto adequado para um elevado número de pessoas. No entanto, uma desvantagem dos tamanhos *standard* é o desconforto que provoca à maioria dos utilizadores. Desse modo, o seguinte trabalho teve como foco o desenvolvimento de um procedimento para a construção de dispositivos de proteção personalizados ao próprio utilizador, aumentando o nível de conforto durante o seu uso.

Apesar de existirem alguns dispositivos personalizados disponíveis no mercado, estes continuam a ser uma opção pouco explorada até ao momento. Para além disso, com a evolução da manufatura aditiva nos últimos anos, os custos associados a este método de produção estão a reduzir. Desse modo, a criação de dispositivos de proteção personalizados através de impressão tridimensional (3D) constitui, de uma forma cada vez mais evidente, uma alternativa viável a produtos com dimensões *standard* e existe a possibilidade de, no futuro, estar disponível para qualquer cidadão.

No seguinte capítulo, são apresentados alguns conceitos base que auxiliaram no desenvolvimento do trabalho sobre 'Modelação e Análise de Dispositivos de Proteção Personalizados'. Inicialmente, a pesquisa bibliográfica realizada teve como foco artigos sobre o desenvolvimento de dispositivos de proteção através de técnicas de engenharia inversa e a produção por técnicas de manufatura aditiva (MA). Esta pesquisa permitiu obter uma perceção de diferentes tipos de dados de referência, de procedimentos, de materiais e das tecnologias utilizadas.

Neste caso, os dados de referência foram obtidos através de uma tomografia computadorizada (TC), um exame médico que permite captar múltiplas imagens do interior do corpo humano. Com isso, considerou-se fundamental compreender o funcionamento deste equipamento e conhecer diferentes *softwares* disponíveis para processar e reconstruir um modelo 3D a partir das imagens.

Em termos dos dispositivos de proteção, construíram-se modelos de um capacete e de uma máscara facial. Para isso, foi essencial conhecer os materiais tipicamente

aplicados, verificar normas e regulamentos referentes à sua construção e identificar ensaios adequados para a avaliação do desempenho de proteção dos modelos desenvolvidos.

Por fim, um dos objetivos do trabalho consiste no desenvolvimento de dispositivos com vista à sua possível produção por manufatura aditiva. Por esse motivo, a pesquisa bibliográfica incluiu uma análise das diferentes tecnologias disponíveis no mercado e dos respetivos materiais compatíveis.

## 1.1 Enquadramento

A investigação de Wang *et al.* (2021) apresenta um procedimento para o rápido desenho e desenvolvimento de capacetes, tendo como base engenharia inversa e tecnologias de impressão 3D, dividido em três etapas: aquisição e processamento de dados; modelação progressiva; e fabrico do modelo. Os objetivos deste procedimento incluem a predeterminação do modelo físico do produto, a obtenção da nuvem de pontos da superfície através de *scanners* 3D, a utilização de um programa para tratamento da nuvem, a importação do modelo para um *software* 3D que permite formar a estrutura do produto e, por fim, o uso de uma impressora 3D para o fabrico do mesmo.

A fase inicial deste processo consistiu na utilização de um *scanner* 3D para obter os dados geométricos da cabeça humana. Mais especificamente, Wang *et al.* (2021) recorreu ao sistema de digitalização RDS Bodyscan 3D, um equipamento com dois modos de digitalização, luz branca e laser, e com capacidade de seleção do modo mais adequado para a superfície a digitalizar.

A seguinte fase teve como foco a separação dos dados em áreas com diferentes curvaturas. Para tal, utilizaram métodos de transição e interseção entre as superfícies que, posteriormente, são unidas para formar uma única superfície. A otimização do processo inclui a eliminação ou edição de pontos incorretos na nuvem, recorrendo a ferramentas como o '*Mesh Doctor*', que deteta a interseção de superfícies triangulares e repara erros menores, o '*Fill Hole*', que repara zonas partidas, e o '*Remove Feature*' e '*Loose Mesh*', que removem zonas elevadas e suavizam a superfície da malha.

Por fim, realizaram a reconstrução da superfície que inclui o processo de tratamento de dados da nuvem original, otimização poligonal e adequação da superfície, sendo que deste processo resultam alguns erros entre a superfície e os dados originais (Wang *et al.*, 2021).

Um método de reconstrução de superfícies é o '*Non-Uniform Rational B-Splines*' (NURBS), que consiste numa representação matemática de formas curvas em 3D. Este método permite criar formas arredondadas com declives e formatos graduais, sendo uma das suas principais vantagens a rapidez, estabilidade algorítmica e qualidade de superfície (Dassault Systèmes, n.d.-b; Wang *et al.*, 2021).

Com a superfície reconstruída, o modelo foi convertido para '.igs' e, no *software* SolidWorks, realizou-se a modelação paramétrica com auxílio da ferramenta '*Surface Exchange*', seguida pelo desenvolvimento do modelo do capacete com base na superfície reconstruída.

Para terminar o processo, importaram o modelo para o *software* Cura, um programa de '*slicing*', ou seja, divide o modelo em camadas de acordo com um grau de espessura da camada, que permite obter os dados de perfil pretendidos. Com isso, utilizaram uma impressora '*Fused Deposition Modelling*' (FDM) para fabricar o modelo (Wang *et al.*, 2021).

### 1.1.1 Aquisição e Tratamento de Dados

De uma forma generalizada, o processo de desenvolvimento de um produto por engenharia inversa e fabrico através de técnicas de manufatura aditiva pode ser dividido em três fases principais: a aquisição de dados; o pós-processamento de dados; e a impressão 3D do produto (Mitsouras *et al.*, 2015).

Os dados utilizados no desenvolvimento do dispositivo podem ser adquiridos de diversas formas. Em particular, os dados podem ser obtidos por fotogrametria, *scanner* 3D ou exames médicos, como um TC ou uma ressonância magnética.

A fotogrametria é uma técnica de obtenção de modelos 3D através de múltiplas imagens bidimensionais (2D). Mais concretamente, este processo consiste na captação de várias imagens com diferentes ângulos que permitem, com o auxílio de um *software* como o Agisoft, analisar as dimensões e propriedades da superfície, e reconstruir o respetivo objeto. Uma das vantagens desta técnica é a possibilidade do uso de câmaras simples, como por exemplo, a câmara de um telemóvel. No entanto, é importante notar que ao reconstruir um modelo 3D através de imagens 2D, existe sempre informação perdida sobre o objeto real. Contudo, este problema pode ser combatido com a captação de mais imagens com diferentes ângulos do objeto (Borg *et al.*, 2020; Chytas *et al.*, 2024; Verolme & Mieremet, 2017).

A aquisição de dados através de um *scanner* 3D é um método sem contacto e não-destrutivo, que capta o formato de um objeto real através de equipamentos de deteção e processamento de dados. Mais especificamente, este método consiste na obtenção das coordenadas do objeto físico, que permitem gerar uma nuvem de pontos e, conseqüentemente, criar um modelo digital com dimensões e formato exatos. Recentes desenvolvimentos nas tecnologias de digitalização 3D têm contribuído para uma nova geração de equipamentos de fácil transporte, com maiores velocidades de digitalização, preços mais acessíveis, e maior exatidão e alta resolução. Alguns dos métodos de deteção disponíveis incluem sistemas de linha laser, de projeção de padrões de luz, de câmara múltipla e de ondas milimétricas (Daanen & Ter Haar, 2013; Haleem *et al.*, 2022).

O *scanner* 3D com um sistema de linha laser realiza a detecção através da projeção desta linha de diferentes ângulos no corpo, e utiliza uma câmara com um ângulo fixo para visualizar a sua deformação na superfície e determinar as informações de profundidade do objeto. A vantagem deste sistema remete para a facilidade de detecção da linha e de cálculo com exatidão da deformação, por parte do sensor incorporado no equipamento (Daanen & Ter Haar, 2013; Daanen & van de Water, 1998).

Num sistema de luz estruturada, a imagem 3D é obtida através da projeção de um padrão de luzes estruturadas no corpo, seguida pelo cálculo da respetiva deformação no padrão. Algumas vantagens deste modo de detecção são a sua velocidade de digitalização, tipicamente produz imagens 3D entre 10 e 30 *frames per second*, e a sua portabilidade. No entanto, comparativamente ao sistema de linha laser, existe uma maior dificuldade na conversão do padrão deformado para a imagem 3D e, por esse motivo, estes sistemas apresentam menor exatidão e pior resolução (Daanen & Ter Haar, 2013; Mochimaru & Kouchi, 2011).

O sistema de câmara com múltipla visualização consiste na captação de imagens do objeto recorrendo a uma câmara estereoscópica, sendo que esta inclui duas ou mais lentes. A utilização deste tipo de câmara possibilita a captação de múltiplas imagens com diferentes ângulos no mesmo momento. O conteúdo das imagens obtidas permite determinar a profundidade do corpo e converter numa imagem 3D em tempo real. Como este sistema de detecção não utiliza linhas laser ou padrões de luzes, a sua vantagem é a inexistência do risco de interferência de luz solar na captação da imagem 3D. Contudo, este sistema resulta numa menor exatidão e resolução comparativamente aos outros dois modos de detecção (Daanen & Ter Haar, 2013; Yun *et al.*, 2007).

Em termos da digitalização por ondas milimétricas, este sistema pode ser caracterizado como ativo ou passivo. Os *scanners* ativos analisam os padrões refletidos das ondas projetadas ao corpo, enquanto os *scanners* passivos processam as ondas milimétricas emitidas pela pele humana. Uma das vantagens deste sistema é a possibilidade de captar dados da pele humana, sem a necessidade de remoção do vestuário. Por esse motivo, os equipamentos de detecção por ondas milimétricas são atualmente encontrados em aeroportos para a detecção de objetos metálicos sob o vestuário (Daanen & Ter Haar, 2013).

No trabalho desenvolvido, os dados de referência utilizados foram adquiridos através do exame médico TC, devido ao alto contraste, a razão sinal-ruído e a resolução espacial, que melhoram a diferenciação das estruturas (Mitsouras *et al.*, 2015).

O TC é uma técnica de diagnóstico através de imagens obtidas por raios X. Este equipamento está conectado a um sistema computadorizado que possibilita a reconstrução de imagens transversais do corpo do paciente e fornece informações detalhadas sobre a estrutura e anatomia dos órgãos (Blackham & Vidal, 2014).

Mais concretamente, este equipamento consiste num feixe estreito de raio X direcionado ao paciente, em movimento ao longo de uma estrutura em formato de argola, com detetores digitais especiais localizados na posição diretamente oposta à fonte de raios X. Este processo gera sinais que são processados pelo computador integrado no equipamento, transformando estes em imagens tomográficas.

Para cada rotação da fonte, o computador produz uma camada, no formato de uma imagem 2D, com uma espessura entre 1 e 10 milímetros, dependendo do equipamento de TC utilizado. Considerando que cada rotação do equipamento produz uma imagem, este processo é repetido até ser obtido o número desejado de camadas (National Institute of Biomedical Imaging and Bioengineering, 2022).

A capacidade do equipamento TC na medição da atenuação dos raios X ao atravessar o paciente é a característica que possibilita a construção das imagens 2D com contraste entre tecidos. Em particular, a atenuação verificada pelos detetores permite identificar os tecidos com diferentes densidades na camada analisada, gerando uma imagem 2D onde cada tonalidade de cinzento corresponde à densidade de um respetivo tecido ou órgão. A segmentação manual das imagens obtidas por TC é possível através da escala de Hounsfield, uma escala quantitativa que representa a densidade de um tecido em função da água, caracterizada pelo valor de referência de 0 *Hounsfield Unit* (HU) na escala. Os tecidos com densidade inferior à água são considerados como valores negativos e os valores positivos são tecidos mais densos. A Figura 1.1 apresenta a escala de Hounsfield onde é possível verificar que a densidade do ar corresponde a -1000 HU e é identificada nas imagens pelas tonalidades mais escuras, e que os valores de osso podem variar entre +700 HU e +3000 HU (Bibb *et al.*, 2015; Broder & Preston, 2011).

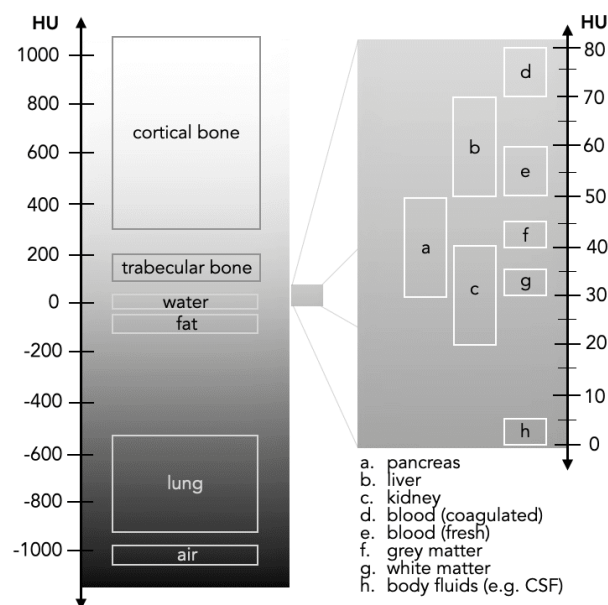


Figura 1.1 – Escala de Hounsfield (Hartung & Cadogan, 2023).

Em termos dos resultados do exame TC, as imagens 2D são obtidas no formato *Digital Imaging and Communications in Medicine* (DICOM), uma norma internacional que define os formatos para imagens médicas e garante os dados e qualidade necessários para o seu uso clínico. Um ficheiro DICOM é composto por quatro classes hierárquicas de informação, cada uma caracterizada por uma etiqueta numérica:

1. Paciente – informações do paciente como nome, género, idade, etc;
2. Estudo – valor globalmente único que garante que não ocorre a identificação incorreta de dois estudos, inclui informações como a data do estudo, o tempo, o tipo de estudo, descrição, etc;
3. Séries – são divididas por identificadores únicos (UID), os quais podem ser o plano das imagens ou o órgão/tecido em análise;
4. Imagem – informações no momento do objeto em análise (Digital Imaging and Communications in Medicine, 2024).

Para a etapa de pós-processamento de dados, foi necessário recorrer a programas com capacidade de leitura e análise de ficheiros DICOM, como o InVesalius e o 3D Slicer.

O InVesalius é um programa para reconstrução de superfícies através de imagens obtidas por tomografias computadorizadas e ressonâncias magnéticas. Em 2001, o Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer no Brasil começou o desenvolvimento do programa com o objetivo de produzir um *software* gratuito ou com custos reduzidos, e com possibilidade de execução em computadores pessoais com baixas capacidades e em diferentes sistemas, para estimular o uso e desenvolvimento de imagens médicas no Brasil (InVesalius, n.d.).

O segundo programa utilizado no tratamento de dados foi o 3D Slicer. Esta é uma aplicação para visualização e análise de conjuntos de dados de imagens médicas, que foi projetada para ser altamente customizável e inclui várias extensões que auxiliam em aplicações mais específicas (3D Slicer, n.d.-a, n.d.-b).

### 1.1.2 Construção e Verificação dos Dispositivos

A norma EN 1078:2012 tem como foco requerimentos e métodos de teste para capacetes de ciclismo e patinagem, os quais garantem um desempenho de proteção adequado. Mais concretamente, esta norma fornece regras e ensaios para a construção do dispositivo, para o sistema de retenção e marcações ou informações que devem ser incluídas no próprio capacete.

A típica construção de um capacete inclui camadas para absorção do impacto e sistemas de retenção que garantem a contínua proteção do utilizador. Adicionalmente, o dispositivo desenvolvido deve apresentar baixo peso, zonas para ventilação, sistemas de retenção simples, compatibilidade com óculos de proteção e garantir que as suas partes não são propícias a lesões no utilizador durante o uso normal (The British Standards Institution, 2013).

No caso da máscara de proteção, não foram verificadas normas referentes a este tipo de dispositivo. Contudo, existem vários modelos disponíveis no mercado e estes tipicamente apresentam uma camada única composta por um plástico rígido ou duas camadas, uma camada exterior rígida e uma camada interior de amortecimento, tal como o capacete.

#### 1.1.2.1 Requerimentos de Materiais

Os dispositivos de proteção pessoal, ou *personal protective equipment* (PPE), para impactos mecânicos apresentam dois requerimentos básicos: a resistência à fratura e a capacidade de absorção da energia de impacto, de modo que a carga transferida para o utilizador seja mínima. Um capacete de proteção inclui, tipicamente, uma camada rígida exterior de plásticos rígidos, como policarbonato (PC) ou acrilonitrila-butadieno-estireno (ABS), e uma camada interior de amortecimento, constituída por um material deformável como poliuretano (PU) ou poliestireno expandido (EPS) (Ramirez & Gupta, 2018; Shi *et al.*, 2021; Teng *et al.*, 2013).

Adicionalmente, a norma EN 1078:2012 define que componentes do dispositivo que se encontram em contacto direto com o utilizador devem ser compostos por materiais que não sofrem alterações quando expostos a substâncias como o suor ou produtos de higiene pessoal (The British Standards Institution, 2013).

No artigo de Han *et al.* (2024) apresentam uma análise do desempenho de proteção de capacetes com o sistema de proteção de impacto multidirecional (MIPS), quando este é sujeito a múltiplas cargas de impacto oblíquas. Neste estudo, consideraram ABS para a camada exterior, EPS para a camada de amortecimento e polietileno tereftalato (PET) para a fita de segurança do dispositivo (Han *et al.*, 2024; Teng *et al.*, 2013).

No caso da camada interior de amortecimento do capacete, o material tipicamente utilizado na sua construção é o poliestireno expandido. Contudo, um material alternativo de amortecimento encontrado na pesquisa bibliográfica foi um compósito de poliuretano e cortiça produzido por impressão 3D (Gama *et al.*, 2019).

Gama *et al.* (2019) estudou a influência nas propriedades mecânicas e no comportamento de amortecimento resultante da incorporação de cortiça em poliuretano termoplástico (TPU). As espumas de PU rígido são comuns em aplicações de isolamento por apresentarem baixa condutividade térmica. No entanto, esta propriedade pode ser melhorada com a incorporação de um segundo material com baixa condutividade térmica. A cortiça é um tecido vegetal com baixa densidade, comportamento elástico e baixa condutividade térmica. Para além disso, as espumas de PU apresentam propriedades de absorção de impacto e a incorporação de cortiça na sua construção foi provada como um material de amortecimento passivo efetivo, capaz de absorver e reduzir as vibrações resultantes de impactos (Gama *et al.*, 2019, 2018, 2016; Pereira, 2007; Silva *et al.*, 2010).

O artigo de Gama *et al.* (2019) inclui uma análise comparativa de TPU com quatro diferentes quantidades de cortiça, Figura 1.2, e as respectivas propriedades mecânicas de cada tipo de compósito. Neste estudo, concluíram que a adição de cortiça provoca a diminuição da densidade, condutividade térmica e rigidez, e que esta não afeta a estabilidade térmica e o desempenho das espumas impressas. Em adição, verificaram que o comportamento elástico dos compósitos produzidos possibilita a sua aplicação para isolamento térmico com amortecimento.

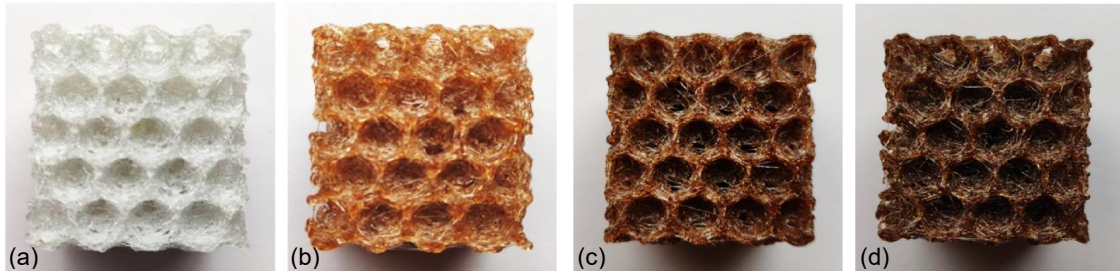


Figura 1.2 – (a) espuma PU com 0% de cortiça, (b) espuma PU com 1% de cortiça, (c) espuma PU com 3% de cortiça, (d) espuma PU com 5% de cortiça (Gama *et al.*, 2019).

Em termos da máscara de proteção, estas são tipicamente utilizadas por atletas após a ocorrência de uma fratura facial e permitem proteger e prevenir lesões recorrentes durante o processo de recuperação. Adicionalmente, as máscaras são geralmente personalizadas ao utilizador e compostas por PC (Farrington *et al.*, 2012).

De acordo com Farrington *et al.* (2012), a máscara atua como um protetor físico que distribui a carga de impacto sobre uma grande área de superfície e permite dissipar a força pelos tecidos circundantes e estruturas de suporte. Contudo, neste artigo é destacado que existe pouca evidência científica publicada para comprovar esta teoria. Apesar disso, existem no mercado máscaras de proteção como o dispositivo Raptor, Figura 1.3, que recorre a técnicas de digitalização 3D, impressão 3D, algoritmos e inteligência artificial para produzir um dispositivo com um desempenho impressionante que recebeu o prémio da Red Dot de 2020 pelo seu design inovador. A máscara Raptor é um dispositivo resistente, leve e com uma espessura variante para garantir a proteção adequada e permitir ventilação. Neste caso, utilizaram para a camada exterior rígida um compósito de carbono e incluíram uma camada interior com um material de amortecimento (Raptor Mask, n.d.).



Figura 1.3 – Máscara Raptor (Raptor Mask, n.d.).

Por último, de acordo com a norma EN 1078:2012, a realização de ensaios a um capacete de proteção requer um modelo de ensaio da cabeça em conformidade com a norma EN 960:2006 (The British Standards Institution, 2013).

A EN 960:2006 é uma norma europeia que define características dimensionais e de construção para os modelos de ensaio de cabeça para testes de capacetes. Segundo esta norma, a cabeça de ensaio utilizada depende do tipo de teste a realizar e dos constrangimentos considerados no conjunto do modelo de ensaio e do capacete. Em particular, no caso de um teste de penetração e absorção de choque com o conjunto em queda, o modelo de ensaio da cabeça deve ser construído com um material metálico e não deve exibir ressonâncias inferiores a 2000 Hz. No caso de um ensaio de penetração e absorção de choque com o conjunto encastrado, é requerido para o modelo um material rígido que não afete a medição da absorção de choque, como a madeira, e que o modelo não apresente ressonâncias inferiores a 2000 Hz (The British Standards Institution, 2006).

Em particular, a norma de segurança de capacetes de bicicleta do Código de Regulamentos Federais dos Estados Unidos define que os modelos de cabeça para ensaios devem ser construídos em liga de magnésio (Consumer Product Safety Commission, 2011).

#### 1.1.2.2 Requerimentos de Construção

Em termos de construção do capacete, a norma EN 1078:2012 inclui a definição dos ângulos mínimos que garantem a inexistência de obstruções no campo de visão do utilizador. A Figura 1.4 apresenta uma representação gráfica dos ângulos mínimos a considerar, sendo que a linha 1 é o plano de referência, a linha 2 o plano básico, os pontos 3 e 4 identificam as zonas frontal e traseira da cabeça, respetivamente, a linha 5 é o plano longitudinal vertical mediano e a linha 6 é o plano central transverso vertical (The British Standards Institution, 2013).

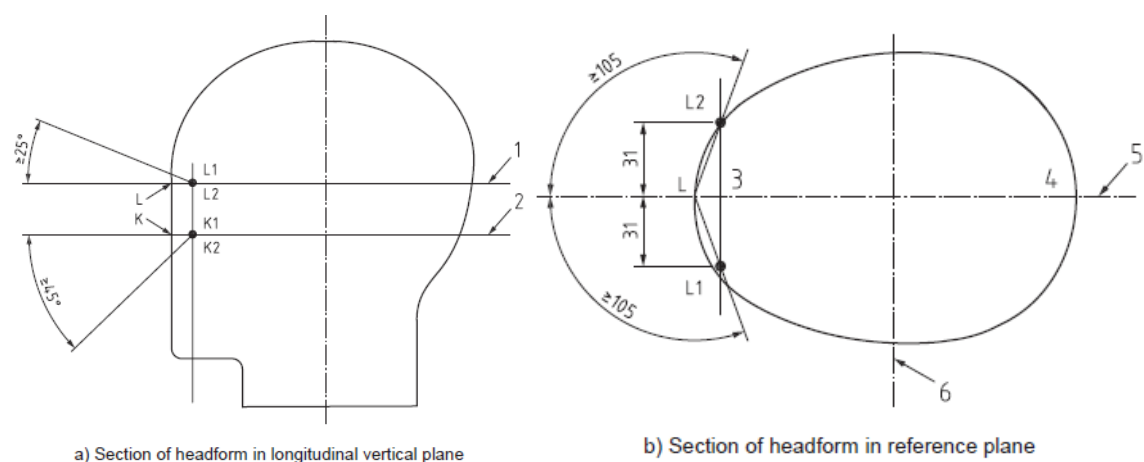


Figura 1.4 – Campo de visão (The British Standards Institution, 2013).

Analisando a capacidade de absorção do impacto, o conjunto não deve apresentar uma aceleração máxima superior a 250 g para uma velocidade de impacto de  $5,42_0^{+0,1}$  m/s com uma bigorna plana e  $4,57_0^{+0,1}$  m/s com uma bigorna composta por pedra de pavimento.

Para além disso, o sistema de retenção do capacete deve incluir uma fita de queixo e um dispositivo de fixação. A fita não pode apresentar um copo de queixo e a sua largura deve ser superior a 15 mm. No caso do dispositivo de fixação, este deve permitir o ajuste ao utilizador, mantendo tensão no sistema, e que este não assente no osso do maxilar. Adicionalmente, após a realização dos ensaios, o sistema de retenção não deve apresentar uma extensão dinâmica superior a 35 mm e uma extensão residual superior a 25 mm (The British Standards Institution, 2013).

Na pesquisa bibliográfica realizada com foco em máscaras de proteção facial, não foram verificadas normas referentes à construção destes dispositivos. No entanto, considerando a aplicação pretendida de jogadores de futebol na fase de recuperação de lesões faciais, verificou-se o regulamento da International Football Association Board (IFAB) sobre o equipamento autorizado. De acordo com as Leis do Jogo de 2016/2017 publicadas pela IFAB, é permitido o uso de equipamentos protetores compostos por materiais de amortecimento leves e macios (The International Football Association Board (IFAB), 2016).

### 1.1.2.3 Ensaios

Na análise de Han *et al.* (2024), o desempenho do modelo de capacete foi avaliado através de simulações da queda do dispositivo, com diferentes ângulos e velocidades de impacto, sobre bigornas com diferentes inclinações. Mais concretamente, na sua investigação, verificaram o uso de bigornas com inclinações de 30°, 45° e 60° nos ensaios do dispositivo e que as velocidades de impacto típicas de um acidente de bicicleta variam entre 5 m/s e 8 m/s. Para além disso, analisaram o protocolo de teste de impacto rotacional WG11 da fabricante italiana de capacetes KASK, no qual avaliam quatro localizações do dispositivo, com os ângulos ilustrados na Figura 1.5, para um impacto de 45° e 6 m/s de velocidade (Baker *et al.*, 2023; Han *et al.*, 2024; KASK, n.d.).

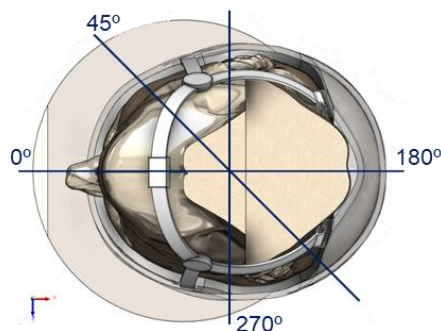


Figura 1.5 – Ângulos de impacto no estudo do capacete, adaptado de: Han *et al.* (2024).

No estudo de Han *et al.* (2024), consideraram como critério de avaliação do desempenho do dispositivo as acelerações máximas linear e angular, sendo que na sua investigação identificaram a aceleração angular durante acidentes como a causa principal de lesões cerebrais. Os resultados obtidos permitiram observar um aumento das acelerações sentidas com a velocidade de impacto e uma diminuição destes valores com o aumento da inclinação da bigorna. Desse modo, identificaram a simulação com os parâmetros de 8 m/s de velocidade de impacto e 30° de inclinação da bigorna como o pior caso verificado.

Para o estudo da máscara de proteção, considerou-se o caso de aplicação de um jogador elite de futebol. Desse modo, analisou-se o artigo de Cao *et al.* (2024) onde é apresentada uma análise quantitativa de lesões cerebrais e concussões resultantes de impactos acidentais com bolas de futebol, sendo o objetivo deste estudo determinar as velocidades limites, para diferentes localizações da cabeça humana, a partir das quais ocorrem lesões no sujeito.

Neste estudo, consideraram um modelo de elementos finitos do corpo humano inteiro e realizaram simulações do impacto de uma bola de futebol contra este modelo. Mais concretamente, estudaram seis localizações típicas de impacto na cabeça humana durante um jogo, considerando oito diferentes velocidades para a bola. Em termos de velocidades, verificaram que o máximo registado num jogo de futebol foi de aproximadamente 60 m/s e que, tipicamente, as velocidades mais elevadas durante um jogo variam entre 25 m/s e 35 m/s (Cao *et al.*, 2024; Delaney *et al.*, 2014; Karimi *et al.*, 2016; Li *et al.*, 2020).

Para realizar a análise pretendida, Cao *et al.* (2024) observaram a pressão intracraniana, tensões e extensões nos resultados das simulações, e compararam estes valores com os limiares de lesões cerebrais verificados na sua pesquisa bibliográfica. Em particular, para os valores de tensões máximas de von Mises, identificaram no relatório de Chinn *et al.* (2001), sobre capacetes de proteção para motociclismo, que para valores superiores a 10 kPa o sujeito sofre uma concussão de curta duração, e acima de 20 kPa, uma concussão de longa duração (Cao *et al.*, 2024).

### 1.1.3 Manufatura Aditiva

De acordo com Kanishka & Acherjee (2023), a manufatura aditiva é definida como o “processo de junção de materiais para criar objetos a partir de dados de um modelo 3D, geralmente camada a camada, ao contrário de metodologias de manufatura por subtração de material”. Algumas vantagens associadas à manufatura aditiva incluem a capacidade de produção de objetos complexos, com múltiplas cores e materiais, a possibilidade de customização em massa e a minimização do desperdício de matéria-prima (Mobarak *et al.*, 2023).

A impressão 3D é o processo de manufatura aditiva onde o produto é fabricado camada a camada, de acordo com um modelo de Desenho Assistido por Computador (CAD) de alta-resolução. Esta técnica permite a manufatura de grandes quantidades de produtos customizados aos requisitos do utilizador, sendo que o tempo de produção está dependente dos parâmetros da impressora, como a velocidade de impressão, tamanho do bocal e espessura da camada, e do tamanho do objeto a imprimir.

A manufatura aditiva evoluiu bastante nos últimos anos, tendo início com a técnica de estereolitografia (SLA) desenvolvida por Charles Hull em 1986 e, a partir desta, surgiram várias variantes da tecnologia. Atualmente, a impressão 3D apresenta uma variedade de métodos disponíveis e um maior catálogo de materiais compatíveis.

Relativamente aos materiais disponíveis, estes incluem metais, polímeros, cerâmicos e substâncias biocompatíveis. Contudo, existem limitações no conhecimento das suas propriedades mecânicas e comportamento (Jafferson & Pattanashetti, 2021; Kharat *et al.*, 2023).

Para além disso, nesta técnica a matéria-prima é adicionada grão a grão. Isto permite um controlo detalhado das características volumétricas do material a diferentes escalas, como por exemplo ao nível milimétrico, possibilitando o controlo da porosidade e textura do objeto final (Lettori *et al.*, 2020).

As técnicas de manufatura aditiva podem ser classificadas de acordo com o tipo de processo, com o modo de obtenção do produto final ou pela fonte de energia utilizada na mudança de fase da matéria-prima. De acordo com a American Society for Testing and Materials (ASTM), os processos de manufatura aditiva são divididos em sete categorias:

- Extrusão de material: uma bobina de material, tipicamente termoplástico, é conduzida através de uma extrusora aquecida num fluxo constante e colocada propositadamente na plataforma de construção, em camadas sucessivas, para produzir o objeto 3D. Esta categoria inclui as tecnologias de FDM e de fabricação por filamento fundido (FFF). Algumas características deste tipo de processo são o baixo custo, a capacidade de utilização de múltiplos materiais e a baixa qualidade de superfície e resolução (Kanishka & Acherjee, 2023; Lettori *et al.*, 2020; Rumpf *et al.*, 2013).
- Fotopolimerização Vat: recorre a um feixe de luz, tipicamente ultravioleta (UV) ou no espectro visível, para o processo de polimerização de um polímero fotossensível. Inclui a técnica de SLA e apresenta altas velocidades de impressão, boa resolução do objeto final e elevado custo dos materiais (Chen *et al.*, 2017; Kanishka & Acherjee, 2023; Lettori *et al.*, 2020).
- Jato de material: o equipamento liberta gotículas, de forma contínua ou conforme necessário, de uma substância fotossensível que solidifica quando exposta à luz

UV e forma o componente em camadas sucessivas. Algumas características deste método são a capacidade de utilização de múltiplos materiais, a alta qualidade da superfície final e o material do produto com baixa resistência (Cheng *et al.*, 2017; Kanishka & Acherjee, 2023; Lettori *et al.*, 2020).

- Laminação de chapas: laminados de papel, plástico ou metal revestidos em adesivo são unidos em camadas sucessivas, sendo seguidamente cortados no formato do modelo pretendido. Este processo resulta em superfícies de alta qualidade, com baixo custo de material, equipamento e processamento, mas inclui dificuldades no processo de remoção do material em excesso.
- Fusão em leite de pó (PBF): uma camada de matéria-prima em pó é depositada na plataforma de construção e, recorrendo a um feixe de laser ou de elétrons, o material é fundido seletivamente e unido para formar a camada. Após a fundição da camada, a plataforma é movida para baixo e o mesmo processo é repetido no topo da camada anterior até ser obtido o componente 3D. A PBF é uma técnica com alta exatidão, que produz uma peça completamente densa e com alta resistência, com possível reciclagem do pó e que requer suportes na construção (Gibson *et al.*, 2010; Kanishka & Acherjee, 2023; Lettori *et al.*, 2020).
- Deposição por energia direcionada (DED): utiliza uma fonte de energia concentrada, como um laser, feixe de elétrons ou arco elétrico, que funde o fio de alimentação, tipicamente metálico ou pó, e deposita a substância líquida com exatidão na plataforma de construção, onde solidifica rapidamente e forma a camada. Uma das vantagens desta técnica é a possibilidade de utilização na reparação ou melhoria de componentes pré-existentes. Desse modo, algumas características deste processo são a alta taxa de deposição comparativamente à PBF, a capacidade de reparar peças danificadas, a produção de partes funcionais e a necessidade de processamento após a impressão (Kanishka & Acherjee, 2023; Lettori *et al.*, 2020; Plotkowski *et al.*, 2017; Williams *et al.*, 2016).
- Jato de ligante: neste processo, é depositada uma camada fina de matéria-prima em pó na plataforma de construção seguida por uma libertação seletiva de gotículas de ligante sobre o material. Com isso, a plataforma é movida para baixo e é depositada uma segunda camada de pó e ligante, sendo este processo repetido até obter-se o componente pretendido. Esta técnica permite a construção de objetos totalmente coloridos, requer infiltração durante o processo, apresenta uma extensa seleção de materiais, alta porosidade e possibilidade de reciclagem do pó em excesso (Kanishka & Acherjee, 2023; Lettori *et al.*, 2020; Snelling *et al.*, 2015).

O processo de impressão por FDM é uma das técnicas mais populares de MA devido à sua facilidade de uso e baixos custos de equipamento comparativamente a outras tecnologias disponíveis.

A produção de objetos por MA apresenta vantagens e desvantagens, sendo esta uma técnica com muito potencial para a área de projeto. Contudo, a sua complexidade e novidade na indústria são alguns dos fatores que impedem a sua implementação na prática.

A MA dispõe de tecnologias que permitem a simples obtenção de peças com formatos complexos sem custos adicionais, com capacidade para construir a peça com múltiplos materiais e customizada às necessidades da sua aplicação. Adicionalmente, esta técnica permite reduzir o desperdício de material e reduzir o peso do produto final, devido à capacidade de produção de objetos com formatos complexos e otimizados.

Por outro lado, as peças obtidas por MA tipicamente requerem maquinagem adicional e tratamento de superfície devido à baixa qualidade da mesma e a tolerâncias geométricas e dimensionais insatisfatórias. Para além disso, alguns objetos com cavidades ou partes sobressaídas requerem estruturas de suporte durante a sua construção. Após a conclusão da impressão da peça, os suportes devem ser removidos e este processo pode ser complexo e requer alguma atenção para garantir que não resulta em danos no objeto final. Por fim, outras desvantagens da MA incluem os longos tempos de produção, o alto consumo de energia e, geralmente, as baixas propriedades mecânicas comparativamente às peças obtidas por tecnologias tradicionais (Hodonou *et al.*, 2019; Lettori *et al.*, 2020).

Atualmente, já existem empresas que recorrem à manufatura aditiva no fabrico de dispositivos de proteção pessoal. Jafferson & Pattanashetti (2021) apresentaram alguns exemplos de dispositivos no mercado:

- A empresa canadiana Kupul desenvolveu um sistema de segurança, designado de Kollide, para capacetes fabricados por impressão 3D. A camada exterior e os amortecedores macios, identificados na Figura 1.6, conseguem absorver a força de impacto, antes desta atingir o centro do capacete. Para além disso, apresenta aberturas de ventilação e uma estrutura de colapso controlado para grandes impactos (Jafferson & Pattanashetti, 2021).



Figura 1.6 – Capacete de Ciclismo da Kupol (Peels, 2018).

- Farsoon desenvolveu e rapidamente produziu milhares de óculos de segurança, através de impressão 3D, para fornecer a profissionais de saúde a combater a pandemia de Covid-19. Óculos de segurança devem impedir a entrada de fluidos ou partículas de qualquer ângulo e proteger os olhos de salpicos acidentais. Os dispositivos produzidos pela Farsoon fornecem boa resistência e durabilidade e anéis de vedação compostos por um material com excelente alongação e flexibilidade, o qual garante melhor ajuste e melhor proteção de vedação (Fang, n.d.; Jafferson & Pattanashetti, 2021).

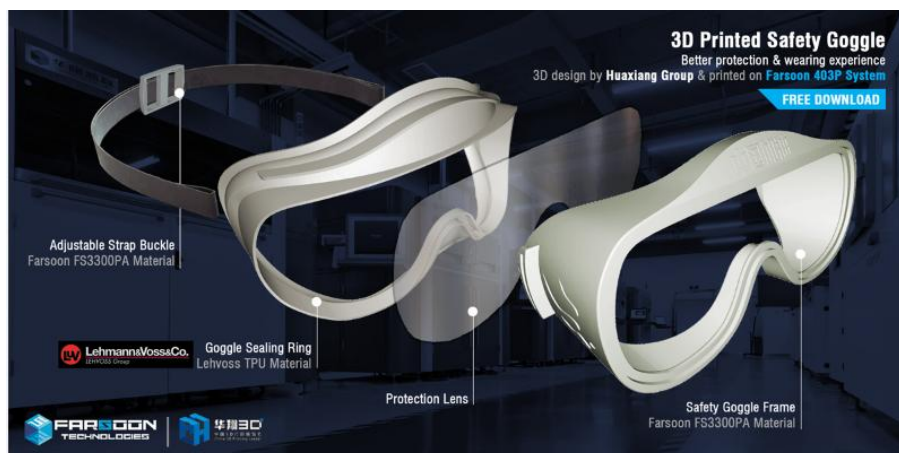


Figura 1.7 – Óculos de segurança da Farsoon (Fang, n.d.).

## 1.2 Estrutura do Trabalho

O trabalho seguinte apresenta uma proposta de procedimento para o desenvolvimento de dispositivos de proteção personalizados através de engenharia inversa.

Desse modo, o primeiro objetivo consistiu na reconstrução de um modelo 3D com as dimensões exatas da cabeça do utilizador, a partir dos resultados de um TC. Para isso, no segundo capítulo foram comparados dois programas com capacidade de

processamento das imagens médicas, permitindo a avaliação das suas ferramentas de segmentação e a seleção do *software* que permitiu gerar o melhor modelo do utilizador. No terceiro capítulo, este modelo 3D serviu de referência para a construção dos dispositivos pretendidos, um capacete e uma máscara facial de proteção. Adicionalmente, para realizar estudos mais realistas, desenvolveram-se modelos complementares. Mais concretamente, fitas de segurança que garantem a fixação dos dispositivos e, no caso do capacete, um modelo da região do queixo.

Por fim, o capítulo de Verificação dos Dispositivos apresenta os estudos da construção e do desempenho de proteção do capacete e da máscara, através de simulações de impacto dos dispositivos com objetos externos. A avaliação dos resultados obtidos teve como foco as tensões verificadas no modelo da cabeça, de modo a analisar a eficiência dos dispositivos na minimização das cargas transmitidas para o utilizador.

Além disso, parte do conteúdo apresentado no seguinte trabalho foi previamente publicada no *Book of Proceedings* da Conference on Computational and Artificial Intelligence for Mechanics and Biomechanics. Em particular, desenvolveram-se dois artigos científicos sobre o capacete, Gonçalves *et al.* (2025), e a máscara, Barbosa *et al.* (2025).

## 2 Tratamento de Dados

O primeiro passo no seguinte trabalho consistiu na reconstrução da superfície da cabeça do utilizador. Para tal, utilizaram-se os resultados obtidos por um exame TC e dois *softwares*, InVesalius e 3D Slicer, com capacidade de leitura e análise destes ficheiros. Mais concretamente, estes programas permitiram a visualização e análise das imagens obtidas, a identificação das séries contidas dentro dos ficheiros DICOM, a segmentação das zonas/camadas pretendidas e, por fim, a reconstrução da superfície do utilizador. O objetivo da utilização de dois *softwares* para o estudo dos ficheiros DICOM foi a realização de uma análise comparativa das suas capacidades de tratamento das imagens e da qualidade da superfície reconstruída.

Adicionalmente, com a importação destes ficheiros para os programas, identificaram-se quatro séries contidas dentro dos resultados do TC com as informações pretendidas para o estudo. Estas séries consistem no agrupamento de imagens e são caracterizadas pelo plano ou tecido em foco, sendo estas:

- 'SAG' – análise pelo plano sagital do corpo (vista lateral);
- 'Crânio 2.5mm Osso';
- 'Cérebro 2.5mm';
- 'COR' – análise pelo plano coronal do corpo (vista frontal).

### 2.1 InVesalius

Para iniciar a análise dos dados, os ficheiros DICOM foram importados para o *software* InVesalius. Por conseguinte, o programa identificou e agrupou automaticamente as diferentes séries, como apresentado na Figura 2.1.

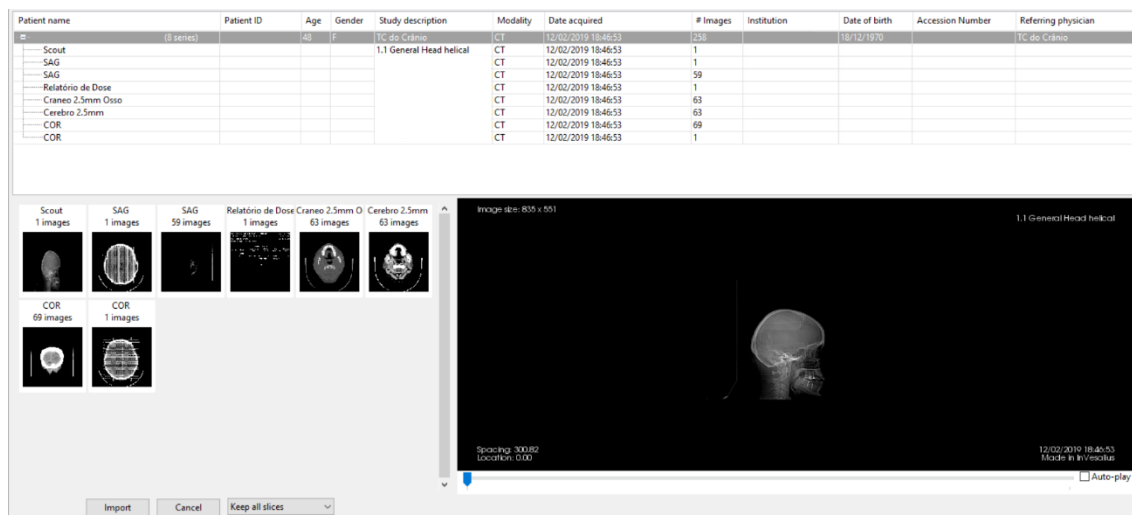


Figura 2.1 – Importação das imagens para InVesalius.

De seguida, realizou-se a reconstrução de superfície para as quatro séries identificadas com mais do que um ficheiro incluído. Esta análise permitiu verificar o grupo de imagens mais adequado para a reconstrução da camada de pele do utilizador.

### 2.1.1 Grupo ‘COR’

Com isso, iniciou-se o procedimento com a análise do grupo ‘COR’, que contém o maior número de imagens. Desse modo, este procedimento começou com a criação de uma nova máscara, ou seja, a seleção da região de interesse pretendida.

A seleção consiste na segmentação das imagens contidas no grupo e o *software* InVesalius disponibiliza quatro ferramentas para realizar este processo. De acordo com InVesalius (2023), estas ferramentas podem ser caracterizadas como:

- O *‘threshold’* é uma ferramenta de seleção em função da intensidade dos *pixels* da imagem que pode ser aplicada através de intervalos predefinidos de valores, associados aos tipos de tecidos ou camadas do corpo humano, ou manualmente, através da seleção personalizada dos valores para o intervalo;
- A segmentação manual recorre a um “pincel” que permite desenhar as áreas pretendidas, remover partes das áreas incluídas e a seleção e exclusão de zonas de acordo com um intervalo de *‘threshold’* personalizado;
- O *‘watershed’* utiliza a uma funcionalidade designada por “pincel” para selecionar as áreas que correspondem ao objeto, zonas de interesse para a reconstrução, e as áreas de fundo, regiões na vizinhança do objeto que não devem ser consideradas na reconstrução;
- O *‘region growing’* é uma ferramenta que inicia com seleção de um *pixel* e, conseqüentemente, a área incluída vai aumentando através da análise dos *pixels* na sua vizinhança que estão em concordância com a condição de seleção aplicada. Este processo é repetido pelos novos *pixels* selecionados até não

existirem mais *pixels* nas vizinhanças que cumprem as condições definidas. Esta ferramenta apresenta três métodos de seleção: dinâmica, *'threshold'* e confiança. A seleção dinâmica utiliza o valor do *pixel* inicial e seleciona todos os *pixels* conectados que se encontram dentro dos desvios máximos e mínimos do valor definido. A seleção por *'threshold'* consiste na seleção de *pixels* dentro do intervalo de valores de intensidade considerado. O método de confiança inclui o cálculo do desvio padrão e do valor médio do *pixel* inicial, a partir destes valores é definido um intervalo e a seleção de *pixels* é realizada através da análise dos *pixels* conectados que se encontram dentro deste intervalo, o processo de cálculo e seleção é repetido para os novos *pixels* e termina quando for atingido o número de iterações definido (InVesalius, 2023).

Com o objetivo de continuar a análise comparativa para a seleção da melhor ferramenta e *software* no tratamento das imagens em análise, realizaram-se reconstruções de superfície através das ferramentas *'threshold'*, *'watershed'* e *'region growing'*.

A primeira ferramenta aplicada foi o *'threshold'* que apresenta quinze intervalos predefinidos para tecidos e camadas, como osso, tecido muscular, pele, etc. Desse modo, criou-se uma máscara para o intervalo de *'threshold'* de pele humana, *'skin tissue (adult)'*. Contudo, esta não apresentou uma seleção adequada da região pretendida para a reconstrução. Por esse motivo, e utilizando o intervalo de pele humana como base, os valores máximo e mínimo foram ajustados manualmente até se verificar uma seleção adequada da camada exterior da cabeça humana. Esta verificação realizou-se através de múltiplos testes de reconstrução considerando diferentes valores máximos e mínimos para o intervalo, até ser obtido o melhor resultado. Adicionalmente, como a intensidade dos *pixels* não varia entre as imagens de cada série, o intervalo de valores obtido nesta análise foi mantido para as restantes reconstruções por *'threshold'* em InVesalius.

As Figuras 2.2 e 2.3 apresentam o intervalo final de *'threshold'* e a superfície obtida pela reconstrução da região de interesse selecionada, respetivamente. O modelo na Figura 2.3 permitiu verificar que o grupo de imagens em análise não possibilita uma reconstrução completa da parte superior da cabeça humana, mais notavelmente foi identificada a exclusão de camadas na zona do nariz do utilizador. Com isso, concluiu-se que a série de imagens 'COR' não é adequada para obter o modelo 3D pretendido e considerou-se redundante a realização de reconstruções adicionais através das ferramentas *'watershed'* e *'region growing'*.

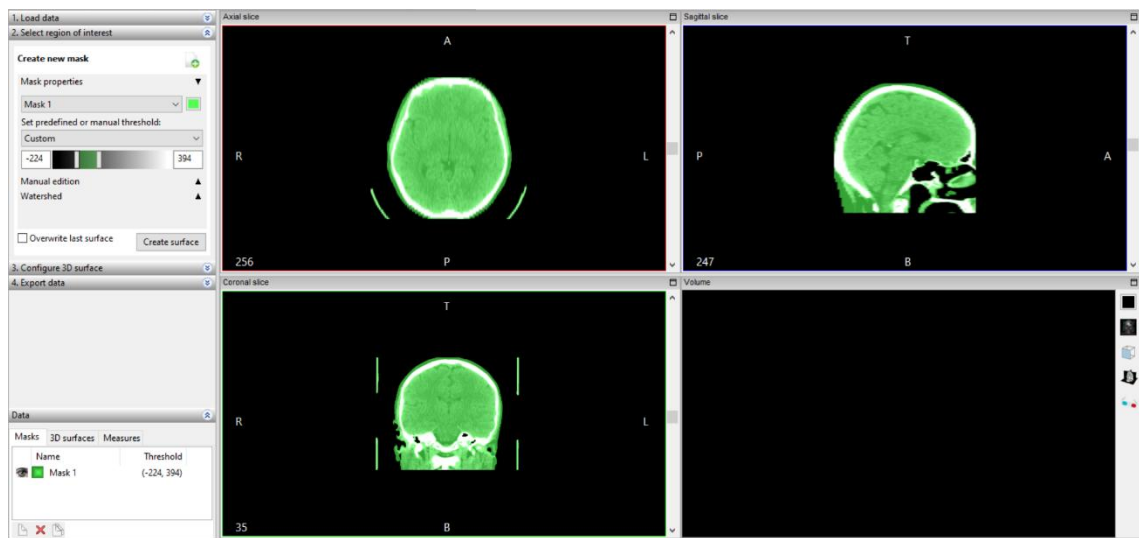


Figura 2.2 – Intervalo final de *'threshold'* para o grupo 'COR' no InVesalius.

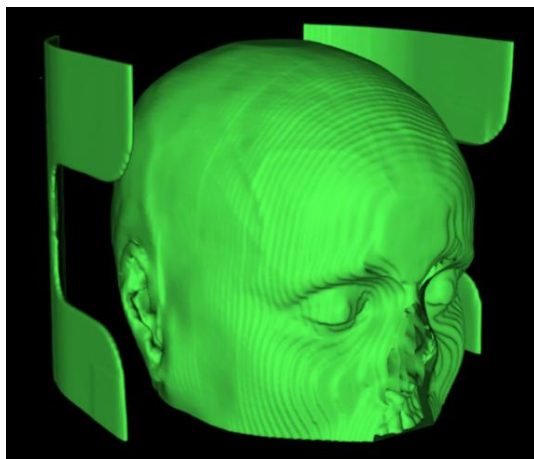


Figura 2.3 – Reconstrução de superfície por *'threshold'* para o grupo 'COR' no InVesalius.

### 2.1.2 Grupo 'Cérebro 2.5mm'

O seguinte estudo foi realizado para o grupo de imagens designado por 'Cérebro 2.5mm'. Recorrendo ao mesmo procedimento e valores aplicados para a reconstrução por *'threshold'* no grupo 'COR', aplicou-se o intervalo de valores entre -224 e 394 para a seleção da região de interesse, Figura 2.4, e, seguidamente, reconstruiu-se a respetiva superfície. Como é possível observar na Figura 2.5, a seleção de pontos considerada permitiu obter um modelo completo do utilizador e com uma qualidade de superfície adequada. Contudo, é importante notar que as camadas utilizadas para a reconstrução são visíveis em algumas regiões do modelo.

Adicionalmente, na Figura 2.5 verificou-se que a região de interesse selecionada inclui os apoios do equipamento TC. No entanto, estes serão desprezados nesta fase da análise e removidos na seguinte etapa do trabalho.

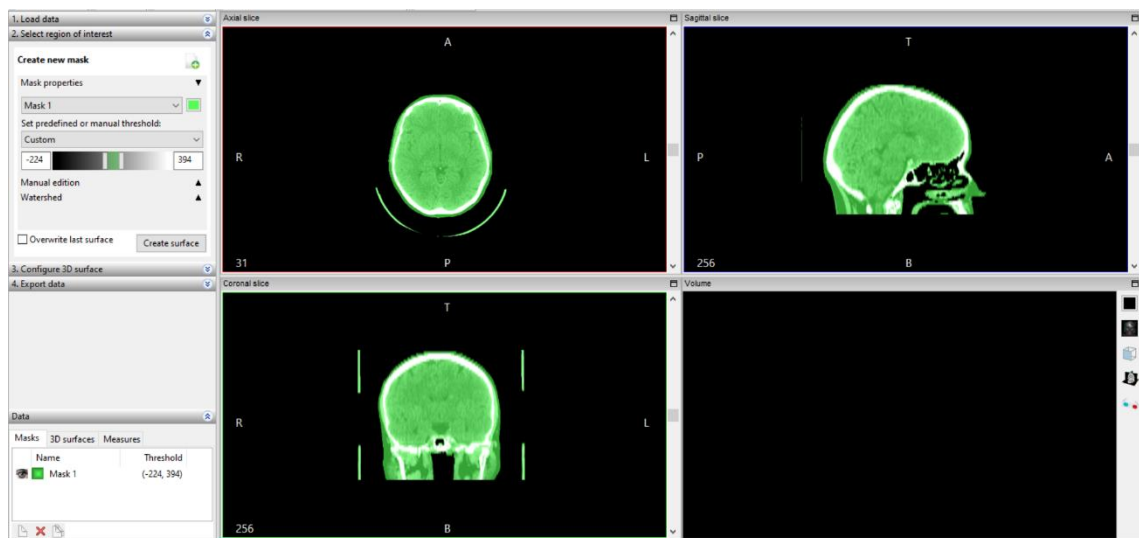


Figura 2.4 – Intervalo final de *'threshold'* para o grupo 'Cérebro 2.5mm' no InVesalius.

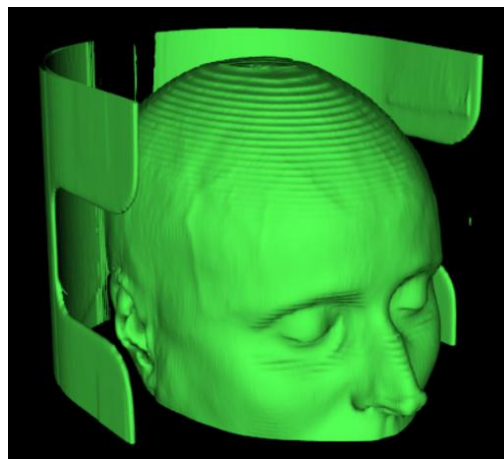


Figura 2.5 – Reconstrução de superfície por *'threshold'* para o grupo 'Cérebro 2.5mm' no InVesalius.

Para iniciar a análise com uma ferramenta de segmentação diferente, mas mantendo o grupo de imagens, é necessário criar uma nova máscara. Desse modo, o seguinte estudo do grupo 'Cérebro 2.5mm' realizou-se recorrendo à ferramenta *'watershed'*, a qual consiste na identificação do objeto e do fundo das imagens com auxílio de um "pincel", cujo formato e tamanho podem ser ajustados consoante a área a selecionar. Em particular, esta ferramenta analisa a imagem como uma bacia hidrográfica, onde o gradiente de cinzentos representa as altitudes dos pontos, formando "vales" e "montanhas" na imagem (InVesalius, 2023).

Na aplicação da ferramenta *'watershed'*, identificaram-se algumas dificuldades relacionadas com as imagens do grupo 'Cérebro 2.5mm'. Mais concretamente, estas imagens apresentam um baixo contraste na superfície que se pretende reconstruir, ou seja, entre a camada exterior de pele da cabeça humana e o fundo ou ar em volta do utilizador. Contudo, realizou-se uma tentativa de reconstrução através desta ferramenta

e, após vários ajustes na seleção do objeto e do fundo na imagem, não foi possível obter um modelo de superfície adequado.

A Figura 2.6 apresenta a aplicação da ferramenta *'watershed'* na imagem DICOM, onde a região a vermelho representa o fundo, a região verde representa o objeto e a região azul, apenas parcialmente visível, representa a respetiva seleção realizada pelo *software* em função das zonas de fundo e objeto identificadas. Na Figura 2.7 observa-se a superfície inadequada obtida a partir da região de interesse selecionada por *'watershed'*.

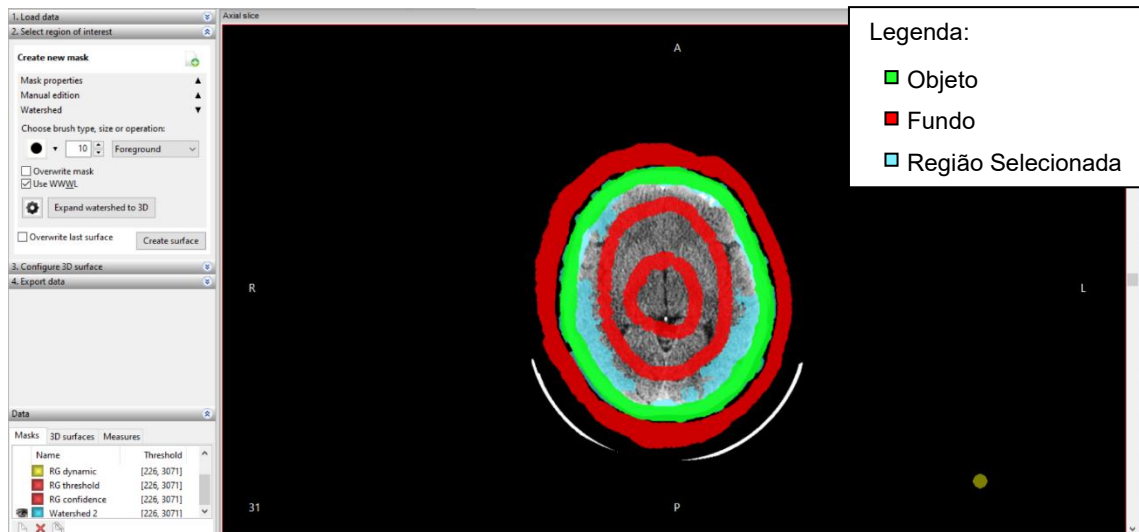


Figura 2.6 – Região selecionada por *'watershed'* para o grupo 'Cérebro 2.5mm' no InVesalius.

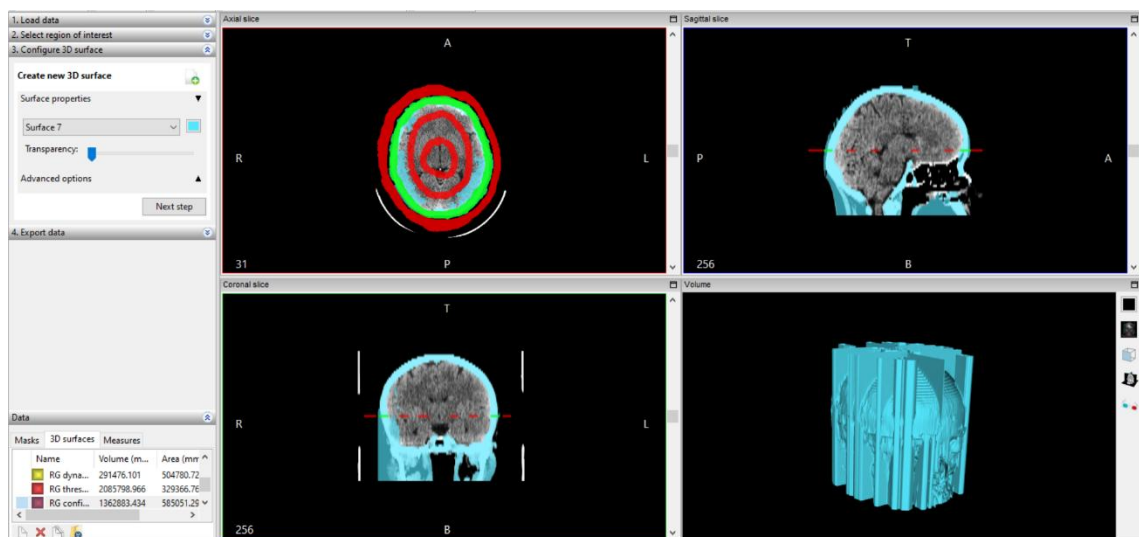


Figura 2.7 – Reconstrução de superfície por *'watershed'* para o grupo 'Cérebro 2.5mm' no InVesalius.

Por fim, aplicou-se a ferramenta de segmentação *'region growing'* na reconstrução da superfície. Para isso, foi necessário começar com a definição dos parâmetros do processo, que se mantêm para os três métodos de seleção da ferramenta. Mais concretamente, para os parâmetros considerou-se uma operação 3D, entre todas as camadas, e com um nível de conectividade de 26 entre os *pixels*.

Desse modo, realizou-se a primeira seleção através do método dinâmico com a aplicação de um desvio de 25 para os valores máximo e mínimo, como apresentado na Figura 2.8.

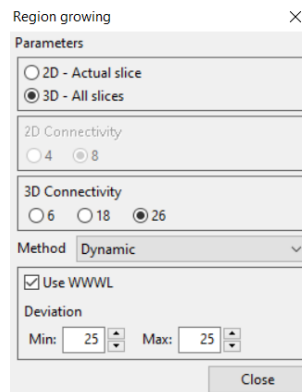


Figura 2.8 – Parâmetros do método dinâmico por ‘region growing’ para o grupo ‘Cérebro 2.5mm’ no InVesalius.

Para iniciar este processo, foi necessário selecionar um ponto na região ou tecido que se pretende reconstruir, sendo neste caso a camada de pele da cabeça humana. Apesar da seleção realizada incluir regiões da camada exterior da cabeça, considerou-se esta como incompleta, pois não permitiu obter uma superfície final contínua. Em adição, um fator que pode ter contribuído para esta seleção inadequada é o baixo contraste entre o tecido da pele humana e o considerado fundo da imagem. Com isso, realizou-se uma segunda análise com o método dinâmico de seleção, mas substituindo o valor de desvio para 50. Todavia, como é possível verificar na Figura 2.9, apesar do aumento do desvio considerado, a superfície obtida continua a ser descontínua e inadequada.

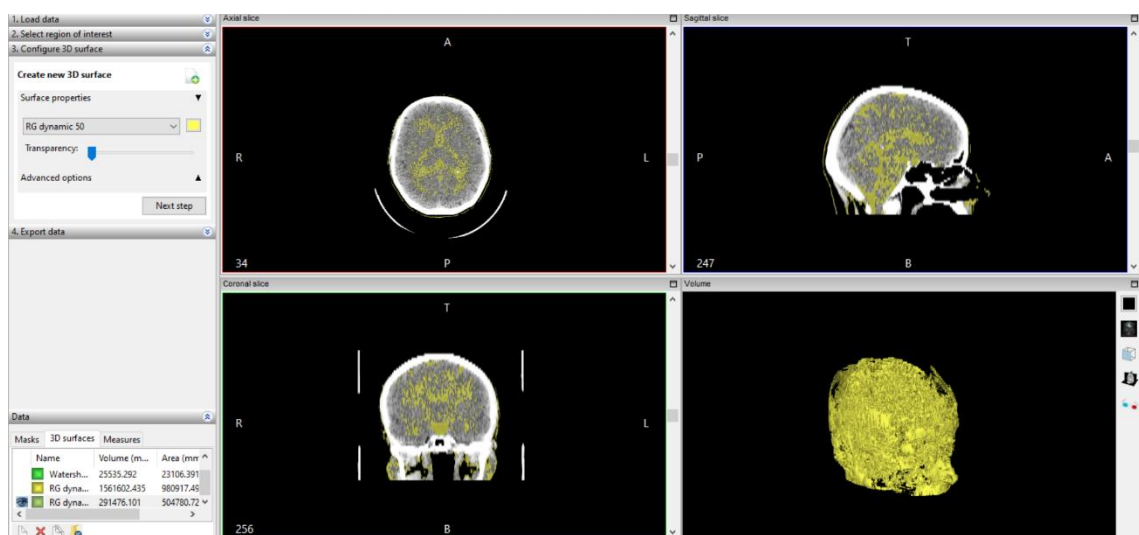


Figura 2.9 – Reconstrução obtida pelo método dinâmico do ‘region growing’ para o grupo ‘Cérebro 2.5mm’ no InVesalius.

De seguida, aplicou-se a ferramenta ‘region growing’ com o método de seleção ‘threshold’ e considerando o intervalo definido anteriormente de -224 a 394, como apresentado na Figura 2.10. Desse modo, iniciou-se o processo com a seleção de um

pixel no tecido pretendido e reconstruiu-se uma superfície através da região de interesse obtida por este método. Como é possível verificar na Figura 2.11, a região selecionada permitiu a obtenção de um modelo completo da zona superior da cabeça do utilizador. Contudo, algumas das camadas são visíveis na reconstrução e a superfície obtida apresenta uma menor qualidade comparativamente à superfície desenvolvida através da ferramenta *'threshold'* para o mesmo grupo de imagens.

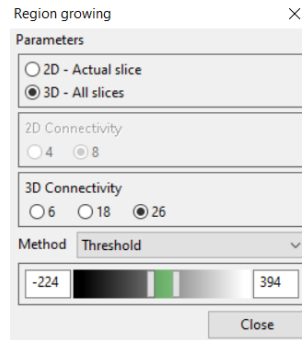


Figura 2.10 – Parâmetros do método *'threshold'* por *'region growing'* para o grupo 'Cérebro 2.5mm' no InVesalius.

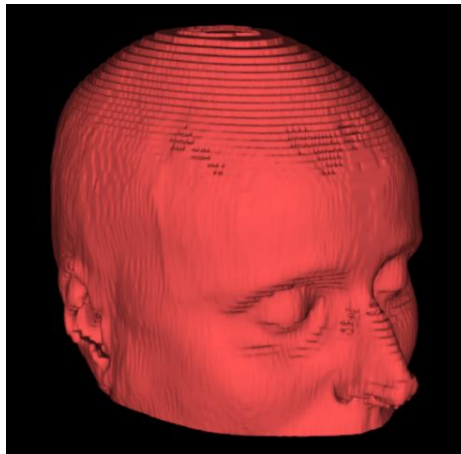


Figura 2.11 – Reconstrução obtida pelo método *'threshold'* do *'region growing'* para o grupo 'Cérebro 2.5mm' no InVesalius.

Por fim, utilizou-se a ferramenta *'region growing'* com o método de confiança para realizar a seleção. Em termos de parâmetros para este método, considerou-se um multiplicador de 1,0 e 6 iterações, como apresentado na Figura 2.12. A superfície reconstruída, Figura 2.13, permitiu concluir que a região de interesse selecionada é inadequada, sendo que não foi possível reconstruir a camada exterior da cabeça humana e não se obteve uma superfície contínua como pretendido.

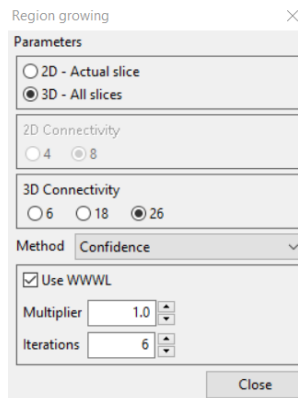


Figura 2.12 – Parâmetros do método confiança por *'region growing'* para o grupo 'Cérebro 2.5mm' no InVesalius.

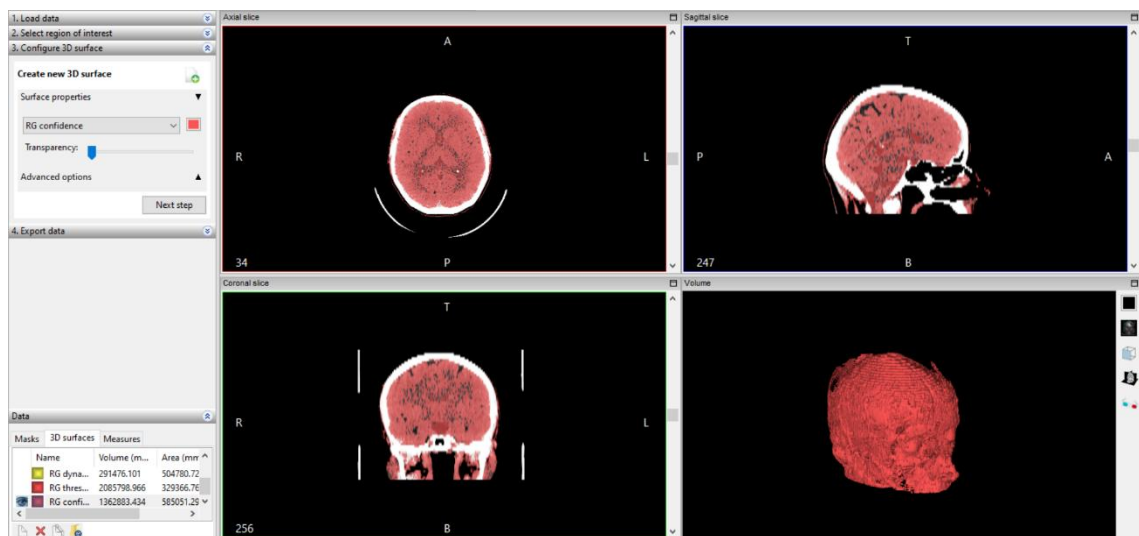


Figura 2.13 – Reconstrução obtida pelo método de confiança do *'region growing'* para o grupo 'Cérebro 2.5mm' no InVesalius.

A Figura 2.14 apresenta os modelos obtidos através das ferramentas *'threshold'* e *'region growing'*, pelo método de seleção *'threshold'*, para o grupo de imagens 'Cérebro 2.5mm'. Realizando uma análise visual comparativa de ambos os modelos, foi possível verificar que a região de interesse obtida pela ferramenta *'region growing'* permite excluir as superfícies dos apoios do equipamento TC. No entanto, tendo como foco a superfície da cabeça, verificou-se visualmente que o modelo obtido por *'region growing'* apresenta mais camadas visíveis, uma superfície mais rugosa e algumas descontinuidades na mesma. Desse modo, apesar do modelo obtido pela ferramenta *'threshold'* requerer procedimentos adicionais para a remoção das superfícies dos apoios, concluiu-se que a superfície do modelo apresenta melhor qualidade e, por esse motivo, é a mais adequada para continuar o estudo.

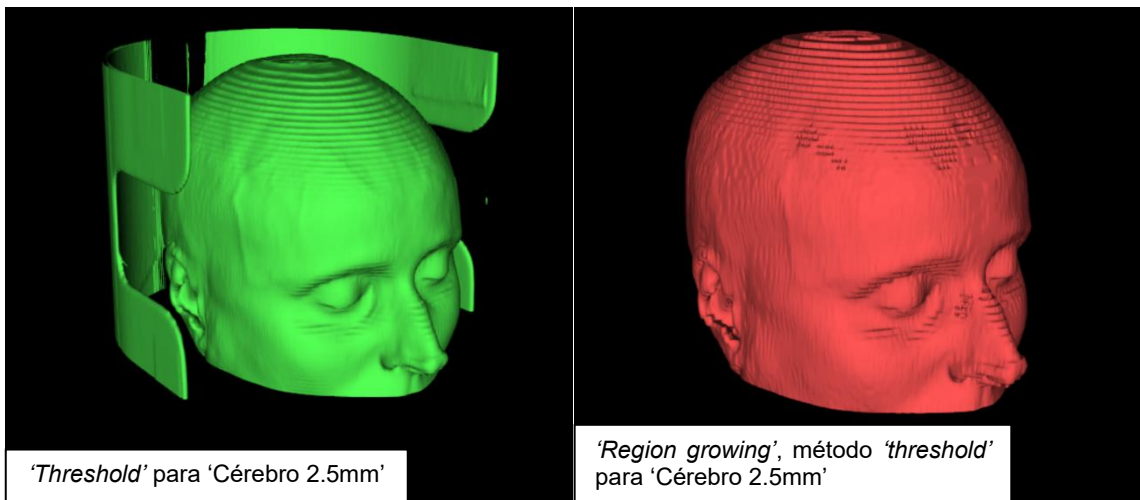


Figura 2.14 – Comparação de resultados para o grupo 'Cérebro 2.5mm' no InVesalius.

### 2.1.3 Grupo 'Crânio 2.5mm Osso'

A seguinte análise foi realizada para o grupo de imagens designado por 'Crânio 2.5mm Osso'. Esta incluiu o mesmo procedimento aplicado para o grupo 'Cérebro 2.5mm' e teve início com a ferramenta *'threshold'* para o mesmo intervalo de valores entre -224 e 394, como apresentado na Figura 2.15. A região de interesse selecionada permitiu obter um modelo completo da cabeça do utilizador e com uma qualidade de superfície adequada, Figura 2.16.

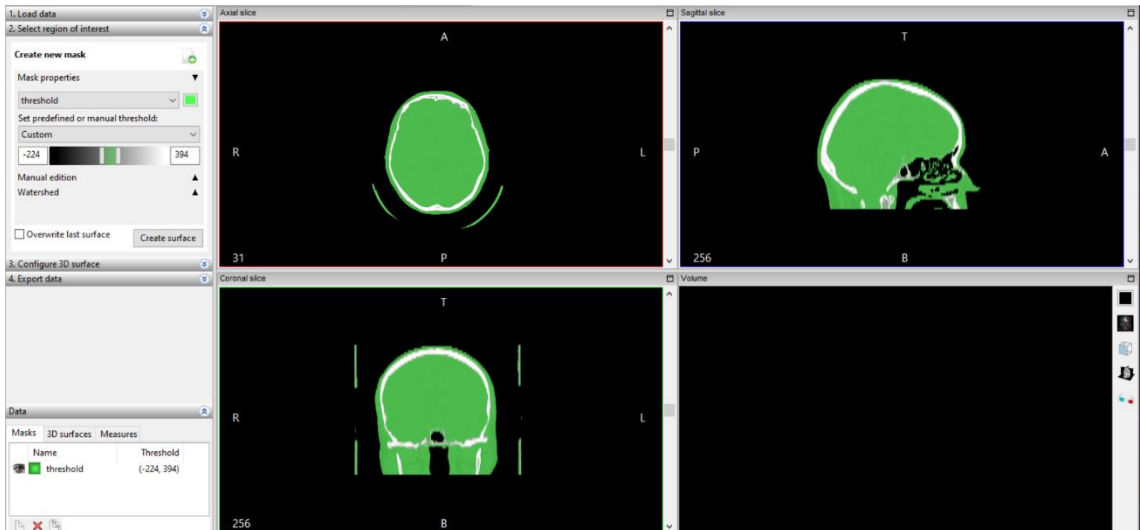


Figura 2.15 – Intervalo final de *'threshold'* para o grupo 'Crânio 2.5mm Osso' no InVesalius.

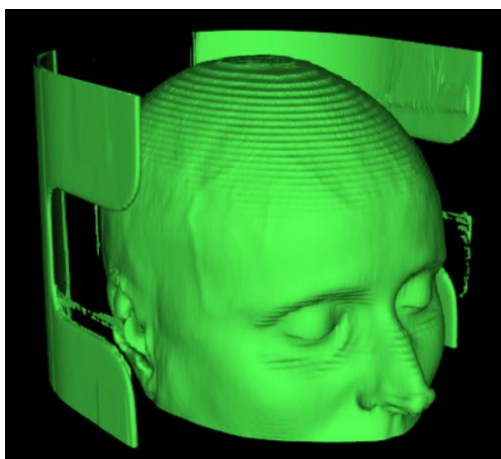


Figura 2.16 – Reconstrução de superfície por ‘threshold’ para o grupo ‘Crânio 2.5mm Osso’ no InVesalius.

Seguidamente, recorreu-se à ferramenta ‘watershed’ para seleccionar a região de interesse. A Figura 2.17 apresenta a aplicação da ferramenta e permite identificar a zona a verde como o objeto em estudo, a zona vermelha como o fundo da imagem e a zona a roxo como a região automaticamente definida após a identificação do objeto e do fundo. Com isso, a superfície foi reconstruída a partir da região seleccionada e, como é possível verificar na Figura 2.18, o modelo obtido não apresenta uma reconstrução completa da camada exterior, pele, da cabeça. Por esse motivo, considerou-se este modelo inadequado para realizar o desenvolvimento dos dispositivos pretendidos.

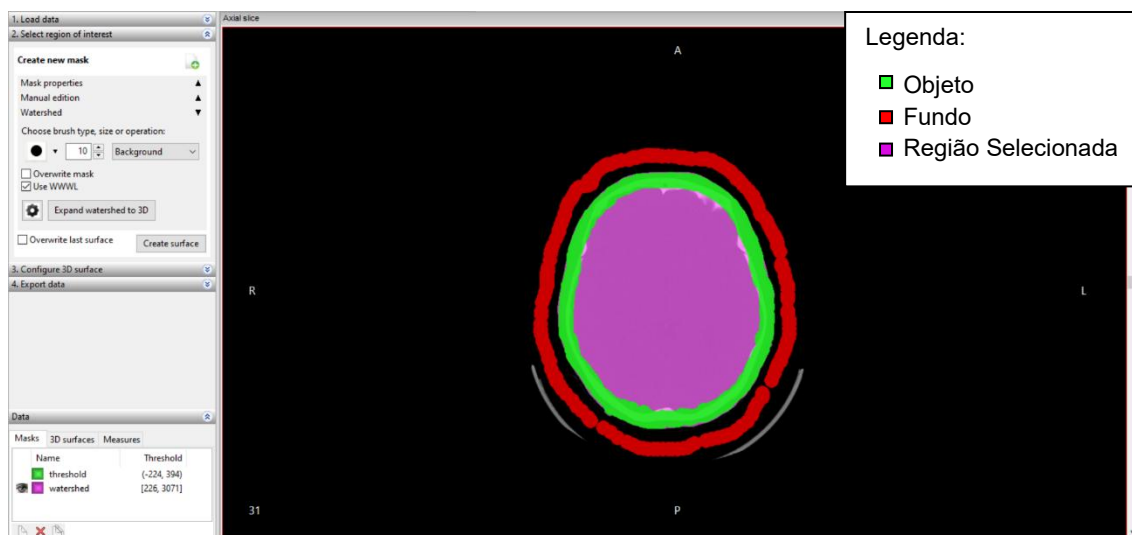


Figura 2.17 – Região seleccionada por ‘watershed’ para o grupo ‘Crânio 2.5mm Osso’ no InVesalius.

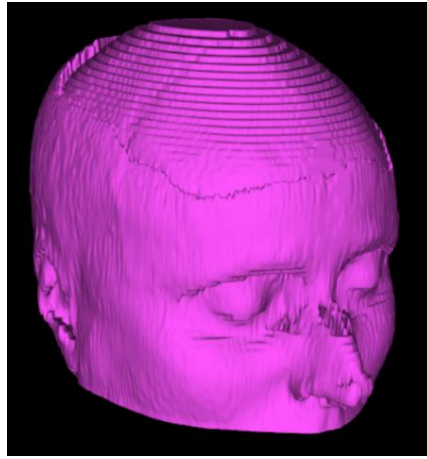


Figura 2.18 – Reconstrução de superfície por *'watershed'* para o grupo 'Crânio 2.5mm Osso' no InVesalius

Por fim, analisaram-se os três métodos de seleção da ferramenta *'region growing'*. O primeiro método analisado foi o dinâmico, onde se mantiveram os parâmetros de operação 3D com um nível de conectividade de 26 e um desvio de 25, como apresentado na Figura 2.19. Apesar do modelo obtido, Figura 2.20, apresentar um modelo completo da cabeça do utilizador, a superfície apresenta descontinuidades e camadas mais visíveis, comparativamente ao modelo obtido pela ferramenta *'threshold'* para o mesmo grupo de imagens.

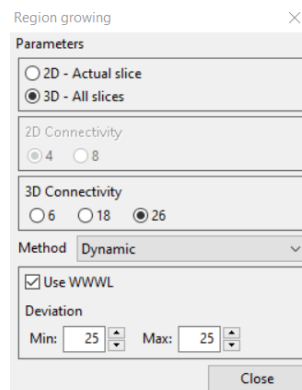


Figura 2.19 – Parâmetros do método dinâmico por *'region growing'* para o grupo 'Crânio 2.5mm Osso' no InVesalius.

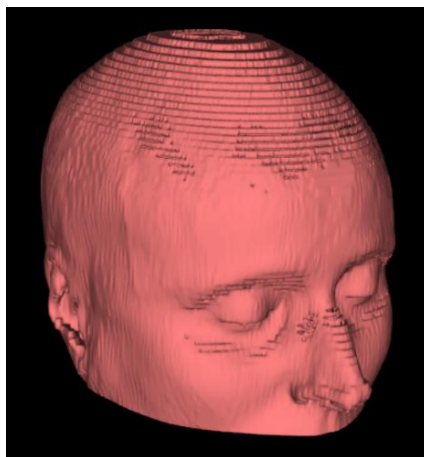


Figura 2.20 – Reconstrução obtida pelo método dinâmico do ‘*region growing*’ para o grupo ‘Crânio 2.5mm Osso’ no InVesalius.

De seguida, utilizou-se o método ‘*threshold*’, mantendo o intervalo de valores entre -224 e 394, Figura 2.21. Tal como o modelo obtido pelo método dinâmico, Figura 2.20, a superfície reconstruída apresenta descontinuidades e camadas visíveis, Figura 2.22.

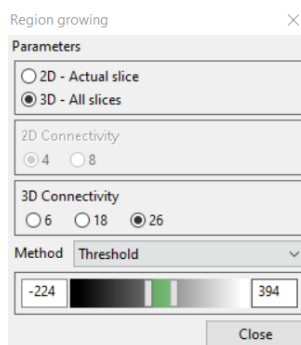


Figura 2.21 – Parâmetros do método ‘*threshold*’ por ‘*region growing*’ para o grupo ‘Crânio 2.5mm Osso’ no InVesalius.

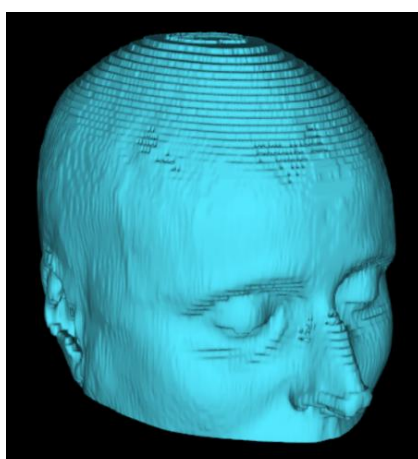


Figura 2.22 – Reconstrução obtida pelo método ‘*threshold*’ do ‘*region growing*’ para o grupo ‘Crânio 2.5mm Osso’ no InVesalius.

Com isso, realizou-se a reconstrução recorrendo ao método de confiança do ‘*region growing*’. Para tal, mantiveram-se os parâmetros de multiplicador igual a 1.0 e de 6

iterações, como apresentado na Figura 2.23. O modelo obtido através deste método, Figura 2.24, apresenta uma superfície muito rugosa, com descontinuidades e camadas visíveis. Adicionalmente, esta superfície apresenta uma menor qualidade comparativamente com as outras duas superfícies obtidas por *'region growing'* para o mesmo grupo de imagens, Figura 2.20 e Figura 2.22.

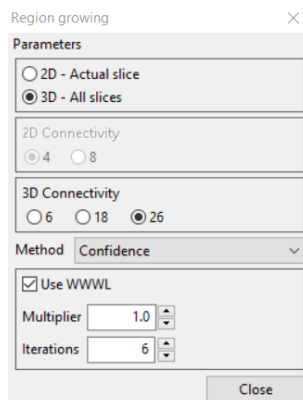


Figura 2.23 – Parâmetros do método confiança por *'region growing'* para o grupo 'Crânio 2.5mm Osso' no InVesalius.

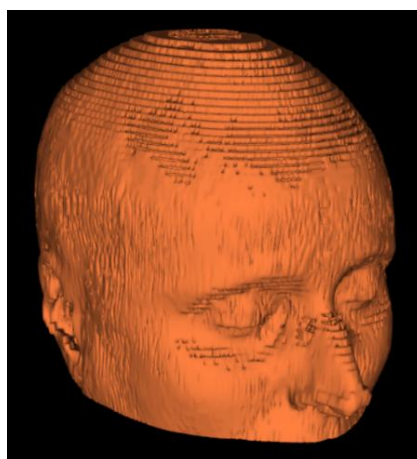


Figura 2.24 – Reconstrução obtida pelo método de confiança do *'region growing'* para o grupo 'Crânio 2.5mm Osso' no InVesalius.

A Figura 2.25 apresenta os melhores resultados obtidos para o grupo de imagens 'Crânio 2.5mm Osso'. Em particular, consideram-se que os melhores modelos foram desenvolvidos com o auxílio das ferramentas *'threshold'* e *'region growing'*, com os métodos de seleção dinâmica e *'threshold'*. Realizando uma análise visual comparativa dos três resultados, verificou-se que os modelos por *'region growing'* utilizam uma região de interesse que exclui os apoios do equipamento TC, contudo, estas superfícies apresentam descontinuidades que não surgiram na reconstrução por *'threshold'*. Para além disso, a análise visual dos três modelos permitiu identificar que a superfície obtida por *'threshold'* apresenta menos rugosidades, comparativamente às obtidas por *'region growing'*. Desse modo, concluiu-se que para o grupo de imagens 'Crânio 2.5mm Osso', o melhor modelo foi desenvolvido com o auxílio da ferramenta *'threshold'*.

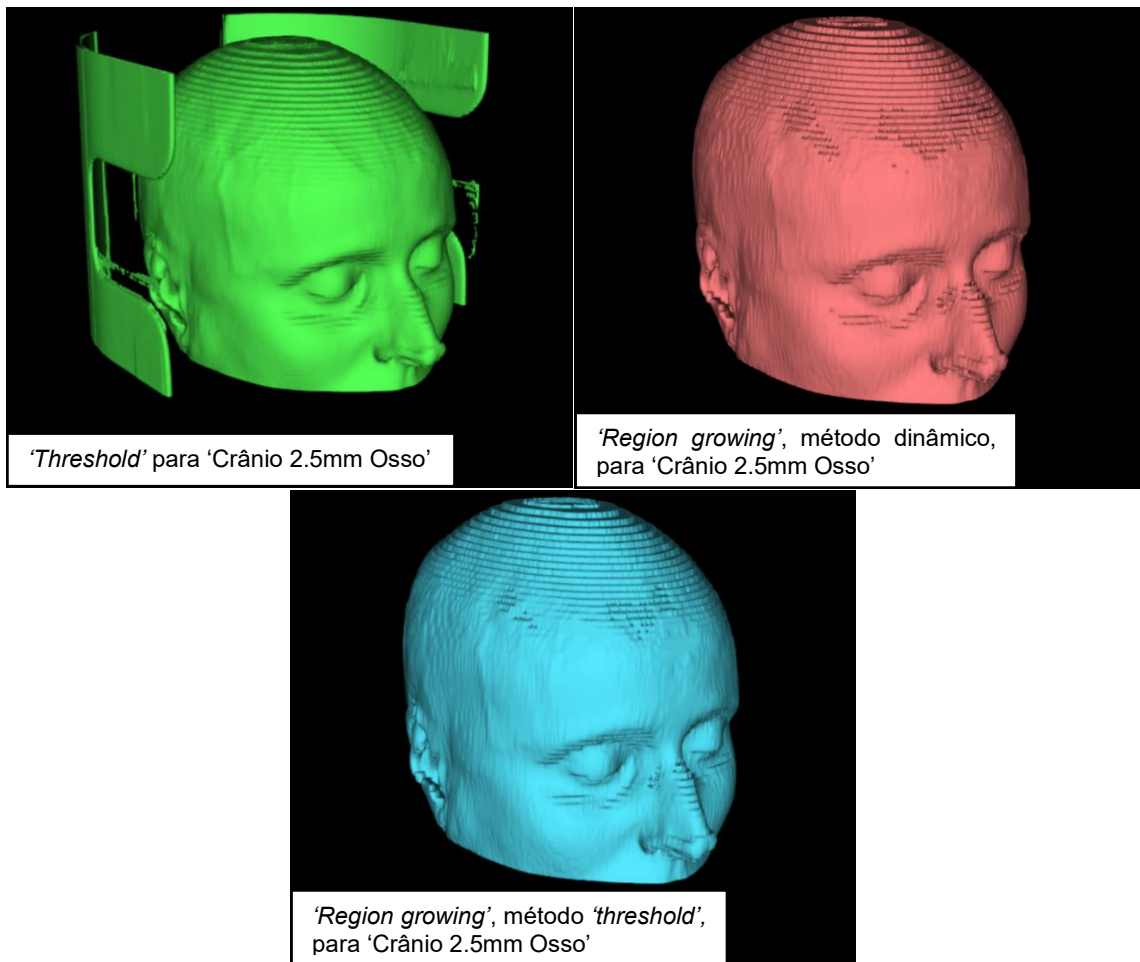


Figura 2.25 – Comparação de resultados para o grupo 'Crânio 2.5mm Osso' no InVesalius.

### 2.1.4 Grupo 'SAG'

Para concluir as simulações em InVesalius, realizou-se o mesmo procedimento para o grupo de imagens 'SAG'. Desse modo, a análise foi iniciada com a aplicação da ferramenta *'threshold'* e considerando o intervalo de valores -224 a 394, Figura 2.26. A partir da região de interesse selecionada, foi possível reconstruir uma superfície, Figura 2.27, com algumas camadas visíveis, mas com uma qualidade superficial adequada.

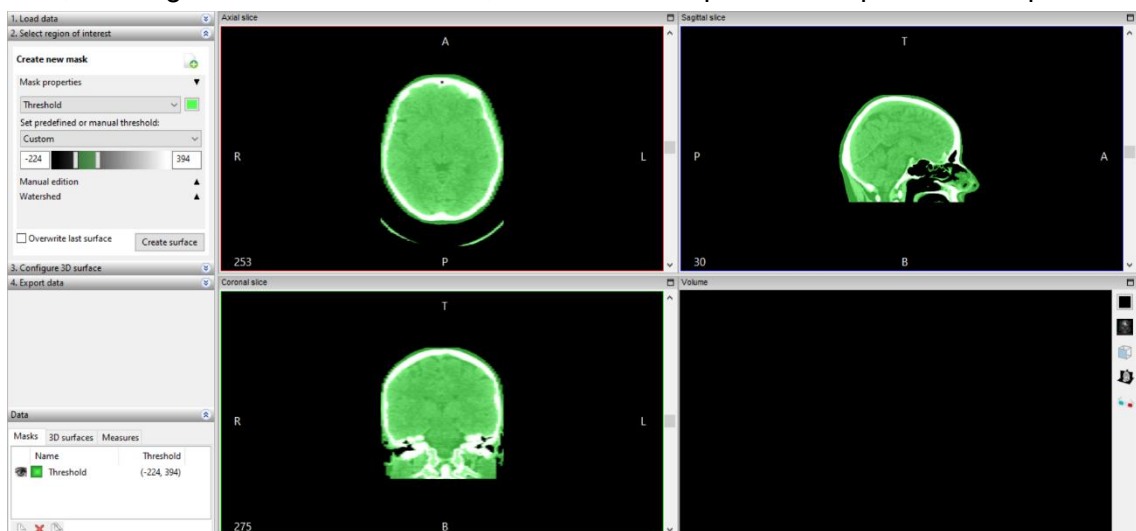


Figura 2.26 – Intervalo final de *'threshold'* para o grupo 'SAG' no InVesalius.

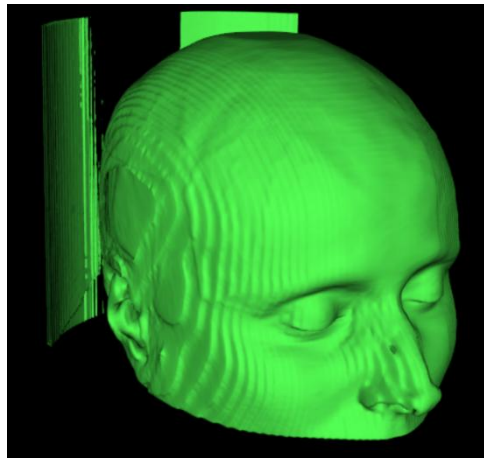


Figura 2.27 – Reconstrução de superfície com ‘*threshold*’ para o grupo ‘SAG’ no InVesalius.

O seguinte passo consistiu na aplicação da ferramenta ‘*watershed*’. Para tal, definiram-se as áreas correspondentes ao objeto e ao fundo da imagem. No entanto, como é possível verificar na Figura 2.28, esta ferramenta não permitiu a obtenção de um modelo adequado para o estudo pretendido.

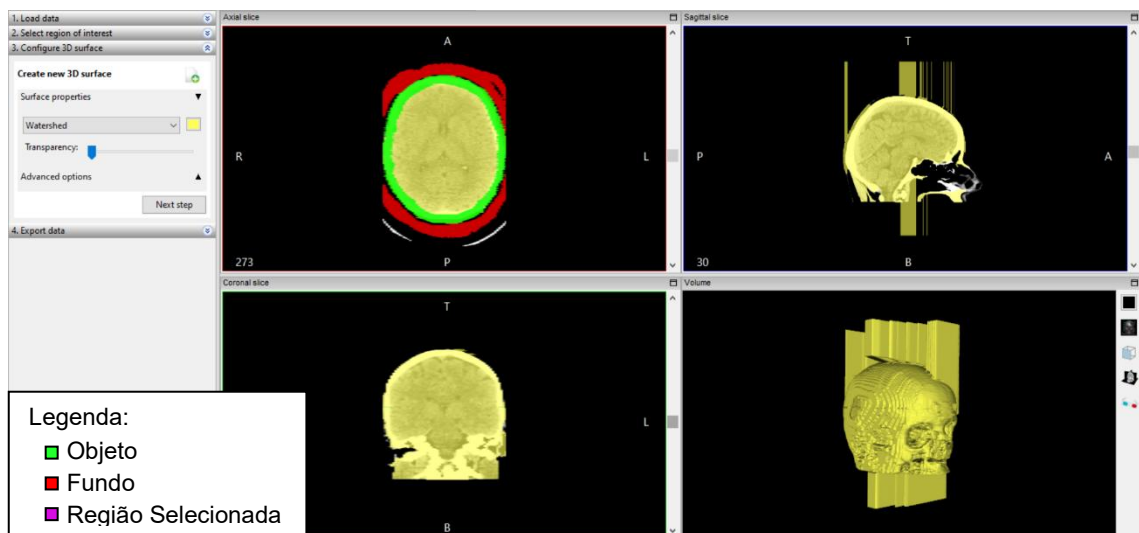


Figura 2.28 – Superfície obtida por ‘*watershed*’ para o grupo ‘SAG’ no InVesalius.

Para terminar, aplicaram-se os três métodos de seleção por ‘*region growing*’. Começando pelo método dinâmico, definiu-se um desvio máximo e mínimo de 25, Figura 2.29, e iniciou-se o processo com a seleção de um ponto na camada exterior. Apesar de serem realizados vários ajustes para melhorar a região seleccionada, não foi possível obter uma superfície reconstruída adequada, Figura 2.30.

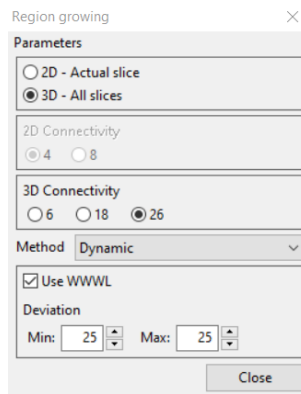


Figura 2.29 – Parâmetros do método dinâmico por ‘region growing’ para o grupo ‘SAG’ no InVesalius.

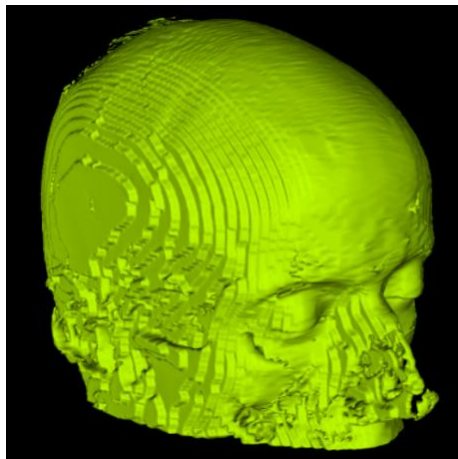


Figura 2.30 – Reconstrução obtida pelo método dinâmico do ‘region growing’ para o grupo ‘SAG’ no InVesalius.

De seguida, utilizou-se o método de seleção ‘*threshold*’ e manteve-se o intervalo definido anteriormente de -224 a 394, Figura 2.31. Este método permitiu construir um modelo da superfície pretendida, Figura 2.32. Contudo, as camadas das imagens estão bastante visíveis nas laterais da superfície.

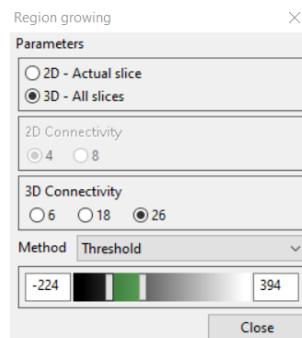


Figura 2.31 – Parâmetros do método ‘*threshold*’ por ‘region growing’ para o grupo ‘SAG’ no InVesalius.

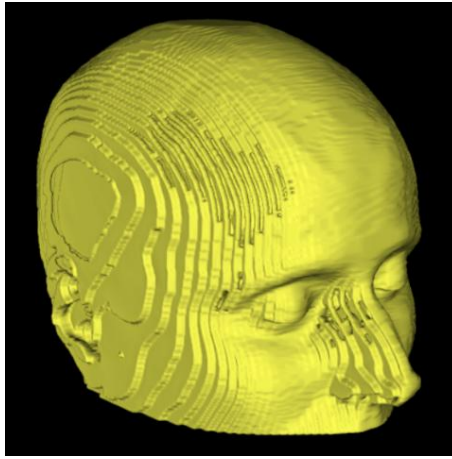


Figura 2.32 – Reconstrução obtida pelo método ‘*threshold*’ do ‘*region growing*’ para o grupo ‘SAG’ no InVesalius.

Por fim, recorreu-se ao método de confiança com os parâmetros de multiplicador 1,0 e 6 iterações, Figura 2.33. Na Figura 2.34, verificou-se que o modelo reconstruído não apresenta uma superfície contínua e as camadas são bastante visíveis nas laterais do modelo. Desse modo, concluiu-se que este modelo é inadequado para o desenvolvimento dos dispositivos de proteção.

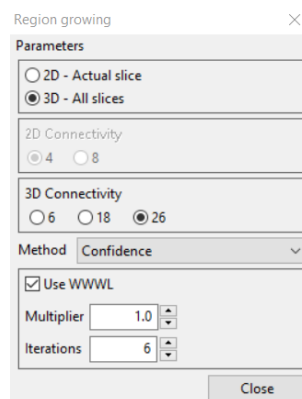


Figura 2.33 – Parâmetros do método confiança por ‘*region growing*’ para o grupo ‘SAG’ no InVesalius.

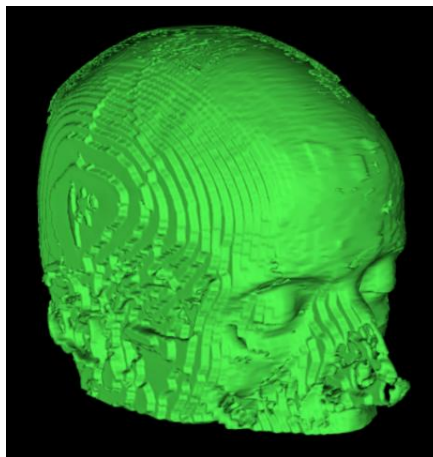


Figura 2.34 – Reconstrução obtida pelo método de confiança do ‘*region growing*’ para o grupo ‘SAG’ no InVesalius.

Com isso, compararam-se os modelos adequados obtidos para o grupo de imagens 'SAG', Figura 2.35. Os melhores modelos foram verificados para as ferramentas 'threshold' e 'region growing', com o método de seleção 'threshold'. Realizando uma análise visual comparativa, observou-se que ambos os modelos apresentam camadas laterais visíveis. No entanto, considerou-se que estas são menos acentuadas com a ferramenta 'threshold'. Adicionalmente, é possível identificar uma melhor qualidade superficial no modelo por 'threshold' e, por isso, considerou-se este o melhor modelo obtido para o grupo 'SAG'.

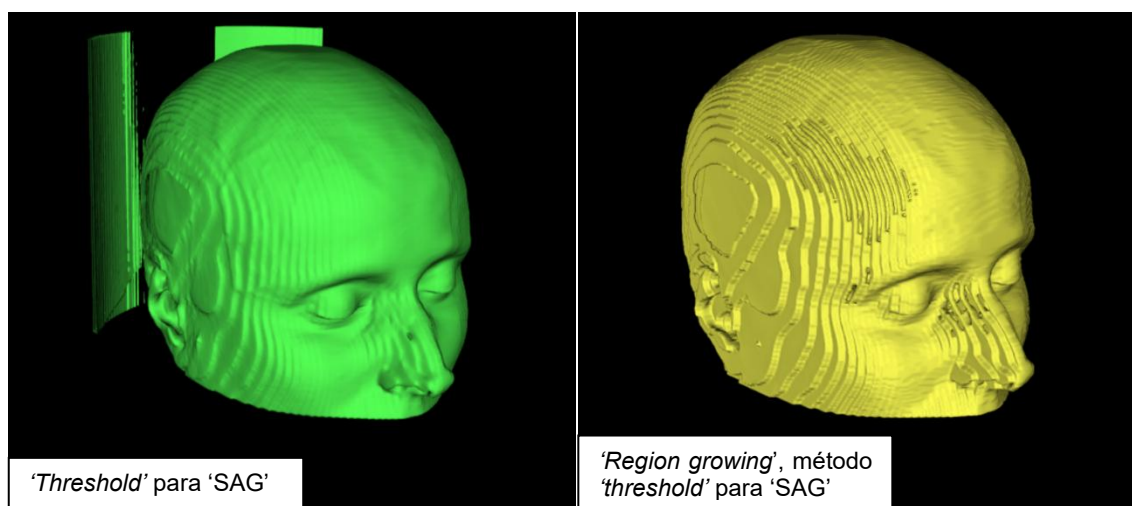


Figura 2.35 – Comparação de resultados para o grupo 'SAG' no InVesalius.

### 2.1.5 Análise comparativa dos resultados por InVesalius

Para terminar a análise no *software* InVesalius, compararam-se os melhores modelos obtidos para cada grupo de imagens, Figura 2.36, com a exceção do grupo COR que se considerou inadequado para a reconstrução pretendida.

Em particular, o melhor resultado obtido para cada grupo de imagens foi desenvolvido através da ferramenta de segmentação 'threshold'. Adicionalmente, é possível identificar outras semelhanças entre os modelos, como a existência de camadas visíveis, a reconstrução das superfícies dos apoios do equipamento TC e a qualidade superficial adequada.

Para determinar o modelo com melhor qualidade para continuar o estudo, realizou-se uma análise visual comparativa. Em termos dos resultados para os grupos 'Cérebro 2.5mm' e 'Crânio 2.5mm Osso', os modelos obtidos são muito semelhantes. Contudo, analisando as imagens apresentadas na Figura 2.36, verificou-se que as camadas visíveis do modelo 'Crânio 2.5mm Osso' estão em maior quantidade e estão mais acentuadas.

Analisando o modelo construído a partir do grupo 'SAG', as suas camadas visíveis permitem identificar o posicionamento paralelo destas imagens com o plano sagital do corpo humano, ao contrário dos grupos 'Cérebro 2.5mm' e 'Crânio 2.5mm Osso' que

contêm imagens no plano transversal. Este posicionamento das camadas no modelo 'SAG' tem um maior impacto na reconstrução da região do nariz. Mais concretamente, devido ao ângulo das camadas, a área da superfície do nariz com camadas visíveis é maior neste modelo, comparativamente às superfícies desenvolvidas com camadas no plano transversal.

Desse modo, considerando as ligeiras diferenças entre os modelos obtidos por 'Cérebro 2.5mm' e 'Crânio 2.5mm Osso' e as camadas visíveis no modelo por 'SAG', concluiu-se que o melhor modelo para continuar a análise e desenvolvimento dos dispositivos de proteção obteve-se através do grupo de imagens 'Cérebro 2.5mm'.

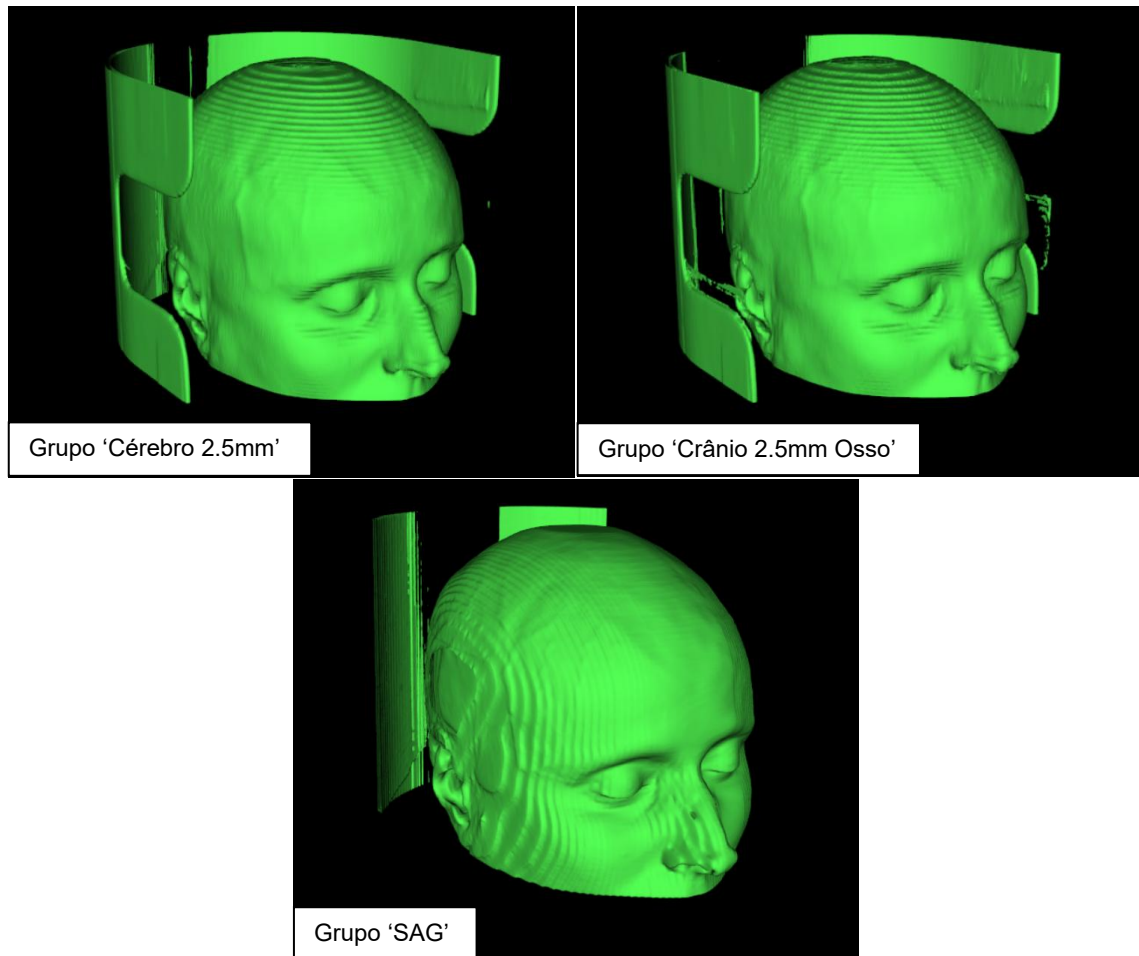


Figura 2.36 – Comparação de resultados no InVesalius.

## 2.2 3D Slicer

Para iniciar o estudo no *software* 3D Slicer, foi necessário instalar as extensões 'DCMQI' e 'SegmentEditorExtraEffects'. O 'DCMQI', ou DICOM para imagens quantitativas, é uma coleção de bibliotecas e ferramentas de linhas de comando com dependências mínimas que apoiam a comunicação normalizada de dados quantitativos de análise de imagem, de acordo com a norma DICOM (3D Slicer, 2017). O 'SegmentEditorExtraEffects' disponibiliza ferramentas de segmentação adicionais.

Com isso, os ficheiros foram importados para o *software* e verificaram-se as séries contidas dentro dos ficheiros DICOM, Figura 2.37. Tal como na análise realizada em InVesalius, estudaram-se as séries: ‘Cérebro 2.5mm’; ‘Crânio 2.5mm Osso’; e ‘SAG’. Nas reconstruções anteriores, concluiu-se que as imagens contidas na série ‘COR’ excluem camadas nas zonas frontal e traseira do modelo e, conseqüentemente, não é possível obter a superfície pretendida. Desse modo, considerou-se redundante analisar este grupo.

Series #	Series description	Modality	Size	Count	Date added
1	Scout	CT	835x551	1	2023-12-...7:21.507
2	Cerebro 2.5mm	CT	512x512	63	2023-12-...7:21.514
4	Craneo 2.5mm Osso	CT	512x512	63	2023-12-...7:21.745
302	COR	CT	512x512	70	2023-12-...7:21.968
303	SAG	CT	512x512	60	2023-12-...7:22.224
997	Dose Record	SR		1	2023-12-...7:21.741
999	Relatório de Dose	CT	512x512	1	2023-12-...7:21.736

Figura 2.37 – Importação das imagens para 3D Slicer.

Para realizar a segmentação das imagens recorreu-se ao módulo ‘*Segment Editor*’, o qual fornece um conjunto de ferramentas para especificar segmentos ou estruturas de interesse na imagem. Além disso, o *software* 3D Slicer disponibiliza diversas ferramentas para a segmentação dos ficheiros e permite a sua combinação para obter o melhor resultado. Desse modo, neste capítulo são apresentadas apenas algumas opções que permitiram a reconstrução de modelos da superfície pretendida.

### 2.2.1 Grupo ‘Cérebro 2.5mm’

A análise no *software* 3D Slicer foi iniciada para o grupo de imagens ‘Cérebro 2.5mm’ e recorrendo à ferramenta de segmentação ‘*threshold*’. Tal como no programa InVesalius, esta ferramenta identifica os *pixels* cuja intensidade se encontra dentro do intervalo de valores personalizado. Desse modo, manteve-se o intervalo de valores entre -224 e 394, Figura 2.38, definido nas análises com a ferramenta ‘*threshold*’ no *software* InVesalius. A Figura 2.39 apresenta a superfície reconstruída a partir da região de interesse selecionada com a ferramenta. Como é possível verificar, reconstruiu-se um modelo completo da zona superior da cabeça humana e verificou-se uma qualidade superficial adequada. Contudo, é importante notar que este modelo apresenta algumas descontinuidades na sua superfície, isto significa que a região selecionada não permitiu a reconstrução da camada de pele do utilizador na sua totalidade.

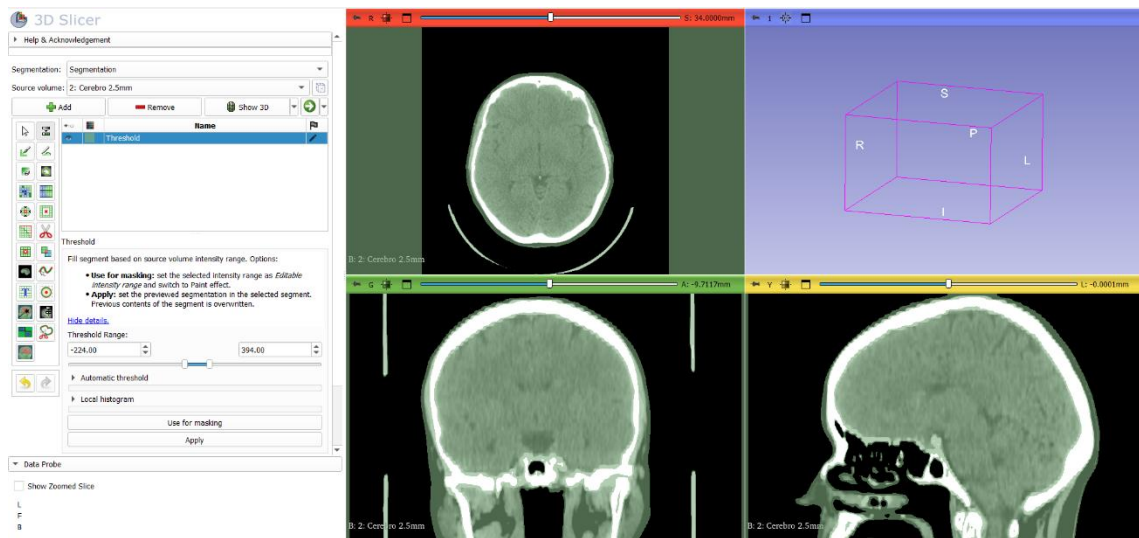


Figura 2.38 – Intervalo final de *'threshold'* para o grupo 'Cérebro 2.5mm' no 3D Slicer.

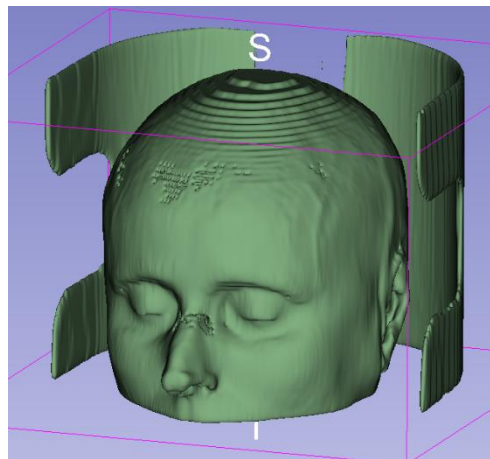


Figura 2.39 – Reconstrução de superfície por *'threshold'* para o grupo 'Cérebro 2.5mm' no 3D Slicer.

De seguida, seleccionou-se a região de interesse através da ferramenta *'grow from seeds'*. Mais concretamente, a aplicação do *'grow from seeds'* implica a criação de dois ou mais segmentos na imagem, ou um segmento inicial e um intervalo de intensidade dos *pixels* definido. Com isso, a ferramenta analisa as suas localizações, tamanhos e formatos, e cria uma segmentação completa. Para aplicar esta ferramenta no grupo de imagens, criaram-se três segmentos iniciais, nos planos sagital, coronal e transversal, com o auxílio de um "pincel" que apenas seleccionou *pixels* dentro do intervalo de *'threshold'*, -224 a 394, como se verifica na Figura 2.40. Desse modo, foi possível reconstruir o modelo completo, Figura 2.41, que apresenta uma qualidade superficial adequada. No entanto, este modelo inclui camadas visíveis e descontinuidades na sua superfície.

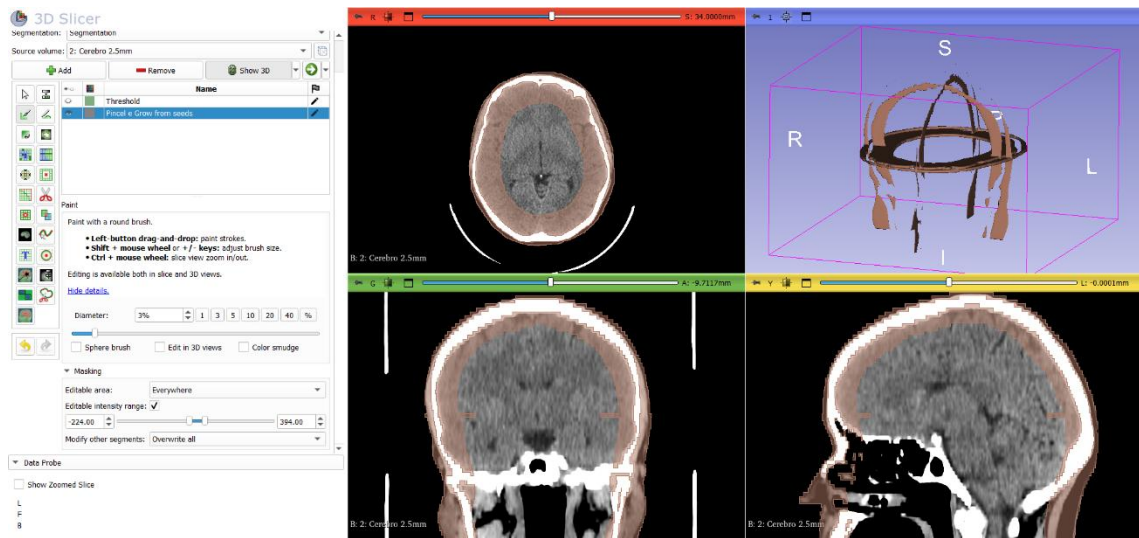


Figura 2.40 – Segmentos iniciais e parâmetros do ‘grow from seeds’ para o grupo ‘Cérebro 2.5mm’ no 3D Slicer.

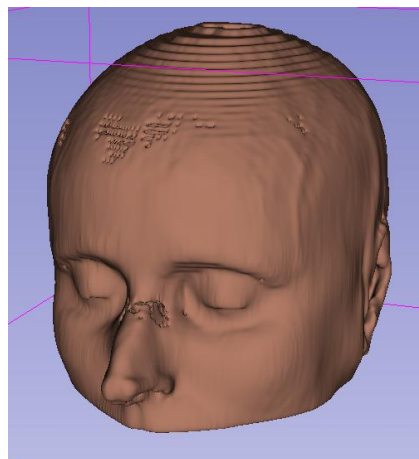


Figura 2.41 – Reconstrução de superfície por ‘grow from seeds’ para o grupo ‘Cérebro 2.5mm’ no 3D Slicer.

Numa segunda análise com a ferramenta ‘grow from seeds’, aplicou-se o ‘level tracing’ para obter os segmentos iniciais. A ferramenta ‘level tracing’ permitiu selecionar uma região de intensidade uniforme na imagem, dentro do intervalo de intensidade definido de -224 a 394, e realizou-se esta segmentação para os planos coronal, sagital e transversal, como apresentado na Figura 2.42. Como é possível verificar na Figura 2.43, apesar da alteração dos segmentos iniciais, o modelo final é muito semelhante ao anterior, Figura 2.41, cujos segmentos foram construídos com o auxílio de um pincel que selecionou os pontos na imagem contidos no intervalo de ‘threshold’.

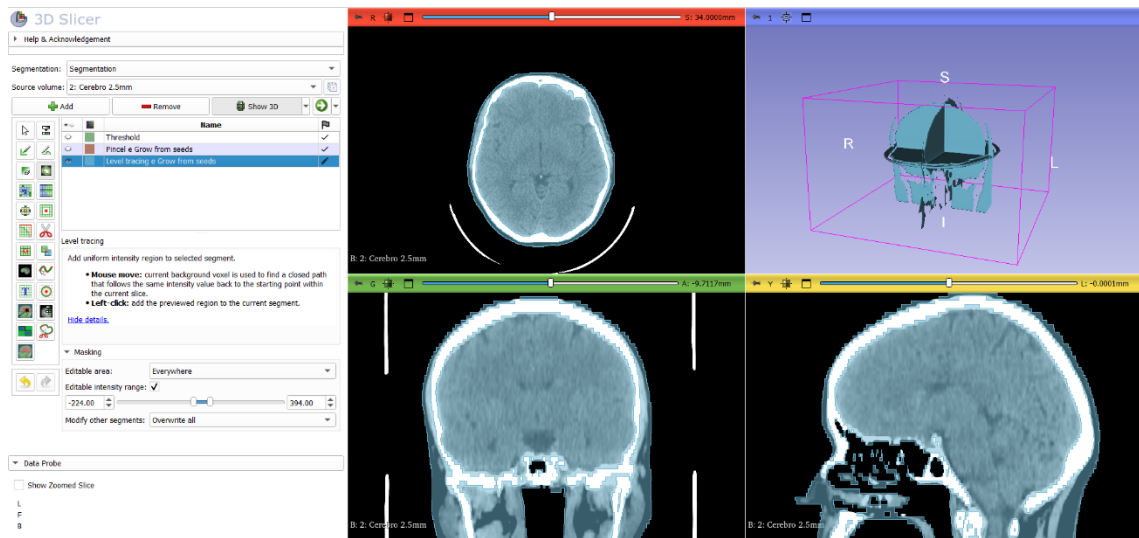


Figura 2.42 – Segmentos iniciais e parâmetros por 'level tracing' e 'grow from seeds' para o grupo 'Cérebro 2.5mm' no 3D Slicer.

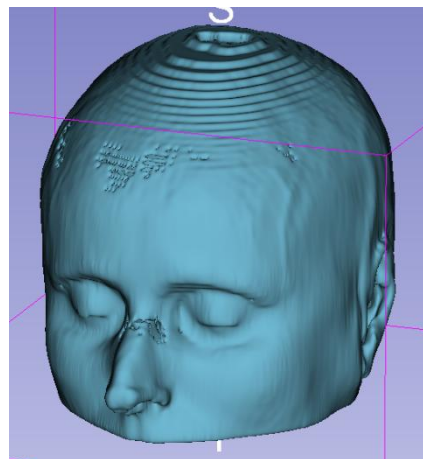


Figura 2.43 – Reconstrução de superfície por 'level tracing' e 'grow from seeds' para o grupo 'Cérebro 2.5mm' no 3D Slicer.

Por fim, realizou-se a reconstrução através da ferramenta 'fast marching', que consiste na expansão de uma área inicial para regiões com intensidade semelhante. Para isso, iniciou-se o procedimento com o desenho da zona de interesse, com o auxílio de um pincel, e aplicando o intervalo de 'threshold' entre -224 e 394. Em termos de parâmetros da ferramenta 'fast marching', considerou-se um volume máximo de 20% e um volume segmentado de 100%. No entanto, não foi possível construir um modelo completo do utilizador, Figura 2.44, e a sua superfície apresenta cavidades e camadas visíveis. Por esse motivo, concluiu-se que a aplicação desta ferramenta com os parâmetros mencionados não permitiu a obtenção de um modelo adequado para o estudo.

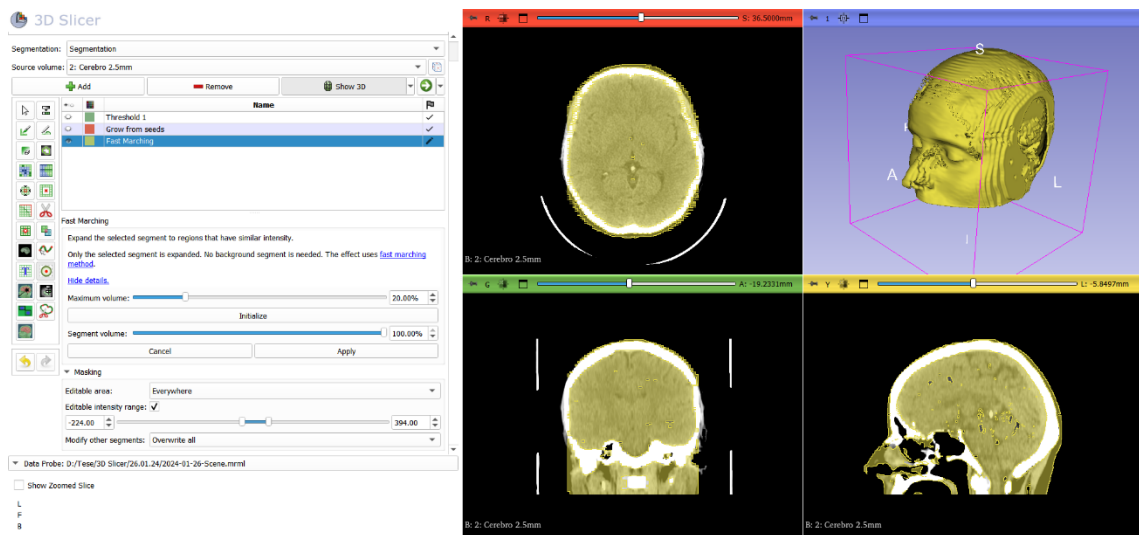


Figura 2.44 – Reconstrução de superfície por ‘fast marching’ para o grupo ‘Cérebro 2.5mm’ no 3D Slicer.

Por fim, realizou-se a análise visual comparativa dos melhores resultados obtidos para o grupo de imagens ‘Cérebro 2.5mm’, Figura 2.45. Em particular, os modelos considerados adequados desenvolveram-se através das ferramentas ‘threshold’ e ‘grow from seeds’, com a segmentação inicial por pincel e por ‘level tracing’.

Analisando apenas as superfícies dos modelos da cabeça, verificou-se que os três resultados obtidos são idênticos, apresentando quantidades semelhantes de camadas visíveis e cavidades ou discontinuidades na superfície localizadas nas mesmas regiões do modelo. No entanto, é possível observar na Figura 2.45 que os resultados por ‘grow from seeds’ apresentam uma cavidade no topo do modelo, enquanto o modelo por ‘threshold’ apresenta uma superfície contínua. Por esse motivo, e considerando as semelhanças entre as restantes zonas dos modelos, concluiu-se que a superfície desenvolvida por ‘threshold’ é o melhor resultado obtido para o grupo de imagens ‘Cérebro 2.5mm’.

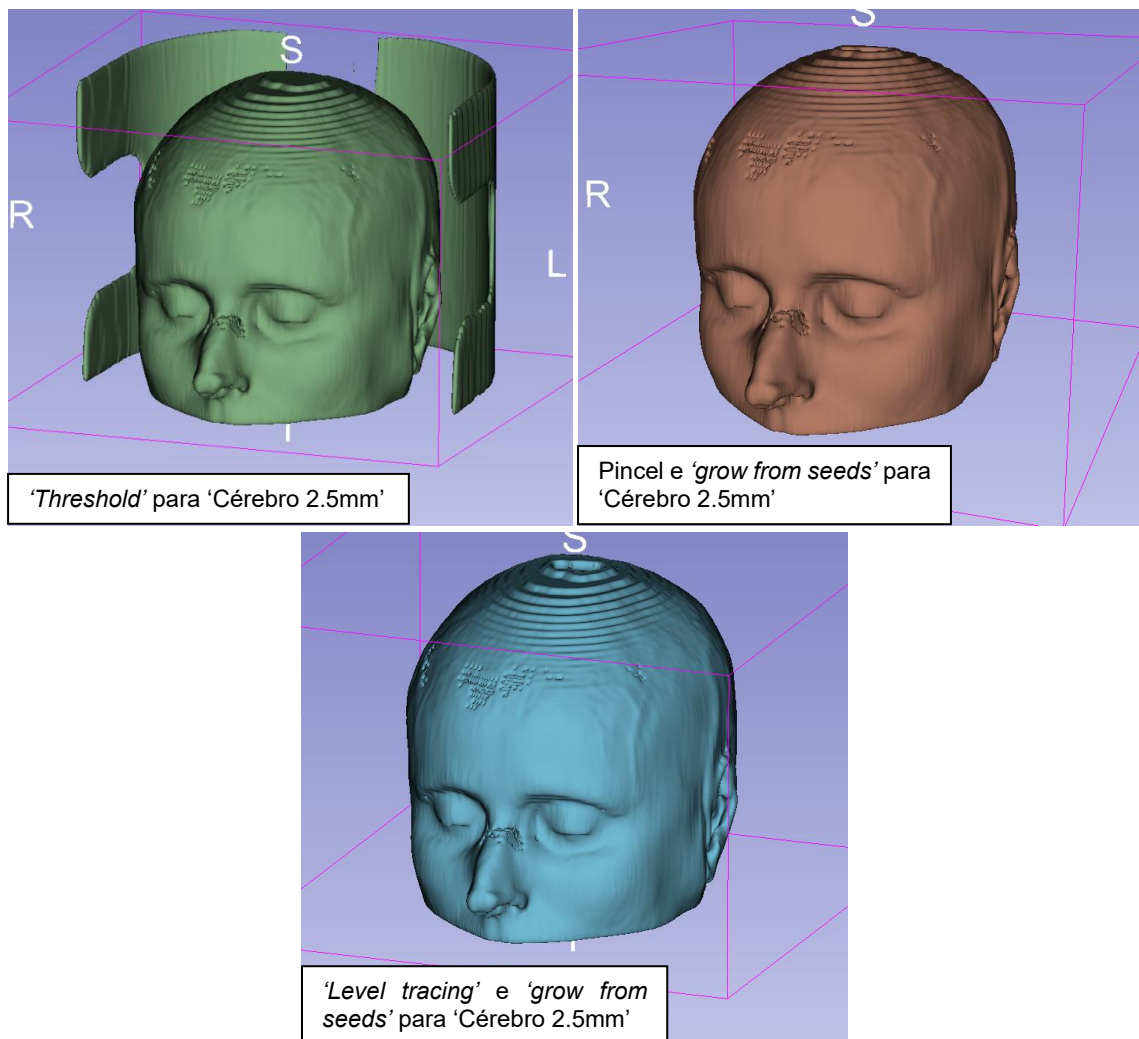


Figura 2.45 – Comparação de resultados para o grupo ‘Cérebro 2.5mm’ no 3D Slicer.

### 2.2.2 Grupo ‘Crânio 2.5mm Osso’

De seguida, utilizou-se o grupo de imagens ‘Crânio 2.5mm Osso’ para reconstruir superfícies através das ferramentas *‘threshold’*, *‘grow from seeds’* e *‘fast marching’*. Desse modo, iniciou-se esta análise com a aplicação da ferramenta *‘threshold’* com o intervalo entre -224 e 394, Figura 2.46. A Figura 2.47 apresenta o resultado da reconstrução realizada e permitiu verificar que este método de segmentação proporciona uma região de interesse adequada para a obtenção do modelo completo da cabeça. Contudo, é importante notar que, apesar de apresentar uma qualidade superficial adequada, o modelo inclui camadas visíveis e cavidades.

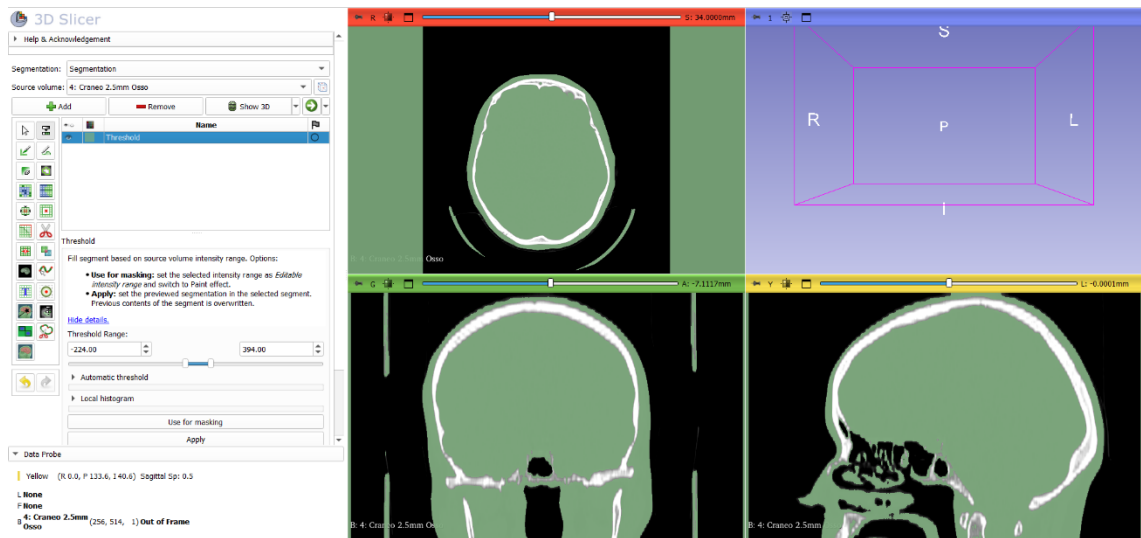


Figura 2.46 – Intervalo final de 'threshold' para o grupo 'Crânio 2.5mm Osso' no 3D Slicer.

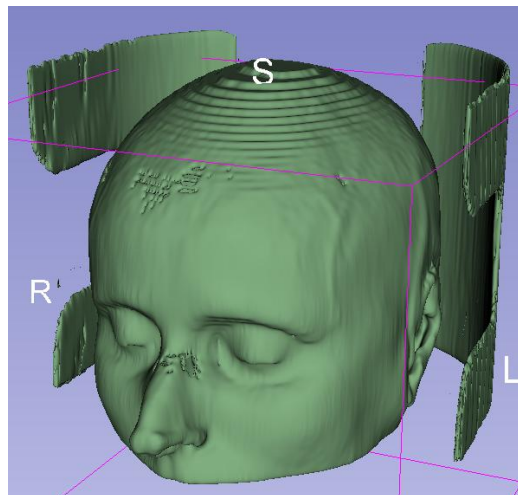


Figura 2.47 – Reconstrução de superfície com 'threshold' para o grupo 'Crânio 2.5mm Osso' no 3D Slicer.

A seguinte reconstrução foi realizada com a ferramenta 'grow from seeds' e recorrendo a um pincel, com o intervalo de 'threshold' entre -224 e 394, para criar os segmentos iniciais nos planos coronal, sagital e transversal, Figura 2.48. Esta reconstrução permitiu obter um modelo completo da cabeça do utilizador, Figura 2.49, sendo que este apresenta uma qualidade superficial adequada, mas com algumas camadas visíveis e cavidades.

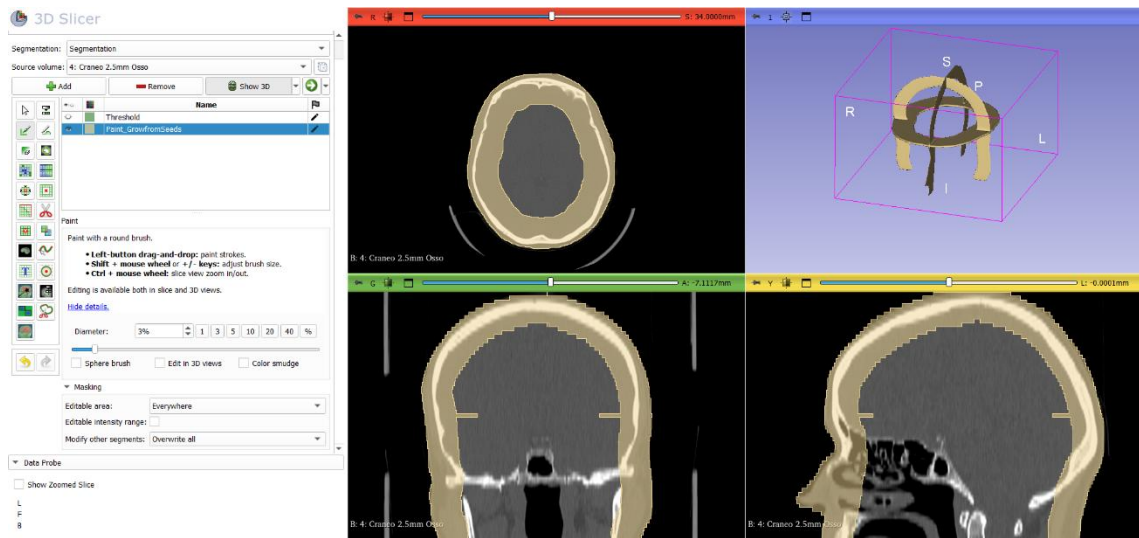


Figura 2.48 – Segmentos iniciais do 'grow from seeds' para o grupo 'Crânio 2.5mm Osso' no 3D Slicer.

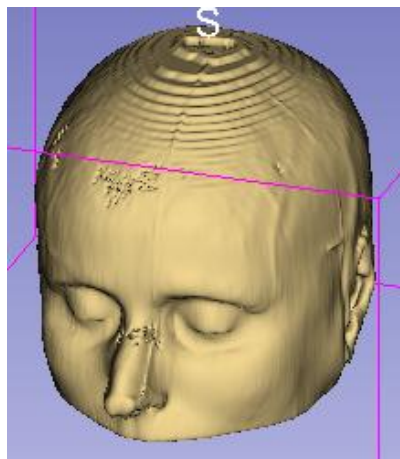


Figura 2.49 – Reconstrução de superfície com 'grow from seeds' para o grupo 'Crânio 2.5mm Osso' no 3D Slicer.

De seguida, aplicou-se novamente o 'grow from seeds' para reconstrução da superfície a partir das regiões selecionadas por 'level tracing'. Para o método de segmentação por 'level tracing', utilizou-se o intervalo de intensidade entre -224 e 394 que permitiu criar as três regiões apresentadas na Figura 2.50. Com isso, recorreu-se ao 'grow from seeds' para obter uma segmentação completa e reconstruir a superfície, Figura 2.51. O modelo obtido apresenta uma qualidade de superfície adequada, com algumas camadas visíveis e cavidades.

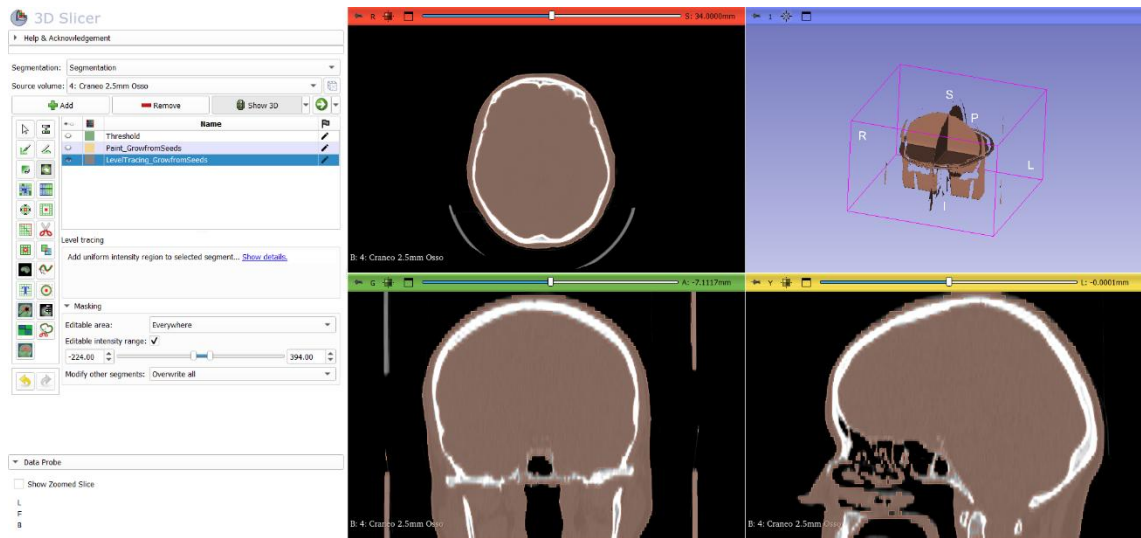


Figura 2.50 – Segmentos iniciais e parâmetros por 'level tracing' do 'grow from seeds' para o grupo 'Crânio 2.5mm Osso' no 3D Slicer.

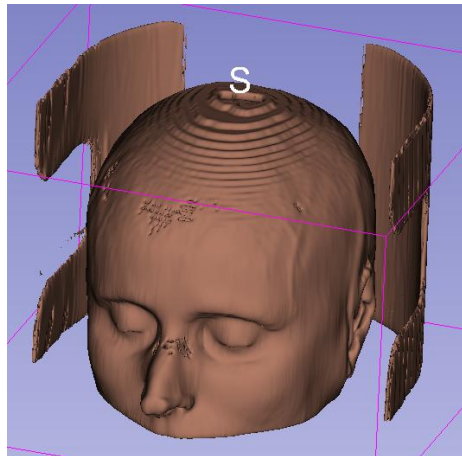


Figura 2.51 – Reconstrução de superfície por 'level tracing' e 'grow from seeds' para o grupo 'Crânio 2.5mm Osso' no 3D Slicer

Por fim, utilizou-se o 'fast marching' para realizar a segmentação e reconstrução do modelo. Desse modo, foi necessário iniciar com a criação de uma região, com o auxílio de um pincel dentro do intervalo de 'threshold' de -224 a 394, e a introdução dos parâmetros da ferramenta de volume máximo de 20% e volume segmentado de 100%, Figura 2.52. Como é possível verificar na Figura 2.53, a região de interesse selecionada excluiu camada no topo da cabeça, resultando na reconstrução de um modelo incompleto do utilizador. Por esse motivo, concluiu-se que este modelo é inadequado para o desenvolvimento dos dispositivos de proteção.

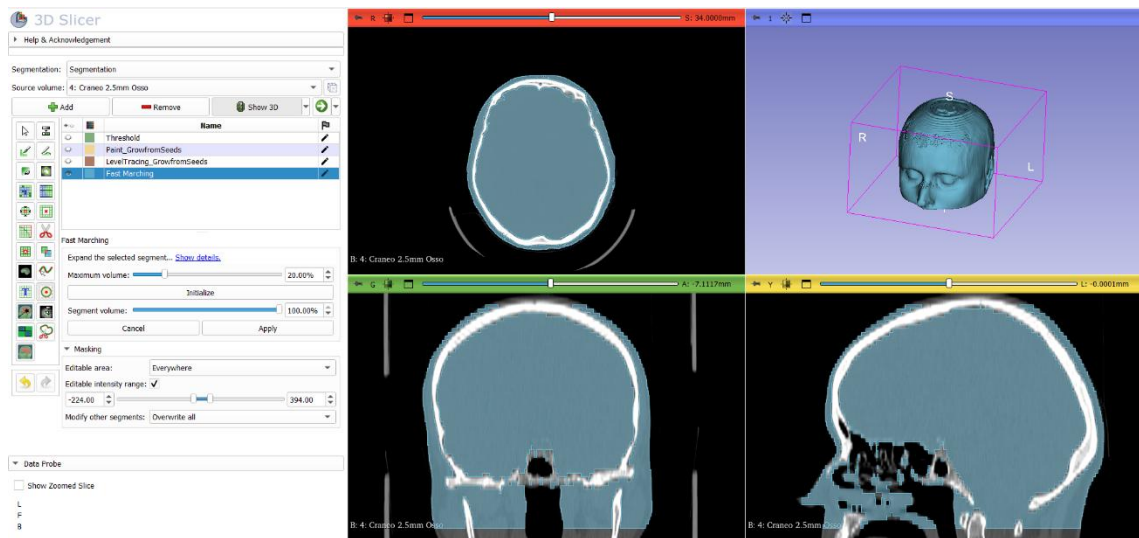


Figura 2.52 – Segmentos iniciais e parâmetros por *'fast marching'* para o grupo 'Crânio 2.5mm Osso' no 3D Slicer.

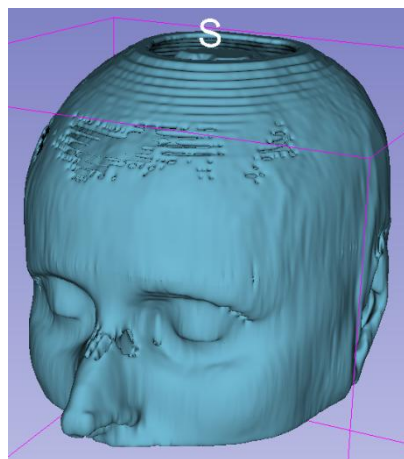


Figura 2.53 – Reconstrução de superfície por *'fast marching'* para o grupo 'Crânio 2.5mm Osso' no 3D Slicer.

Seguidamente, compararam-se os melhores resultados obtidos para o grupo de imagens 'Crânio 2.5mm Osso', Figura 2.54. Em termos dos modelos por *'grow from seeds'*, verificaram-se camadas visíveis e cavidades idênticas. Contudo, uma análise visual dos dois modelos permitiu identificar uma menor qualidade superficial na reconstrução obtida pela segmentação inicial através do pincel.

Comparando os modelos por *'threshold'* e *'grow from seeds'*, com segmentação inicial por *'level tracing'*, verificou-se a qualidade da superfície, camadas visíveis e cavidades semelhantes. No entanto, a superfície por *'grow from seeds'* apresenta novamente uma cavidade no topo do modelo e, por isso, considerou-se a reconstrução por *'threshold'* o melhor resultado obtido para este grupo de imagens.

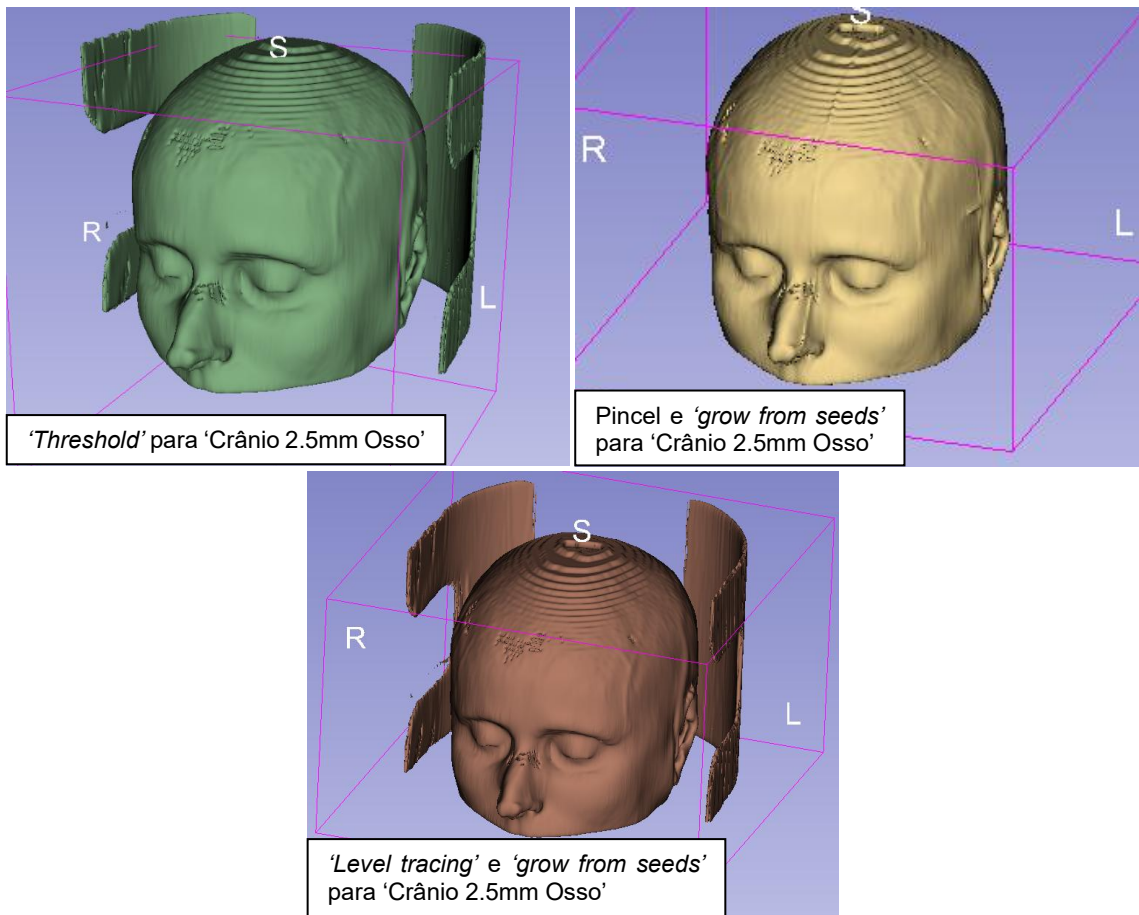


Figura 2.54 – Comparação de resultados para o grupo 'Crânio 2.5mm Osso' no 3D Slicer.

### 2.2.3 Grupo SAG

Para terminar a análise neste *software*, aplicou-se o procedimento anterior ao grupo de imagens 'SAG'. Em particular, iniciou-se o estudo com a aplicação do método de segmentação *threshold* para intervalo de valores entre -224 e 394, Figura 2.55. Na Figura 2.56 é apresentado o modelo obtido na respetiva reconstrução e é possível verificar uma superfície com muitas camadas visíveis e acentuadas nas laterais e com cavidades.

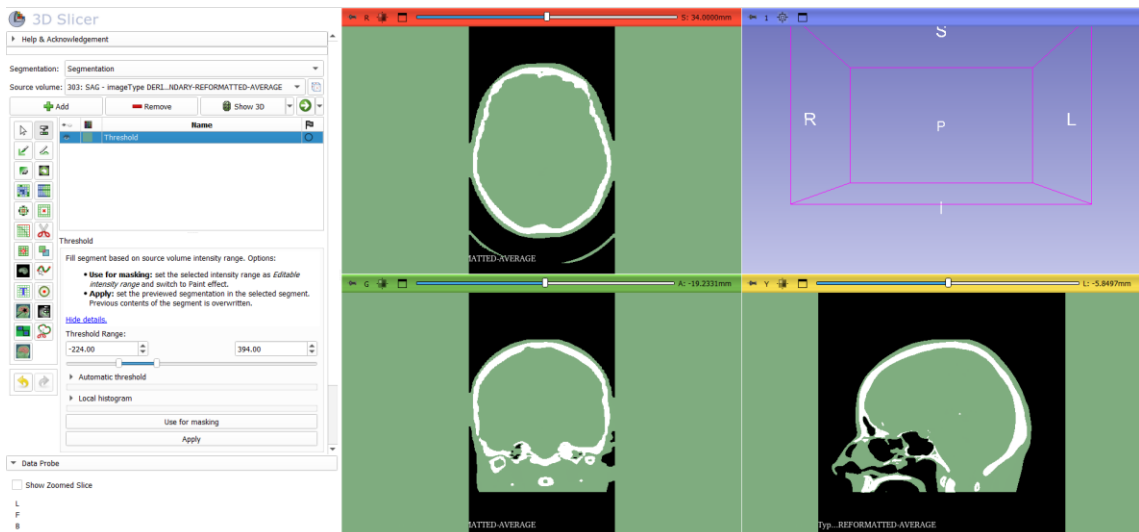


Figura 2.55 – Intervalo final de *threshold* para o grupo 'SAG' no 3D Slicer.

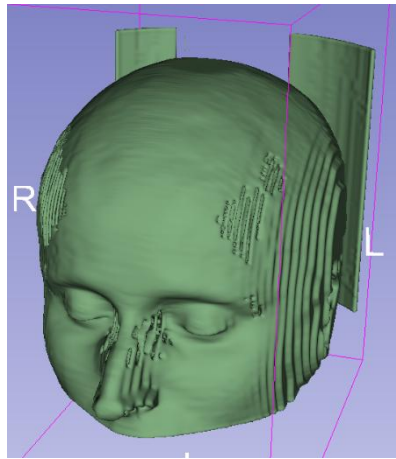


Figura 2.56 – Reconstrução de superfície com *'threshold'* para o grupo 'SAG' no 3D Slicer.

Seguidamente, realizou-se a reconstrução através da segmentação por *'grow from seeds'*. Este processo foi iniciado com o desenho de segmentos iniciais nos três planos, recorrendo a um pincel com o intervalo de intensidade entre -224 e 394, seguido pela aplicação do *'grow from seeds'* que realizou a segmentação completa das imagens, Figura 2.57. O modelo obtido, Figura 2.58, apresenta camadas visíveis e acentuadas nas laterais e algumas discontinuidades na sua superfície.

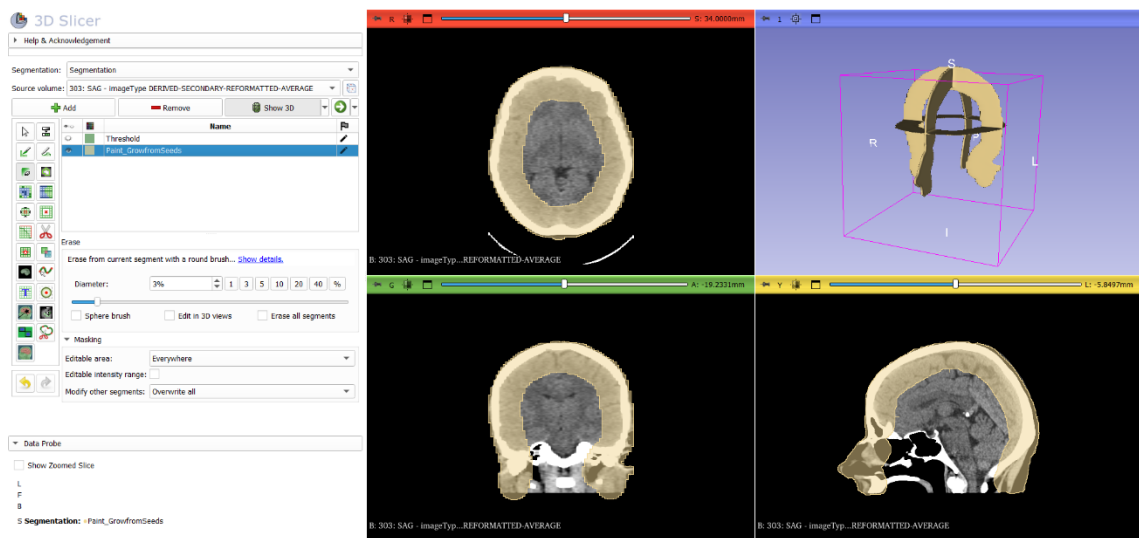


Figura 2.57 – Segmentos iniciais do *'grow from seeds'* para o grupo 'SAG' no 3D Slicer.

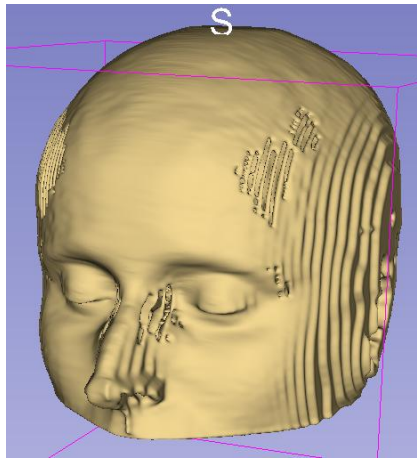


Figura 2.58 – Reconstrução de superfície por ‘grow from seeds’ para o grupo ‘SAG’ no 3D Slicer.

Na segunda reconstrução por ‘grow from seeds’, utilizou-se a ferramenta ‘level tracing’ para obter os segmentos iniciais. Mais concretamente, o ‘level tracing’ permitiu selecionar regiões de interesse para os três planos, em função do intervalo de intensidade entre -224 e 394, e, com a aplicação da ferramenta ‘grow from seeds’, obteve-se a segmentação completa das imagens. Desse modo, realizou-se a reconstrução e obteve-se o modelo na Figura 2.60, com camadas visíveis e descontinuidades na superfície.

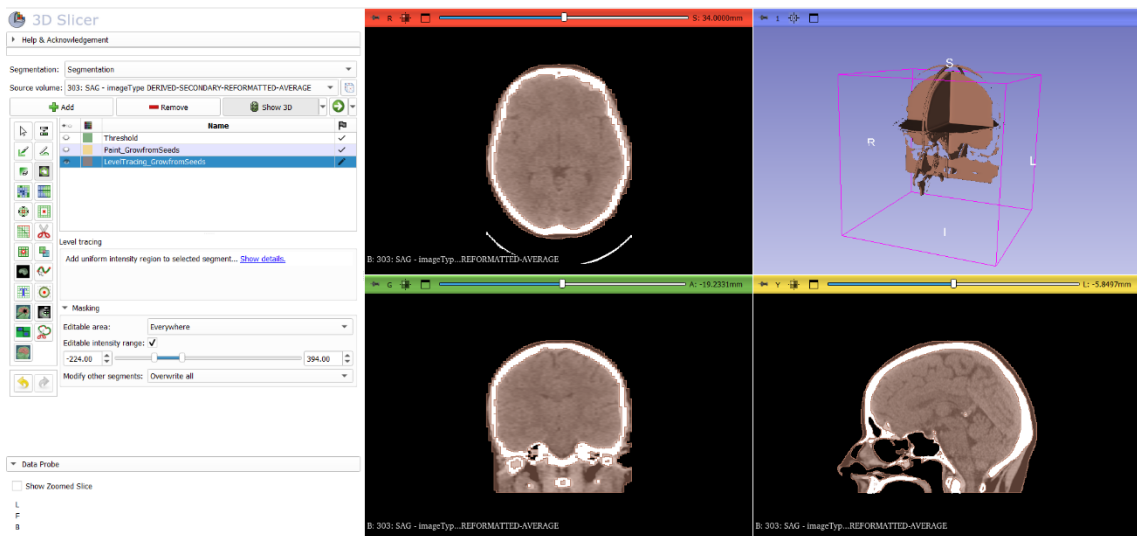


Figura 2.59 – Segmentos iniciais por ‘level tracing’ e ‘grow from seeds’ para o grupo ‘SAG’ no 3D Slicer.

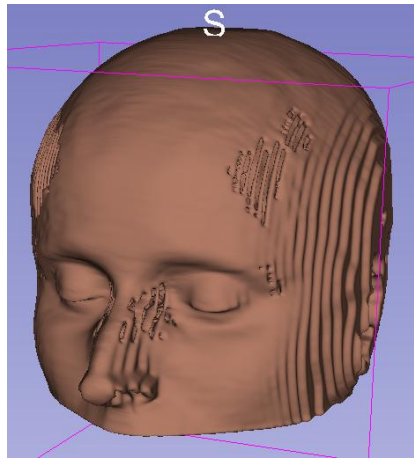


Figura 2.60 – Reconstrução de superfície por 'level tracing' e 'grow from seeds' para o grupo 'SAG' no 3D Slicer.

Por fim, aplicou-se a ferramenta 'fast marching' para segmentar e reconstruir o modelo. Mais concretamente, recorreu-se ao pincel que permitiu selecionar uma região na vista de topo dentro do intervalo de 'threshold', -224 a 394. Para além disso, consideraram-se os parâmetros da ferramenta de volume máximo de 20% e volume segmentado de 100%. Ao realizar a reconstrução, Figura 2.61, verificou-se que a região de interesse selecionada não permite a obtenção de um modelo completo da camada exterior da cabeça e, por isso, concluiu-se que este modelo é inadequado para a continuação dos estudos.

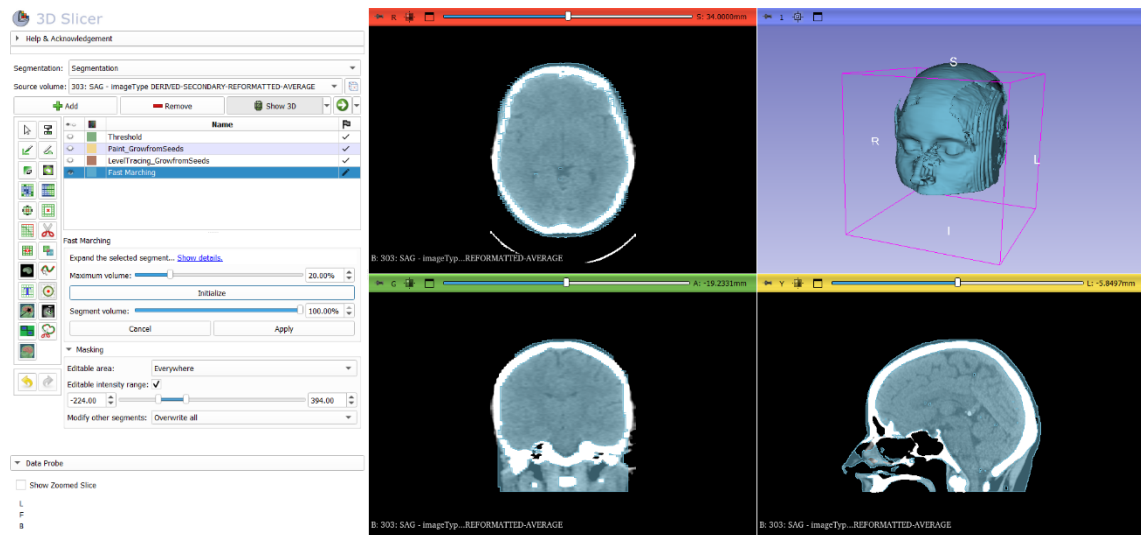


Figura 2.61 – Segmentos iniciais e reconstrução de superfície por 'fast marching' para o grupo 'SAG' no 3D Slicer.

Com isso, analisaram-se os melhores modelos desenvolvidos através do grupo de imagens 'SAG'. Mais especificamente, as reconstruções a partir das ferramentas de segmentação 'threshold' e 'grow from seeds', recorrendo a um pincel e 'level tracing' para obter os segmentos iniciais, apresentadas na Figura 2.62.

Analisando os resultados da segmentação por *'grow from seeds'*, verificou-se que os modelos são muito semelhantes. No entanto, é possível identificar na superfície desenvolvida pelos segmentos iniciais por pincel uma marca ou linha acentuada na região abaixo do nariz, sendo que esta não está presente no modelo obtido por *'level tracing'* e não existe no próprio utilizador. Por esse motivo, considerou-se que a superfície desenvolvida por *'level tracing'* e *'grow from seeds'* está mais próxima das dimensões reais do utilizador.

Em termos de comparação entre os modelos por *'threshold'* e *'grow from seeds'*, com seleção inicial por *'level tracing'*, é possível verificar superfícies muito idênticas. Em particular, estas apresentam quantidades semelhantes de camadas visíveis nas laterais e descontinuidades nas mesmas localizações das superfícies. No entanto, a única diferença identificável visualmente entre os modelos é a existência das superfícies dos apoios do equipamento TC na reconstrução por *'threshold'*. Desse modo, concluiu-se que o melhor modelo desenvolvido através deste grupo de imagens foi obtido para as ferramentas de segmentação *'grow from seeds'* e *'level tracing'*.

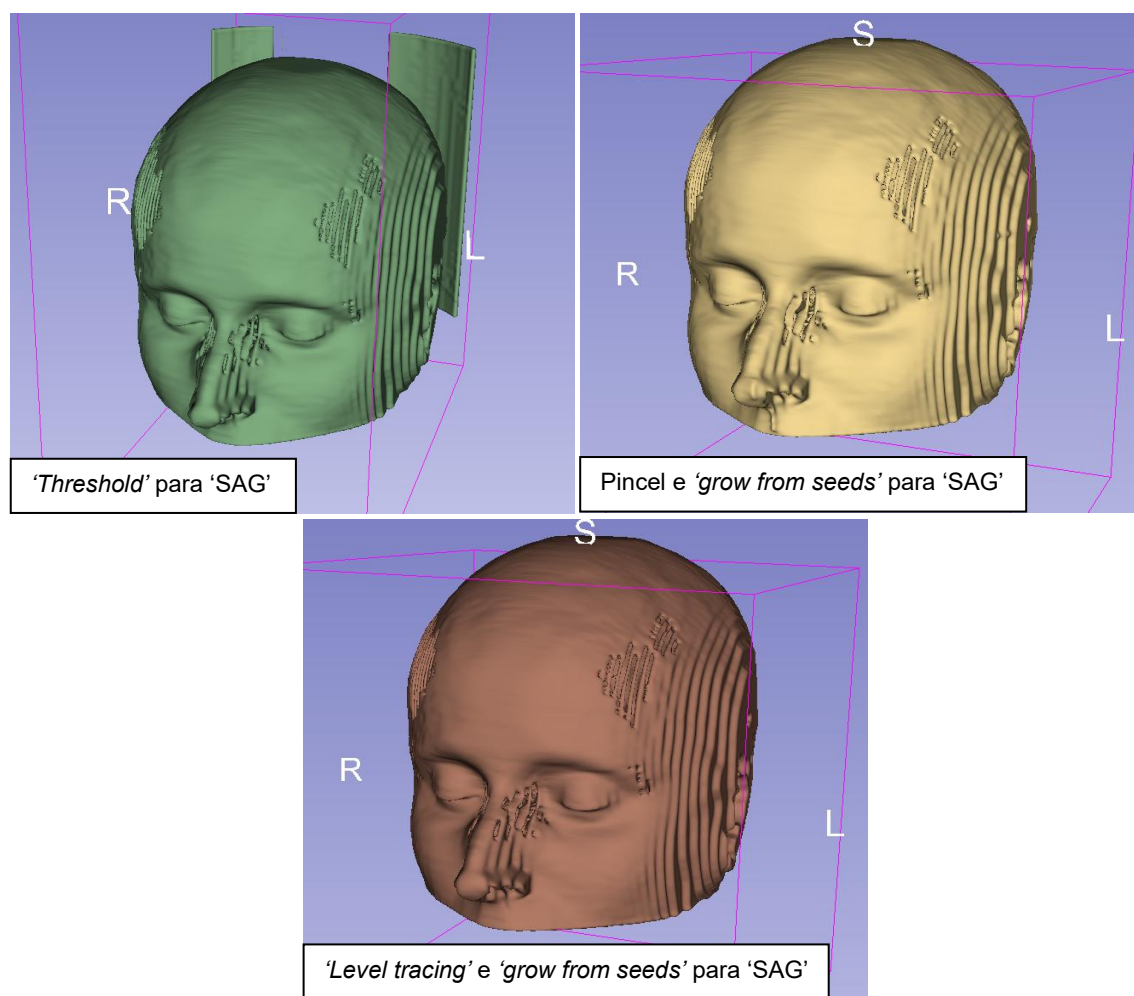


Figura 2.62 – Comparação de resultados para o grupo 'SAG' no 3D Slicer.

## 2.2.4 Análise comparativa dos resultados por 3D Slicer

O estudo em 3D Slicer foi concluído com a análise visual comparativa dos melhores resultados obtidos para cada grupo de imagens, Figura 2.63. Em termos das ferramentas de segmentação utilizadas para a obtenção dos respectivos modelos, a reconstrução para os grupos 'Cérebro 2.5mm' e 'Crânio 2.5mm Osso' desenvolveu-se recorrendo à ferramenta *'threshold'* e o resultado do grupo 'SAG' pela combinação de *'grow from seeds'* e *'level tracing'*.

Analisando o modelo obtido para o grupo 'SAG', este apresenta mais camadas visíveis e mais descontinuidades na sua superfície, comparativamente aos outros dois modelos em estudo.

Relativamente aos resultados dos grupos 'Cérebro 2.5mm' e 'Crânio 2.5mm Osso', verificaram-se modelos muito semelhantes, com camadas visíveis, cavidades nas superfícies e reconstrução dos apoios do equipamento. No entanto, ao analisar visualmente os modelos de forma mais detalhada, é possível identificar que as cavidades na superfície do grupo 'Cérebro 2.5mm' são mais acentuadas e estão em maior quantidade. Por esse motivo, concluiu-se que a melhor reconstrução realizada no *software* 3D Slicer foi obtida para o grupo de imagens 'Crânio 2.5mm Osso'.

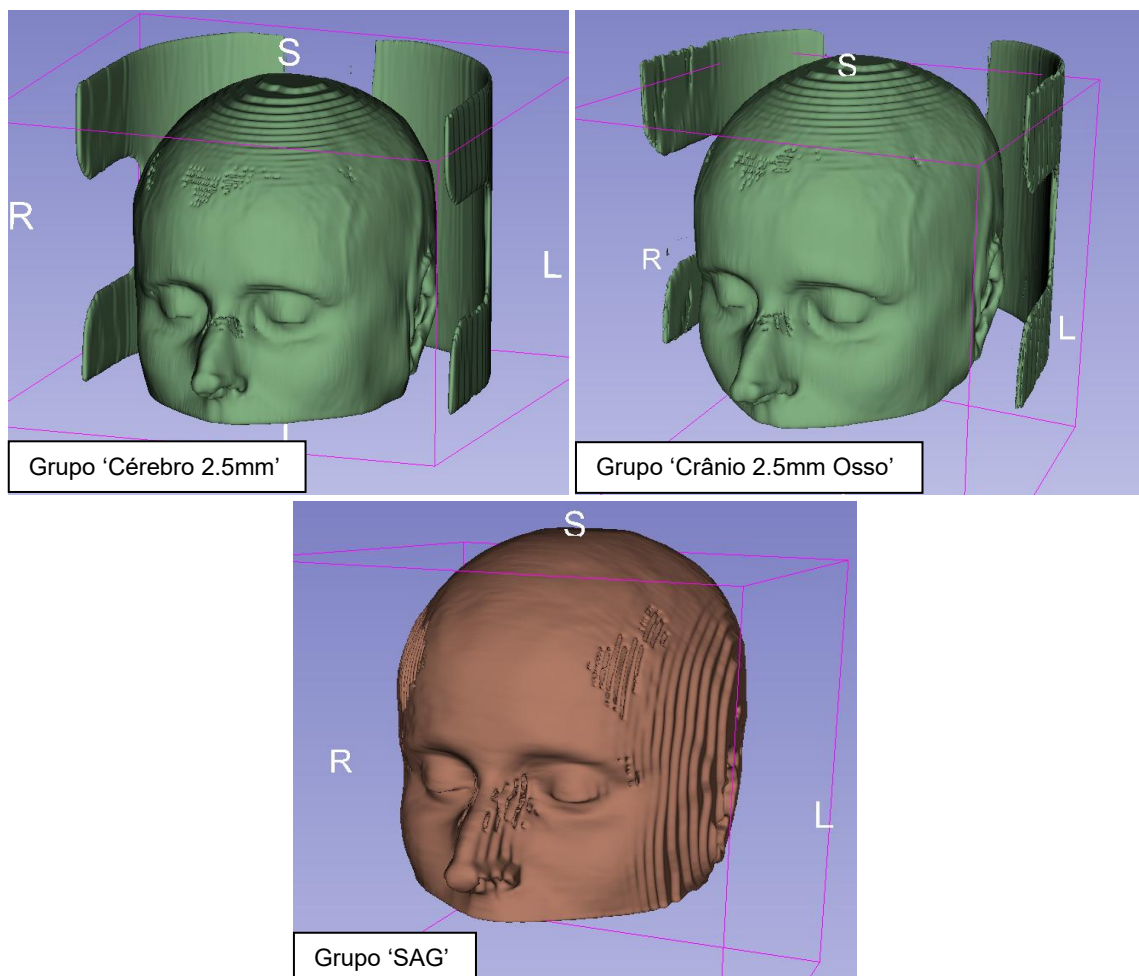


Figura 2.63 – Comparação de resultados no 3D Slicer.

### 2.3 Análise comparativa dos resultados em InVesalius e 3D Slicer

Por fim, realizou-se a análise comparativa entre os melhores resultados obtidos para os programas InVesalius e 3D Slicer. Estes modelos foram ambos desenvolvidos através da ferramenta de segmentação *'threshold'*, com o intervalo de intensidade entre -224 e 394. No entanto, a melhor superfície verificada no InVesalius obteve-se para o grupo de imagens 'Cérebro 2.5mm' e no 3D Slicer para o grupo 'Crânio 2.5mm Osso'.

Ao analisar os dois resultados apresentados na Figura 2.64, é possível identificar diferenças entre os modelos. Em particular, verificou-se que o modelo desenvolvido em InVesalius apresenta mais camadas visíveis. Contudo, no modelo por 3D Slicer, as camadas visíveis são mais acentuadas e com maior espessura, e este inclui cavidades na sua superfície, que não existem no outro modelo.

Desse modo, para realizar a escolha do modelo mais adequado para o desenvolvimento dos dispositivos, teve-se como foco a existência das cavidades ou descontinuidades na superfície. Por esse motivo, considerou-se que o modelo reconstruído para o grupo 'Cérebro 2.5mm' em InVesalius é a melhor opção para a continuação do estudo.

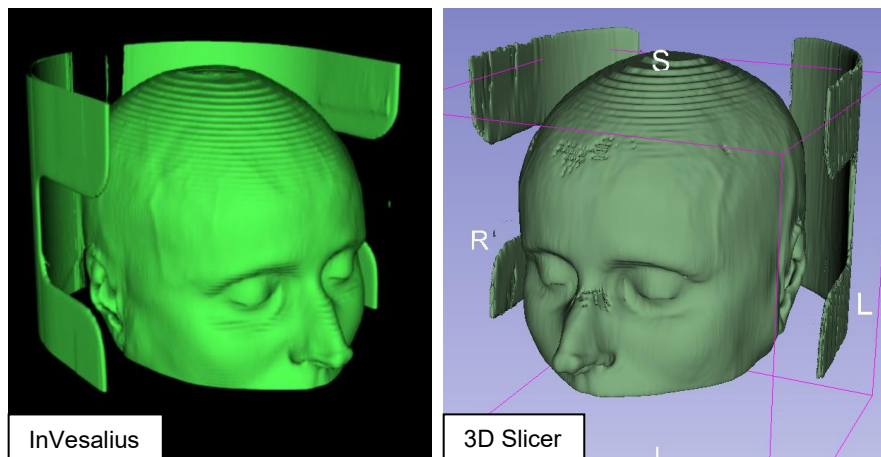


Figura 2.64 – Comparação dos resultados em InVesalius e 3D Slicer.

Atendendo aos resultados verificados, considerou-se desnecessária a realização de estudos comparativos adicionais das diferentes reconstruções e concluiu-se que o modelo obtido por InVesalius deve ser utilizado para a continuação do desenvolvimento dos dispositivos.

### 3 Desenvolvimento dos Dispositivos

Para iniciar o processo de desenvolvimento dos dispositivos, foi necessário limpar o modelo obtido por InVesalius. Desse modo, recorreu-se ao *software* Meshlab que permitiu remover as superfícies dos apoios do equipamento TC e o interior do modelo, ambos desnecessários para a análise.

Começando com a remoção dos apoios, utilizaram-se as ferramentas '*select connected components in a region*', que permitiu a seleção das superfícies e pontos pretendidos, e '*delete selected faces and vertices*', elimina a região. No entanto, não foi possível remover todos os pontos dos apoios do equipamento. Por esse motivo, realizou-se uma segunda limpeza recorrendo às ferramentas '*select vertices*', para selecionar os restantes pontos pertencentes ao equipamento, e '*delete selected vertices*', que permitiu a sua remoção. A Figura 3.1 apresenta as regiões selecionadas e o resultado das limpezas realizadas.

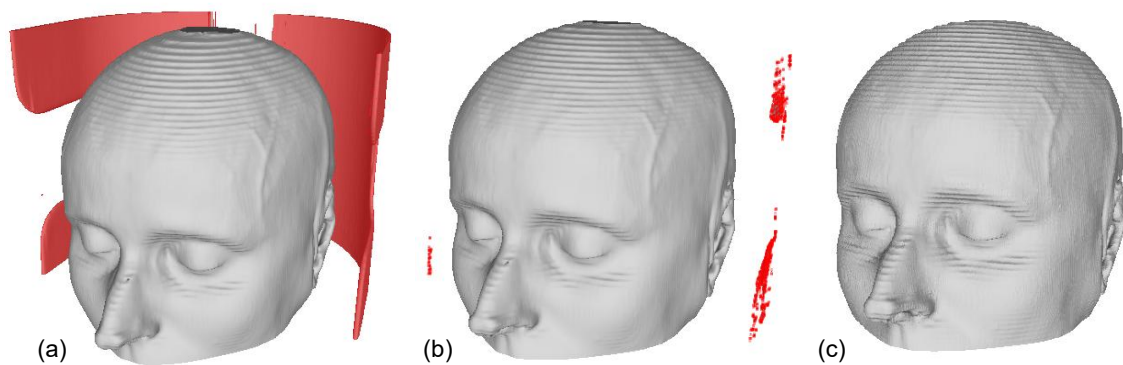


Figura 3.1 – Limpeza do modelo em Meshlab: (a) seleção com o '*select connected components in a region*', (b) seleção com o '*select vertices*' e (c) resultado da limpeza.

De seguida, continuou-se o processo de limpeza do modelo recorrendo às ferramentas '*select vertex clusters*', que permitiu a seleção de pontos no seu interior, e '*delete selected vertices*', para a remoção desses pontos. Tal como para a eliminação das superfícies dos apoios do equipamento, a primeira seleção não incluiu todos os pontos pretendidos. Desse modo, repetiu-se o procedimento de limpeza com a aplicação das

mesmas ferramentas de seleção e remoção. A Figura 3.2 apresenta as duas seleções de pontos realizadas e o resultado da limpeza no interior do modelo.

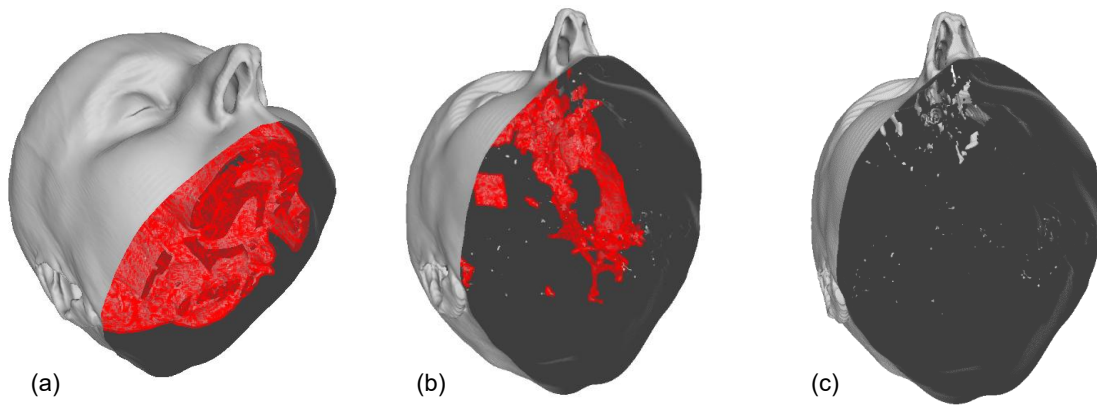


Figura 3.2 – Limpeza do modelo em Meshlab: (a) primeira seleção com 'select vertex clusters', (b) segunda seleção com 'select vertex clusters' e (c) resultado da limpeza.

O processo de limpeza aplicado não possibilitou a remoção de todos os pontos no interior do modelo. No entanto, considerou-se esta simplificação suficiente para prosseguir com o estudo no *software* SolidWorks. Para tal, foi necessário importar o ficheiro no formato '.stl' e assumir o modelo como um 'mesh BREP body', um corpo constituído por polígonos triangulares designados por 'facets', devido ao tamanho do ficheiro (Dassault Systèmes, n.d.-a).

Ao processar o ficheiro, o SolidWorks identificou duas superfícies e dois sólidos que constituem o modelo importado, Figura 3.3. Após uma análise destes corpos, verificou-se que a única superfície de interesse para o estudo está identificada por 'Surface-Imported1'. Com isso, os três restantes corpos foram eliminados.

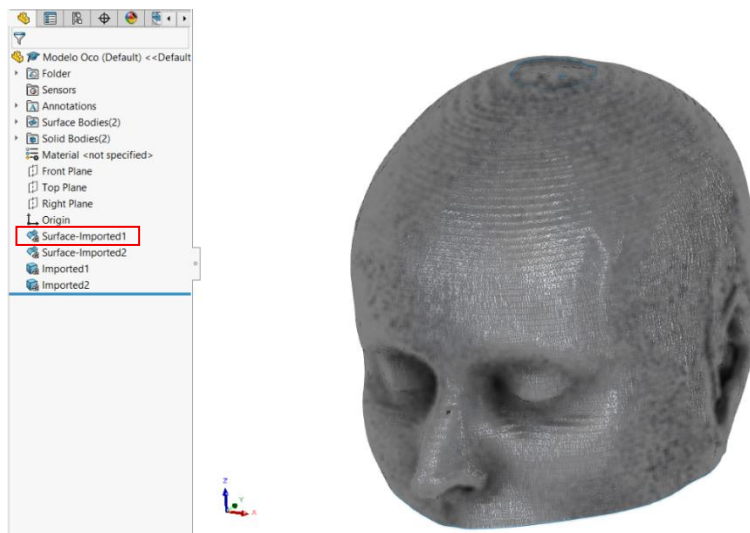


Figura 3.3 – Importação do modelo 3D para SolidWorks.

Para desenvolver os dispositivos de proteção, iniciou-se o procedimento com a construção de uma nova superfície a partir do modelo importado. Mais concretamente,

como no processamento do ficheiro considerou-se um '*mesh BREP body*', foi necessário converter este modelo no formato de malha para uma superfície.

Desse modo, recorreu-se à ferramenta '*slicing*' que divide modelos em camadas, criando um plano e o respetivo '*sketch*' da sua interseção com o corpo. Em termos de parâmetros, considerou-se uma divisão com 32 camadas, paralelas ao plano xOy, e um intervalo de 5 mm, como definido na Figura 3.4. Os esboços resultantes da aplicação da ferramenta '*slicing*' são apresentados na Figura 3.5.

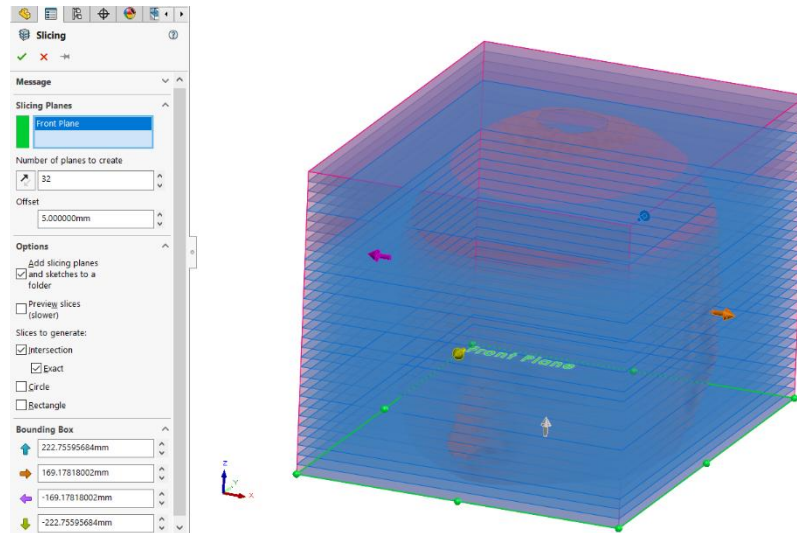


Figura 3.4 – Parâmetros da ferramenta '*slicing*' no modelo importado em SolidWorks.

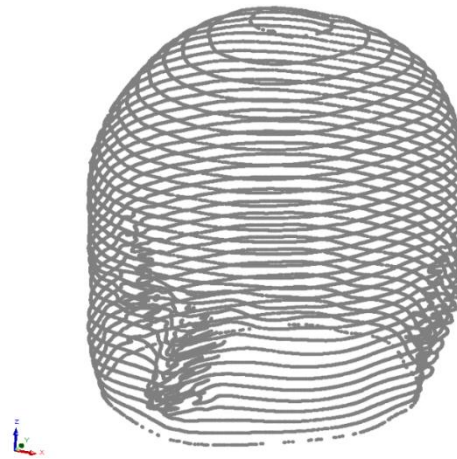


Figura 3.5 – Esboços da interseção dos planos de '*slicing*' com o modelo.

Estes esboços consistem num conjunto de pontos e retas que correspondem à interseção de cada plano com o modelo importado. Para ser possível a construção de uma superfície, foi necessário traçar cada '*sketch*' com uma única '*spline*'. Neste processo, excluíram-se alguns pontos para simplificar o desenho e mantendo o foco na aproximação da '*spline*' com a linha de referência.

De seguida, utilizou-se a ferramenta '*boundary surface*' para construir a superfície apresentada na Figura 3.6.



Figura 3.6 – Nova superfície em SolidWorks.

Apesar da nova superfície apresentar uma descontinuidade no topo do modelo, esta não teve impacto nos seguintes passos do procedimento e será abordada posteriormente. Desse modo, prosseguiu-se para a fase de desenvolvimento dos dispositivos e iniciou-se com o recorte da superfície para um formato aproximado dos mesmos.

### 3.1 Desenvolvimento do Capacete

O primeiro passo na construção do dispositivo consistiu no recorte da superfície para obter apenas a região tipicamente protegida por um capacete. Em particular, removeram-se as zonas laterais e a zona frontal da cabeça, como apresentado nas Figuras 3.7 e 3.8, respetivamente. Para isso, utilizaram-se ‘sketches’ aproximados das áreas pretendidas e a ferramenta ‘surface trim’ para realizar o corte.

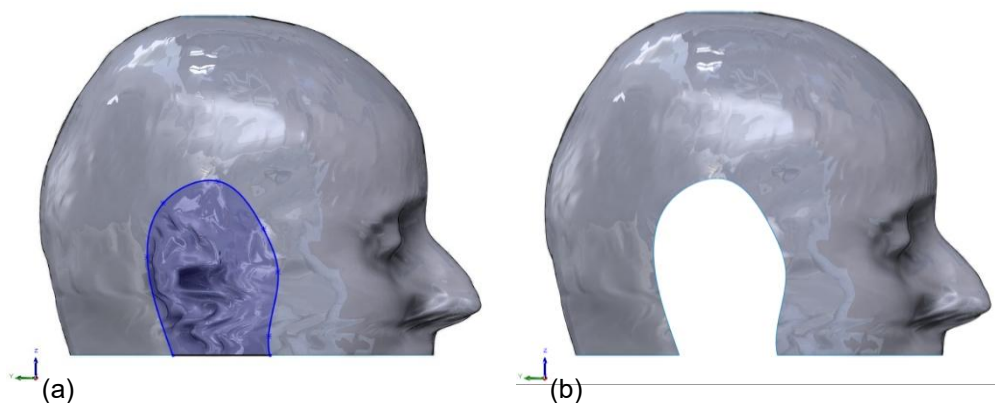


Figura 3.7 – Recorte das regiões laterais da superfície para o capacete em SolidWorks: (a) ‘sketch’ e (b) ‘surface trim’.

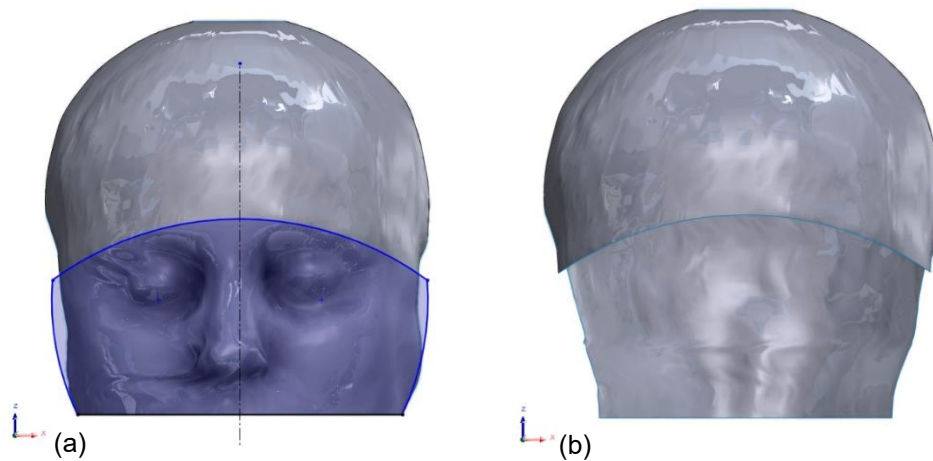


Figura 3.8 – Recorte da região frontal da superfície para o capacete em SolidWorks: (a) 'sketch' e (b) 'surface trim'.

Seguidamente, recorreu-se à ferramenta 'surface fill' para preencher a descontinuidade verificada no topo da superfície. Em termos de parâmetros, consideraram-se arestas em contacto e a união do resultado, como apresentado na Figura 3.9.

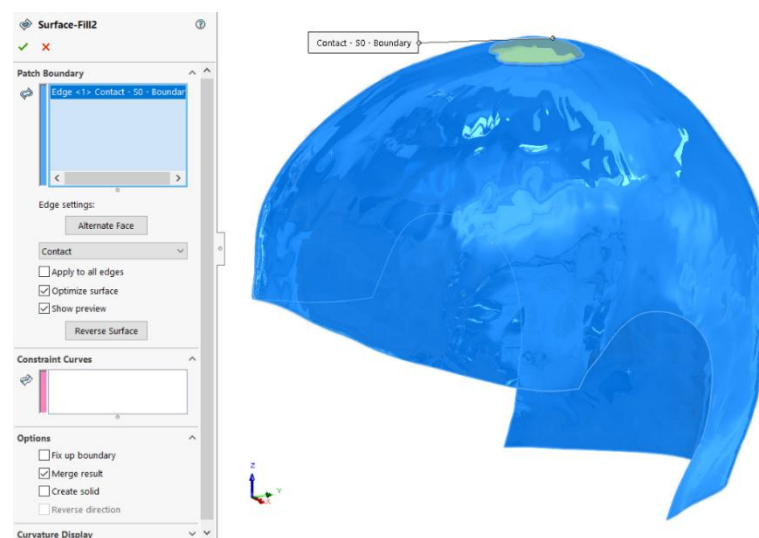


Figura 3.9 – Preenchimento da descontinuidade na superfície para o capacete em SolidWorks.

Com isso, construiu-se a camada exterior do dispositivo. Para tal, iniciou-se com a definição de treze planos paralelos ao eixo  $xOy$  e, utilizando a ferramenta '3D sketch on a plane', obteve-se a sua interseção com a superfície. De seguida, o conjunto de pontos e linhas resultantes da interseção foi traçado com uma 'spline' e realizou-se um 'offset' de 10 mm da mesma, Figura 3.10.

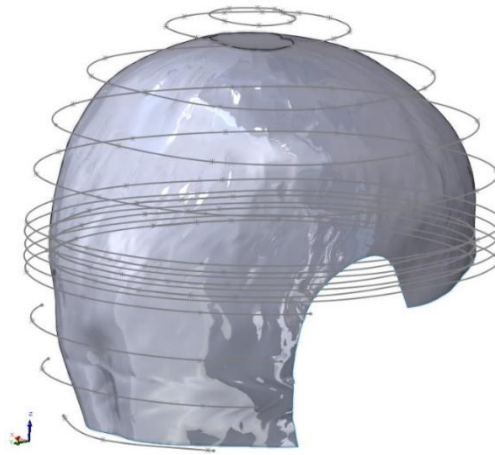


Figura 3.10 – Sketch 3D da superfície exterior do capacete em SolidWorks.

Recorrendo aos esboços resultantes e à ferramenta *'boundary surface'*, construíram-se duas superfícies para a camada exterior do capacete. Mais concretamente, foi necessário separar a aplicação da ferramenta nos *'sketches'* da zona superior do modelo, que contém uma *'spline'* fechada, da zona inferior, que apresenta *'splines'* abertas. Na Figura 3.11 verifica-se o resultado das reconstruções por *'boundary surface'*.



Figura 3.11 – Superfície exterior do capacete em SolidWorks.

Adicionalmente, a nova superfície apresenta a descontinuidade no topo do modelo. Desse modo, aplicou-se a ferramenta *'surface fill'* para criar uma superfície com arestas tangentes, Figura 3.12.

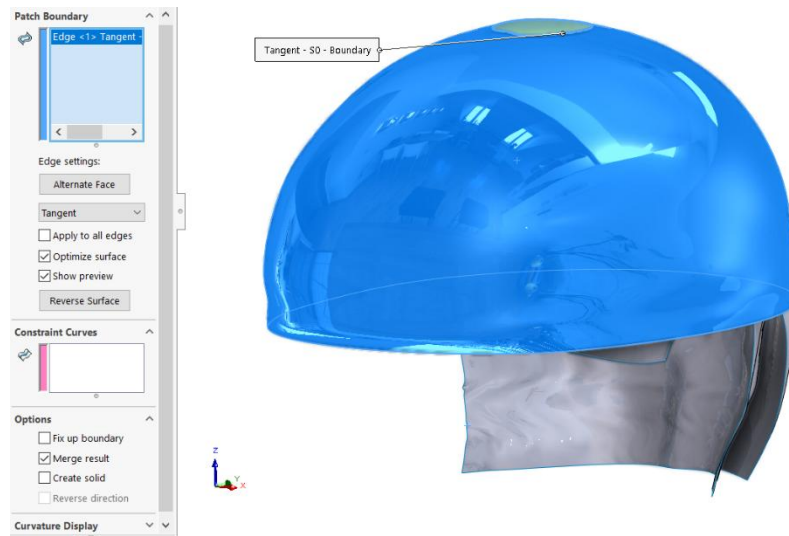


Figura 3.12 – Preenchimento da descontinuidade na superfície exterior do capacete em SolidWorks.

De seguida, a ferramenta *'knit surfaces'* permitiu unir as superfícies resultantes para criar a camada exterior, com os parâmetros apresentados na Figura 3.13.

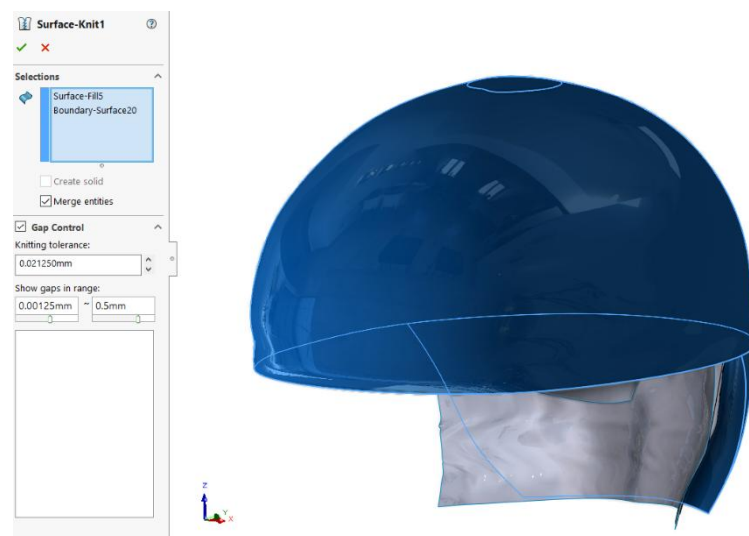


Figura 3.13 – Combinação das superfícies da camada exterior do capacete em SolidWorks.

O modelo pretendido do capacete inclui duas camadas, uma exterior rígida e uma interior de amortecimento. Por conseguinte, realizou-se um *'offset'* de 4 mm da superfície exterior, Figura 3.13, para o interior do modelo, criando a separação entre as camadas apresentada na Figura 3.14.

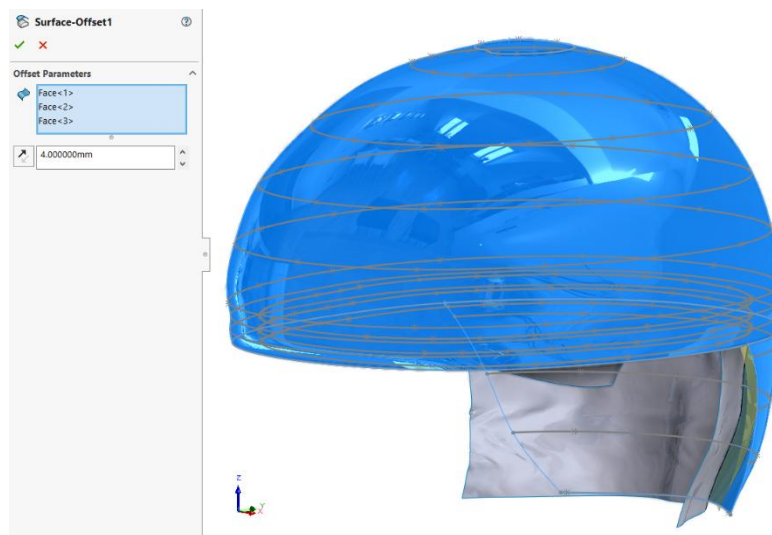


Figura 3.14 – ‘Offset’ da superfície exterior do capacete em SolidWorks.

Contudo, este ‘offset’ resultou em múltiplas superfícies e, devido à existência de espaços e interseções entre si, não foi possível a sua união. Desse modo, para corrigir estes erros, recorreram-se às ferramentas ‘trim surfaces’ e ‘extend surface’ que possibilitaram, através de várias aplicações e ajustes, a criação de arestas idênticas e em contacto. Com isso, utilizou-se o ‘knit surfaces’ para combinar todas as superfícies correspondentes à divisória entre as camadas exterior e interior, Figura 3.15.

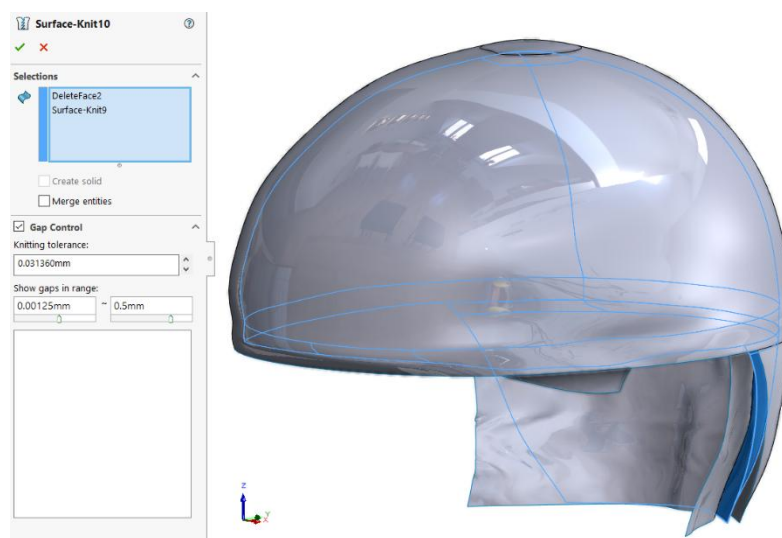


Figura 3.15 – Superfície interior do modelo do capacete.

De seguida, realizou-se uma sequência de cortes nas superfícies, com o objetivo de aproximar o seu formato ao modelo pretendido para o capacete. Na Figura 3.16, verificam-se os esboços das regiões a remover e, recorrendo à ferramenta ‘surface trim’, foi possível obter o modelo apresentado na Figura 3.17, com três superfícies idênticas.

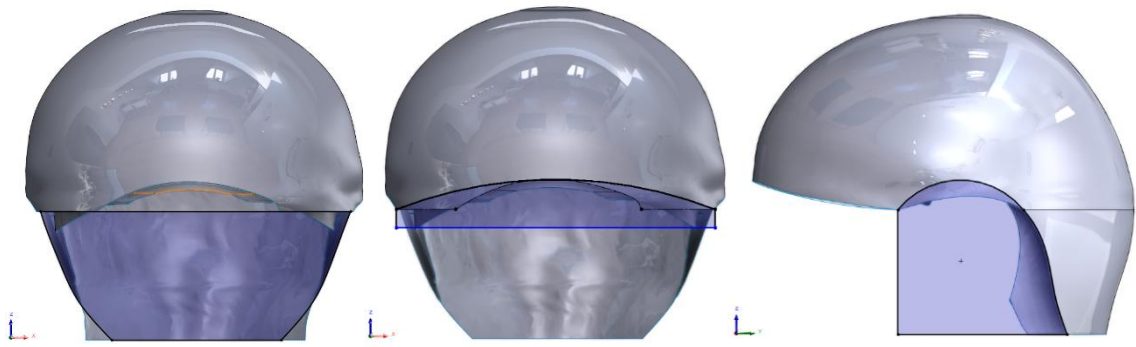


Figura 3.16 – ‘Sketches’ para recorte das superfícies do capacete em SolidWorks.



Figura 3.17 – Superfícies recortadas do capacete em SolidWorks.

Neste ponto do procedimento, separou-se a análise para o desenvolvimento de cada camada do dispositivo. Começando com a camada exterior do capacete, o primeiro passo consistiu na eliminação da superfície mais interior. De seguida, construíram-se superfícies de ligação através de esboços 3D, onde converteram-se as arestas já existentes, e da ferramenta ‘*surface fill*’. Na Figura 3.18 são apresentados os esboços utilizados para a construção das superfícies de ligação na camada exterior do capacete.

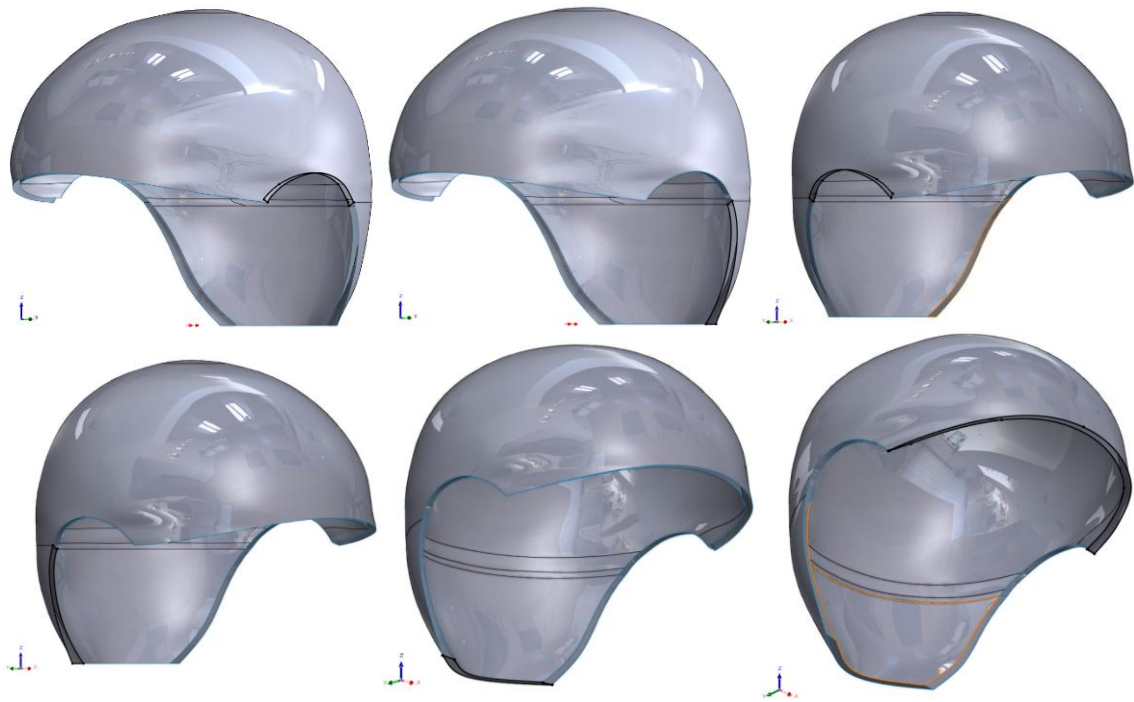


Figura 3.18 – ‘Sketches’ das superfícies de ligação da camada exterior do capacete em SolidWorks.

Com isso, recorreu-se à ferramenta ‘*surface knit*’, que permitiu realizar a união de todas as superfícies construídas e converter o resultado num modelo sólido, como está demonstrado na Figura 3.19.

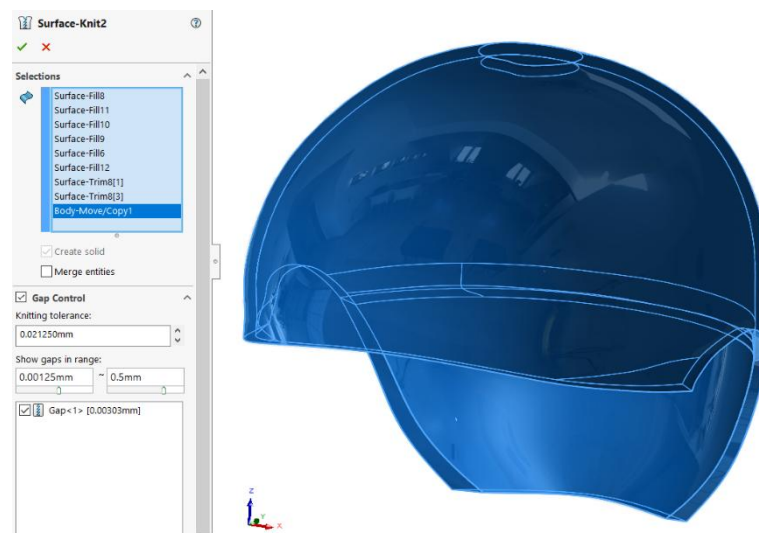


Figura 3.19 – Construção do modelo sólido da camada exterior do capacete em SolidWorks.

Adicionalmente, na camada exterior do dispositivo foram incluídas zonas de fixação para a fita de segurança do dispositivo. Para tal, recorreu-se a múltiplas ferramentas com o *sketch 3D*, o ‘*extruded boss*’ e o ‘*extruded cut*’. A Figura 3.20 apresenta o modelo final da camada exterior do capacete.



Figura 3.20 – Modelo final da camada exterior do capacete.

Por fim, realizou-se a construção da camada interior do capacete utilizando o mesmo procedimento de desenvolvimento da camada exterior. Mais concretamente, iniciou-se com a eliminação da superfície desnecessária para este componente, ou seja, a mais exterior. De seguida, construíram-se as superfícies de ligação através de *sketches* 3D, com a conversão das arestas existentes, e da ferramenta *'surface fill'*. Com isso, uniram-se as superfícies com o auxílio da ferramenta *'surface knit'*, que permitiu a criação de um modelo sólido da camada interior. Adicionalmente, para as arestas em contacto com o utilizador, foi aplicado um *'fillet'* de 0,5 mm e obteve-se o componente final apresentado na Figura 3.21.



Figura 3.21 – Modelo final da camada interior do capacete em SolidWorks.

Seguidamente, importaram-se os dois modelos para um ficheiro do tipo *'assembly'* no SolidWorks, que permitiu conectar as duas camadas e construir o dispositivo. Como ambas foram desenvolvidas a partir da mesma superfície importada, apenas foi necessário definir as origens de cada modelo como coincidentes para alinhar os componentes e obter o capacete, Figura 3.22.



Figura 3.22 – Modelo do capacete em SolidWorks.

### 3.2 Desenvolvimento da Máscara

Tal como realizado no desenvolvimento do capacete, o primeiro passo no procedimento de construção da máscara foi o recorte da superfície inicial, Figura 3.6. Para isso, recorreu-se a esboços e à ferramenta *'surface trim'* para remover as regiões laterais, de topo e traseira do modelo, desnecessárias para a análise pretendida, e aproximando o formato da superfície à região tipicamente protegida por este tipo de máscara facial.

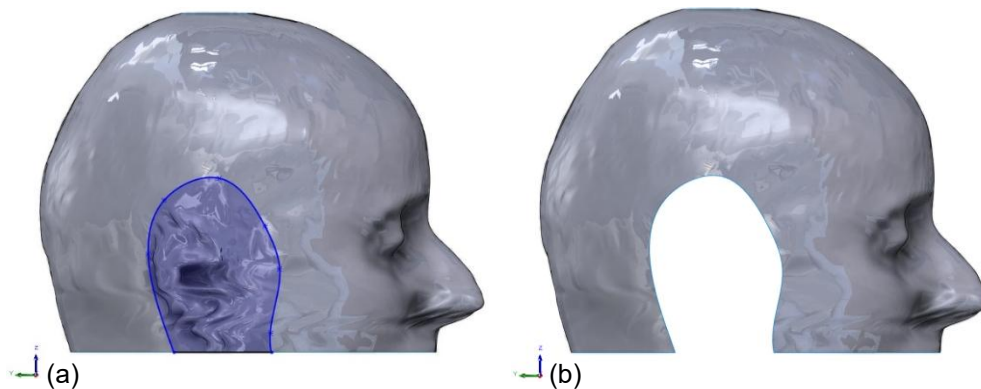


Figura 3.23 – Recorte das regiões laterais da superfície para a máscara em SolidWorks: (a) *'sketch'* e (b) *'surface trim'*.

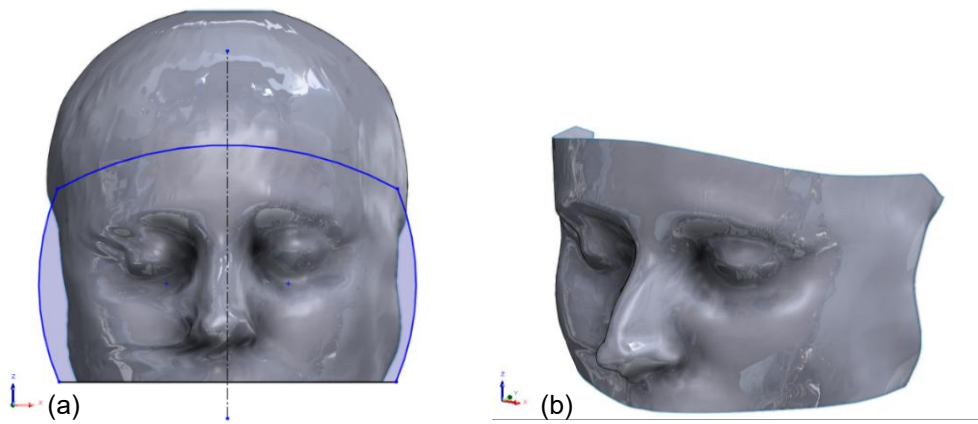


Figura 3.24 – Recorte das regiões de topo e traseira da superfície para a máscara em SolidWorks: (a) 'sketch' e (b) 'surface trim'.

De seguida, para continuar o procedimento, foi necessário definir um novo plano. Mais concretamente, seleccionaram-se três pontos na aresta no topo da superfície para definir o plano, tal como apresentado na Figura 3.25.

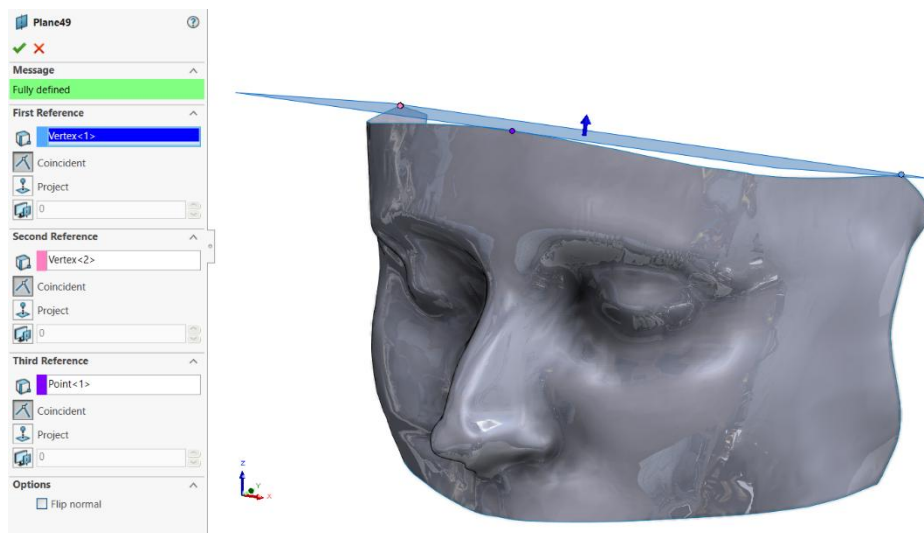


Figura 3.25 – Definição do plano perpendicular à superfície da máscara em SolidWorks.

O próximo passo consistiu na aplicação da ferramenta 'slicing', para criar esboços da interseção da superfície com cinco planos paralelos ao definido na Figura 3.25. Com isso, foi necessário construir para cada 'sketch' um eixo central, que permitiu realizar uma cópia da linha de interseção com uma distância de 5 mm no eixo x e de 5 mm no eixo y. Por fim, as duas linhas foram traçadas e conectadas através de uma única 'spline'. A Figura 3.26 apresenta o esboço final para um dos planos e o mesmo procedimento foi realizado para os restantes planos.

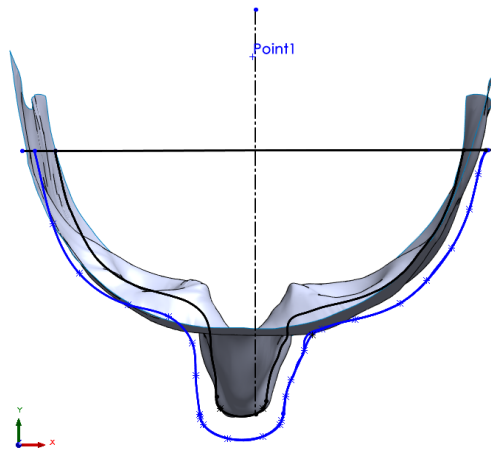


Figura 3.26 – ‘Sketch’ para construção da máscara em SolidWorks.

Com as ‘splines’ definidas, utilizou-se a ferramenta ‘boundary surface’ para construir a nova superfície, com um ‘offset’ de 5 mm da original. A Figura 3.27 apresenta os parâmetros da ferramenta aplicada e a Figura 3.28 o resultado da reconstrução.

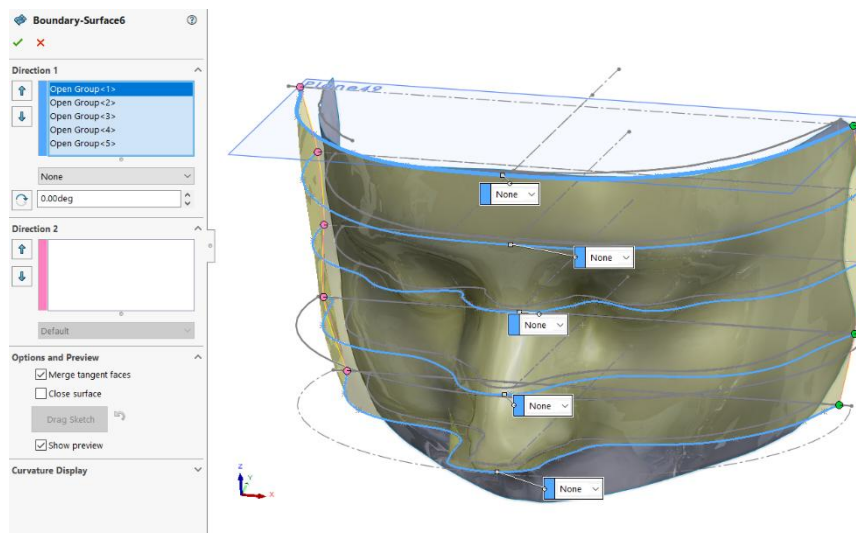


Figura 3.27 – Parâmetros de construção da superfície exterior da máscara em SolidWorks.



Figura 3.28 – Superfície exterior da máscara em SolidWorks.

Seguidamente, realizou-se um 'offset' de 2 mm da superfície mais exterior para o interior do modelo. Esta superfície obtida, Figura 3.29, representa a divisória entre as duas camadas de diferentes materiais do dispositivo de proteção.

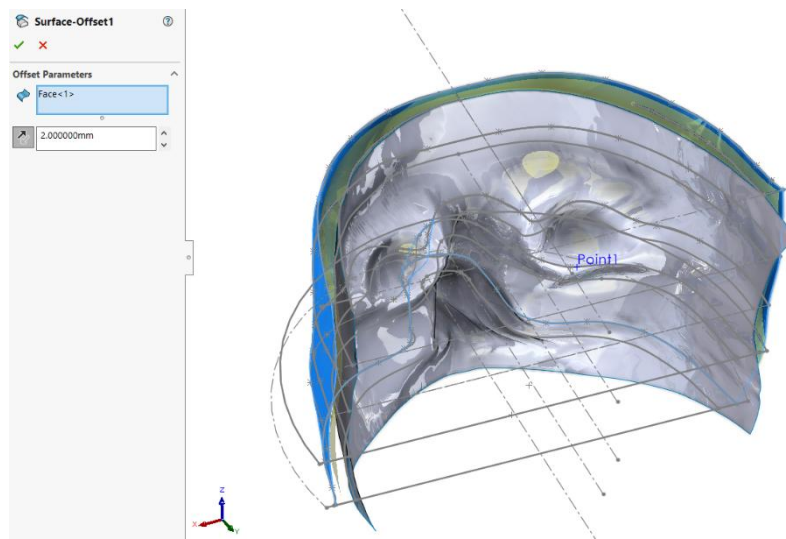


Figura 3.29 – Superfície intermédia do modelo da máscara em SolidWorks.

De seguida, foi necessário recortar as superfícies para aproximá-las a um modelo adequado para o formato da máscara. Os primeiros recortes efetuaram-se nas laterais das superfícies, para tal recorreu-se a um 'sketch' e à ferramenta 'surface trim'. As Figuras 3.30 e 3.31 apresentam os esboços aplicados e as respetivas superfícies recortadas.

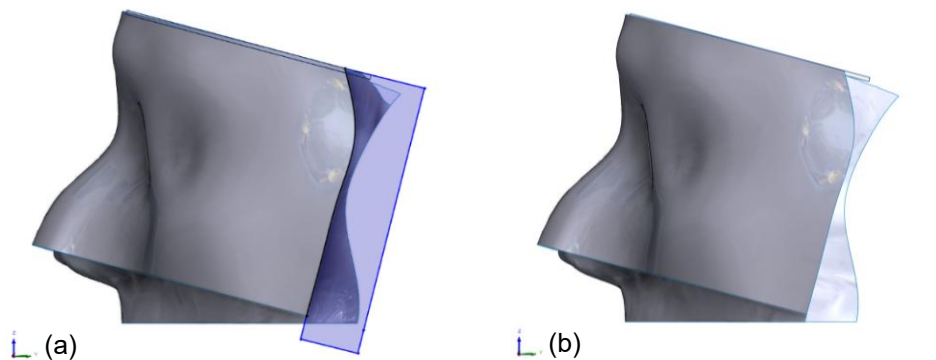


Figura 3.30 – Recorte da superfície para a máscara: (a) 'sketch' e (b) 'surface trim'.

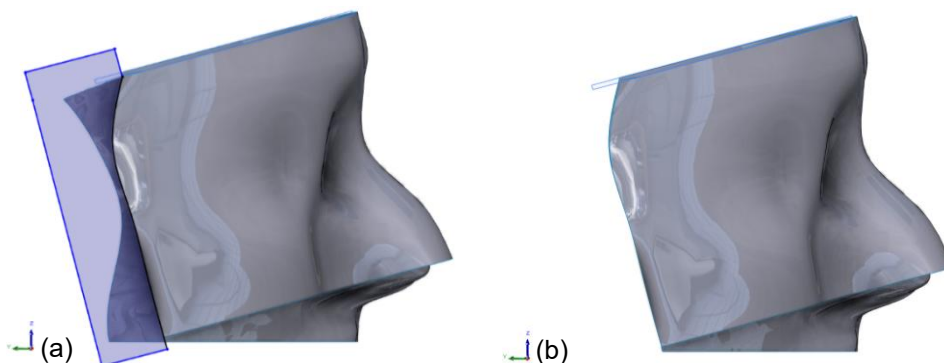


Figura 3.31 – Recorte da superfície para a máscara: (a) 'sketch' e (b) 'surface trim'.

Para o próximo recorte, iniciou-se com a criação de um plano paralelo à vista frontal da nova superfície 'offset', Figura 3.32. De seguida, a partir deste plano e do plano perpendicular à superfície, Figura 3.25, recorreram-se às ferramentas 'sketch' e 'surface trim' para recortar as superfícies, Figura 3.33, garantindo um formato idêntico entre estas e aproximando o mesmo ao pretendido para a máscara de proteção, como apresentado na Figura 3.34.

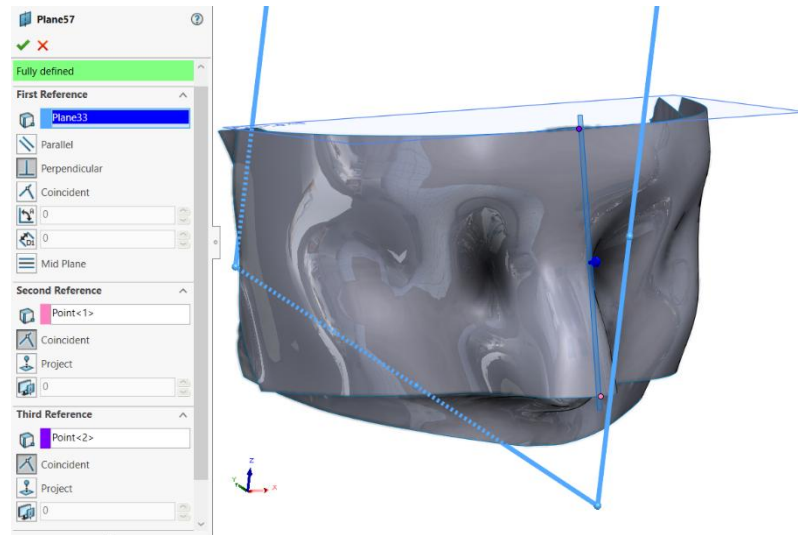


Figura 3.32 – Definição do plano paralelo à superfície para a máscara.

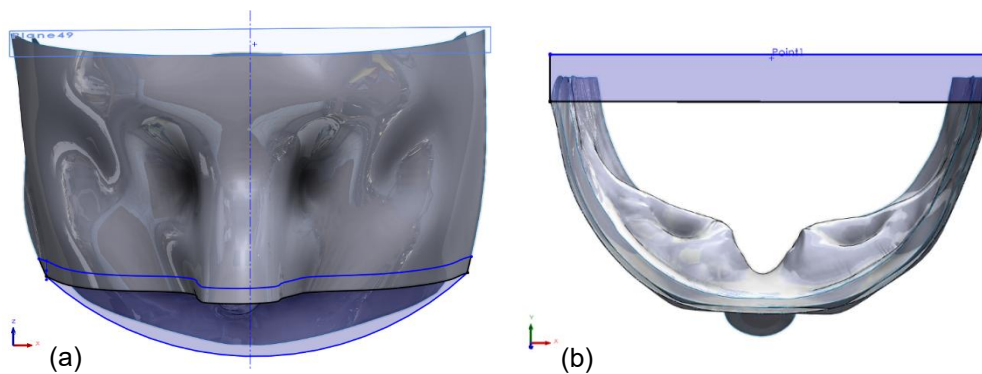


Figura 3.33 – 'Sketches' para recorte das superfícies da máscara em SolidWorks.

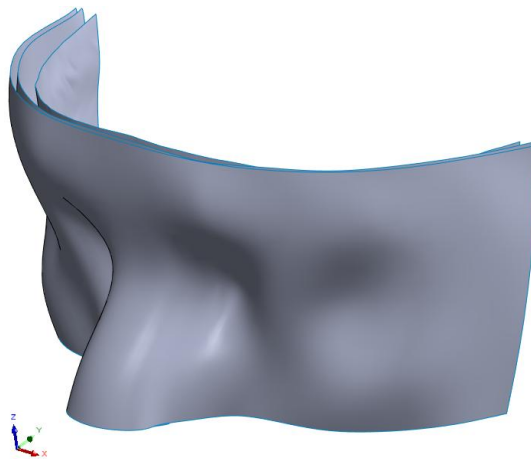


Figura 3.34 – Superfícies recortadas da máscara em SolidWorks.

De seguida, tal como realizado na construção do modelo do capacete, foi necessário conectar as superfícies através de um 'sketch 3D' e a ferramenta 'surface fill' para construir as camadas exterior e interior do dispositivo. A Figura 3.35 apresenta os quatro esboços criados para a construção das superfícies de ligação.

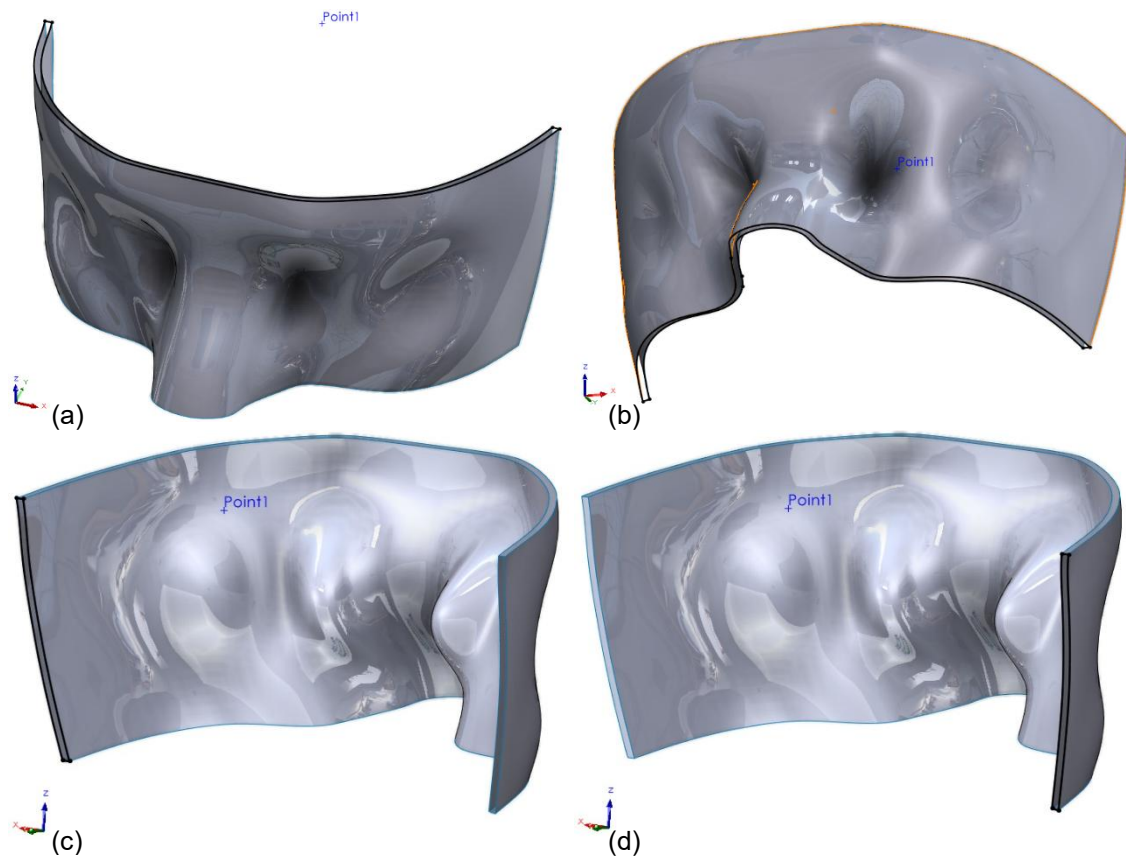


Figura 3.35 – 'Sketches' das superfícies de ligação da camada exterior da máscara em SolidWorks.

Com todas as superfícies construídas, o seguinte passo consistiu na sua combinação com auxílio da ferramenta 'Surface Knit' para formar um sólido. A Figura 3.36 apresenta os parâmetros da ferramenta aplicada.

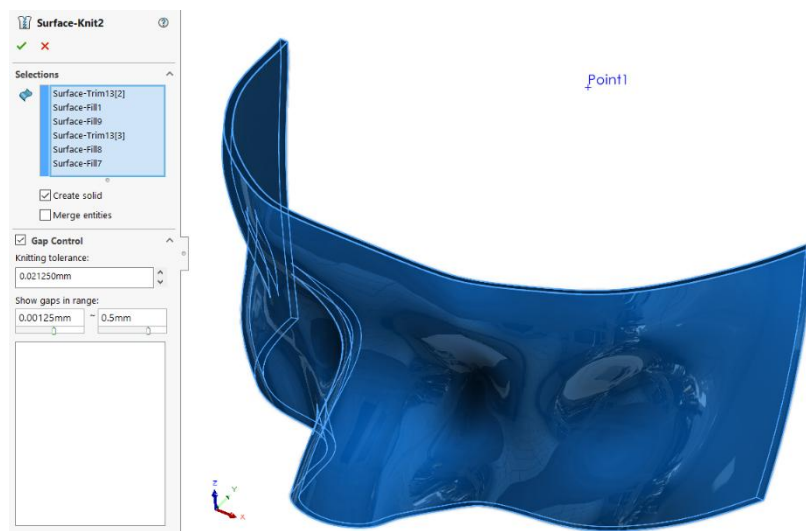


Figura 3.36 – 'Surface knit' da máscara.

Por fim, o último passo incluiu a construção de um esboço que permitiu o recorte da zona dos olhos na máscara. A Figura 3.37 apresenta o *'sketch'* utilizado e o modelo obtido com auxílio da ferramenta *'cut extrude'*.

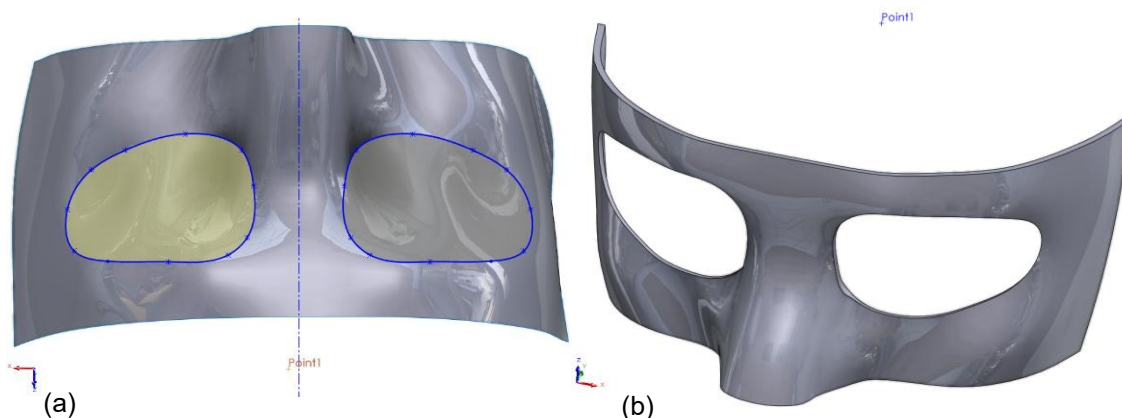


Figura 3.37 – Recorte da superfície para a máscara: (a) *'sketch'* e (b) *'cut extrude'*.

Adicionalmente, na camada exterior do dispositivo incluíram-se zonas para fixação da fita de segurança do dispositivo. Com isso, obteve-se o modelo final da camada exterior da máscara apresentado na Figura 3.38.



Figura 3.38 – Modelo final da camada exterior da máscara.

Na construção da camada interior do dispositivo, implementou-se o mesmo procedimento utilizado na camada exterior, e obteve-se o modelo na Figura 3.39 com um *'fillet'* de 0,5 mm nas arestas em contacto com o utilizador.

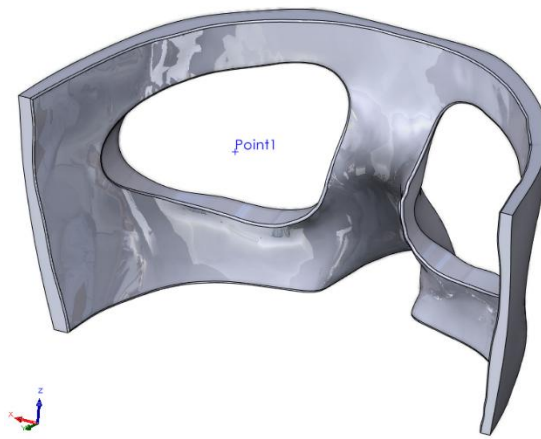


Figura 3.39 – Modelo final da camada interior da máscara.

Com isso, construiu-se o modelo do dispositivo num ficheiro do tipo ‘*assembly*’ em SolidWorks, através da definição da coincidência entre as origens das camadas interior e exterior. A Figura 3.40 apresenta o modelo final da máscara de proteção.



Figura 3.40 – Modelo final da máscara.

### 3.3 Desenvolvimento do Modelo do Queixo

O modelo da cabeça desenvolvido através das imagens DICOM apenas inclui a parte superior da cabeça humana. No entanto, para realizar análises do desempenho do capacete com maior exatidão, foi necessário considerar uma fita de segurança que deve estar em contacto com a zona do queixo. Desse modo, recorreu-se a técnicas de fotogrametria para construir um modelo da região inferior da cabeça.

Para desenvolver o modelo, obtiveram-se múltiplas fotografias do utilizador e recorreu-se a *softwares* que permitiram processar as imagens e gerar um modelo 3D. Em particular, utilizaram-se os programas Agisoft e Meshlab para realizar a reconstrução.

Mais especificamente, após a aquisição de 121 imagens com diferentes ângulos do utilizador, estes ficheiros foram importados para Agisoft e, através da ferramenta 'align photos', construiu-se a respetiva nuvem de pontos, apresentada na Figura 3.41.

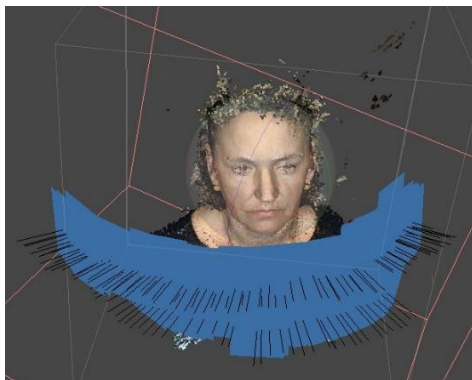


Figura 3.41 – Nuvem de pontos por fotogrametria no Agisoft.

Com a nuvem de pontos construída, recorreu-se ao *software* Meshlab para continuar o procedimento. Para tal, foi necessário guardar a nuvem de pontos no formato de objeto 3D, '.obj', e a Figura 3.42 apresenta a malha importada para o programa.



Figura 3.42 – Nuvem de pontos por fotogrametria no Meshlab.

De seguida, realizou-se a remoção de pontos desnecessários com auxílio de ferramentas de seleção e eliminação de pontos no software. A Figura 3.43 apresenta as duas seleções realizadas no processo de limpeza da nuvem de pontos.

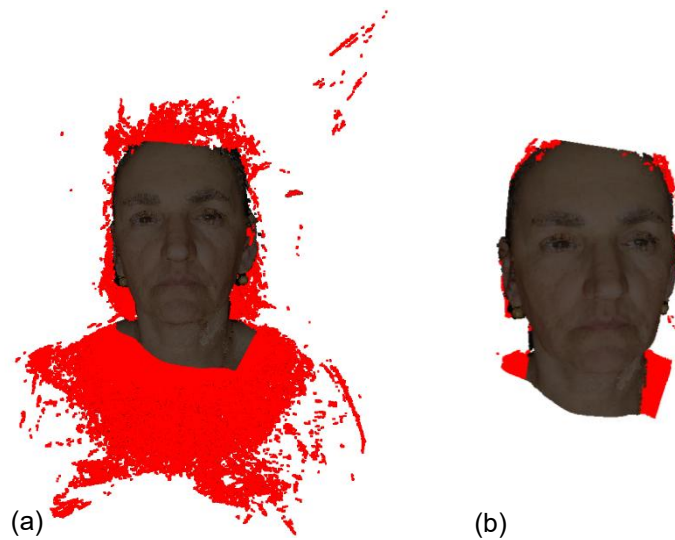


Figura 3.43 – (a) e (b) limpeza da nuvem de pontos por fotogrametria no Meshlab.

Com isso, aplicaram-se as ferramentas *'point cloud simplification'* e *'surface reconstruction: screened poisson'* para construir uma superfície através da nuvem de pontos. Adicionalmente, como este modelo foi construído para auxiliar na simulação e não requer grande exatidão, aplicaram-se filtros disponíveis no software, como *'HC Laplacian Smooth'*, para suavizar as rugosidades verificadas na superfície construída. A Figura 3.44 apresenta a superfície final obtida por fotogrametria.

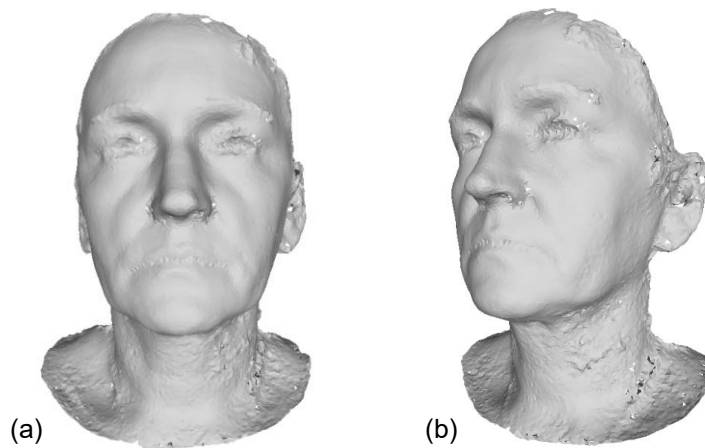


Figura 3.44 – (a) e (b) superfície final por fotogrametria no Meshlab.

O seguinte passo consistiu na importação da superfície para o *software* SolidWorks. Para isso, foi necessário converter o modelo para o formato *'.stl'* e a Figura 3.45 apresenta a superfície importada no programa.

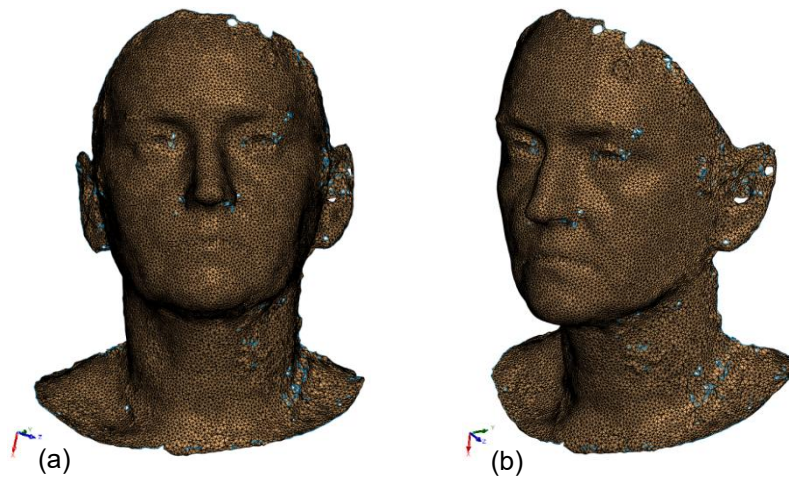


Figura 3.45 – (a) e (b) superfície por fotogrametria importada no SolidWorks.

Recorrendo ao mesmo procedimento utilizado na construção do modelo 3D da cabeça, aplicou-se a ferramenta '*slicing*' para dividir a superfície importada em 18 camadas. De seguida, após traçar os pontos nos esboços produzidos com uma única '*spline*', recorreu-se à ferramenta '*boundary surface*' para construir uma nova superfície, Figura 3.46.

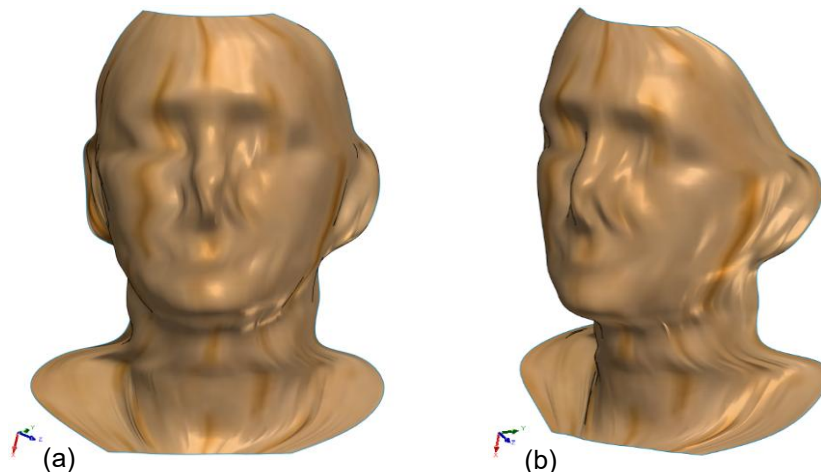


Figura 3.46 – Superfície por fotogrametria reconstruída no SolidWorks.

Para ser possível utilizar a superfície anterior em conjunto com o modelo da cabeça, foi necessário que as dimensões da superfície se aproximem das dimensões do modelo. No entanto, a superfície reconstruída por fotogrametria não apresenta dimensões realistas. Para resolver este problema, criou-se um conjunto no SolidWorks onde recorreu-se à ferramenta '*scale*' para aproximar as dimensões da superfície ao modelo da cabeça.

De seguida, através da ferramenta '*split*', removeu-se a parte superior da superfície que não tem interesse para o seguinte estudo. Para além disso, como este modelo não requiere um nível alto de exatidão, realizou-se a seleção da zona de corte por aproximações consideradas no conjunto com os dois modelos. A Figura 3.47 apresenta a superfície utilizada para continuar o procedimento.

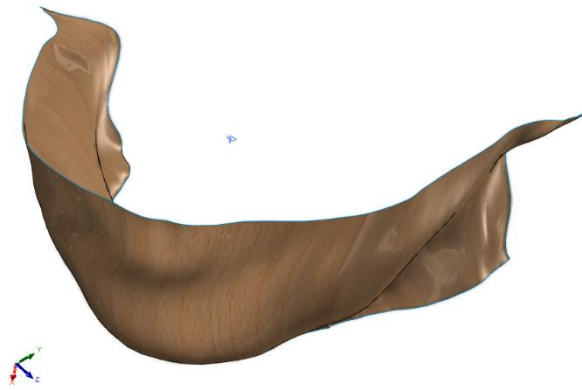


Figura 3.47 – Superfície por fotogrametria cortada no SolidWorks.

Ao comparar a aresta superior da superfície com a inferior do modelo da cabeça, verificou-se que o lado direito apresenta as arestas muito mais próximas. Desse modo, o modelo da superfície foi dividido aproximadamente a meio, com auxílio da ferramenta *'split'*, e a superfície lateral mais afastada do modelo da cabeça foi eliminada. Com a realização de um *'mirror'* da região mantida, obteve-se a superfície apresentada na Figura 3.48.

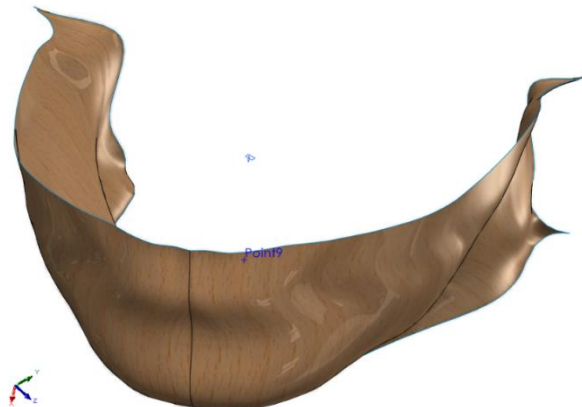


Figura 3.48 – Superfície por fotogrametria espelhada no SolidWorks.

Recorrendo novamente a ferramenta *'split'*, removeram-se as áreas da superfície consideradas desnecessárias para o estudo e obteve-se a superfície final apresentada na Figura 3.49.

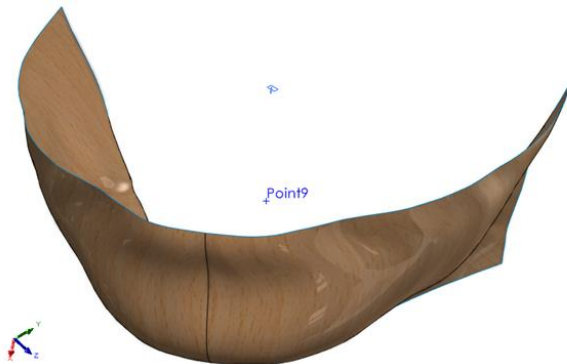


Figura 3.49 – Superfície por fotogrametria final no SolidWorks.

Para construir um modelo sólido, criaram-se novas superfícies, através das arestas existentes, com a ferramenta *'surface fill'* e utilizou-se o *'surface knit'* para combiná-las e converter o resultado para um sólido. A Figura 3.50 apresenta o modelo do queixo obtido para continuar o estudo do capacete.



Figura 3.50 – Modelo por fotogrametria do queixo no SolidWorks.

Contudo, como os dois modelos foram obtidos por técnicas diferentes, as arestas não são coincidentes. Por esse motivo, desenvolveu-se um terceiro modelo para conectar a superfície inferior do modelo da cabeça à superfície superior do queixo. Para garantir a coincidência das arestas, o modelo foi construído através de *'sketches'* das respectivas arestas. A Figura 3.51 apresenta o modelo final da cabeça utilizado nas seguintes simulações.

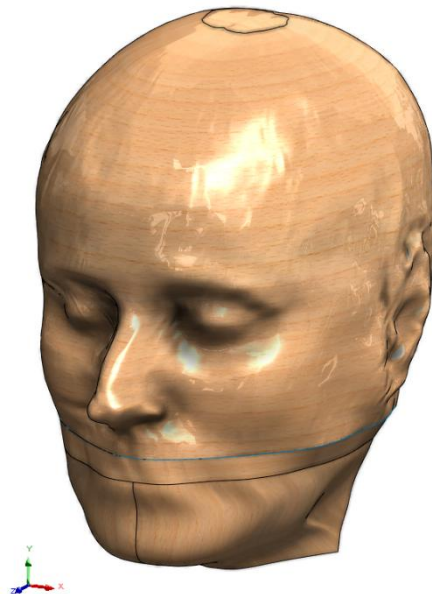


Figura 3.51 – Modelo final da cabeça no SolidWorks.

### 3.4 Desenvolvimento das Fitas de Segurança

Antes de prosseguir para a análise da construção dos dispositivos desenvolvidos, modelaram-se fitas de segurança com o objetivo de considerar constrangimentos mais realistas nas simulações do capacete e da máscara. Tendo isso em conta, as seguintes

fitas de segurança devem ser apenas consideradas como modelos auxiliares nas simulações realizadas.

A Figura 3.52 apresenta o modelo da fita de segurança desenvolvido para o capacete em análise, onde as zonas do modelo destacadas a vermelho foram modeladas para incluir contacto entre a fita de segurança e a camada exterior do capacete, e as zonas destacadas a azul garantem o contacto entre a fita e o modelo da cabeça, sendo que estas zonas foram modeladas a partir da superfície reconstruída, Figura 3.6.

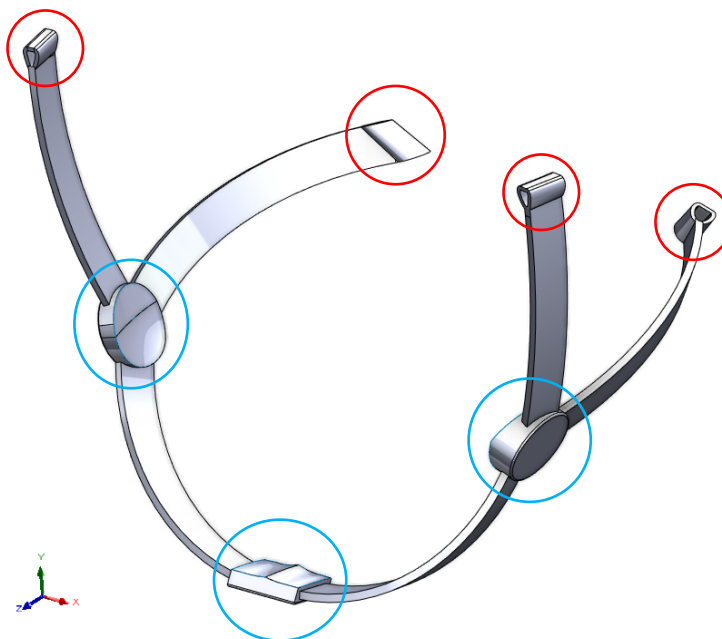


Figura 3.52 – Fita de segurança do capacete.

No modelo da fita de segurança para a máscara apresentado na Figura 3.53, consideraram-se os contactos com a camada exterior, destacados a vermelho, e com o modelo da cabeça, destacados a azul.

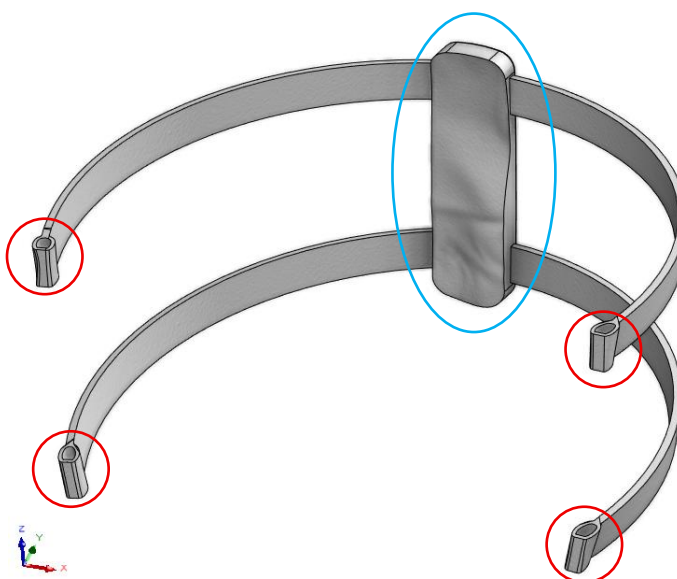


Figura 3.53 – Fita de segurança da máscara.

## 4 Verificação dos Dispositivos

O seguinte capítulo apresenta os materiais selecionados para os diferentes modelos e as análises realizadas na verificação do desempenho dos dispositivos em condições de operação.

Para iniciar a verificação da construção dos dispositivos, realizou-se uma seleção preliminar dos materiais para cada modelo em análise. No entanto, estes podem ser ajustados em função das conclusões retiradas dos resultados das simulações.

### 4.1 Materiais

A norma europeia EN 1078:2012 apresenta os requerimentos e métodos de teste de capacetes para ciclistas e patinadores. Em particular, são descritos requerimentos: de construção; das propriedades de absorção de choque; das propriedades do sistema de retenção, incluindo as fitas de segurança; e marcas e informação. De acordo com esta norma, o modelo de cabeça utilizado nos testes deve estar em conformidade com a norma EN 960:2006, que especifica os detalhes e dimensões para a construção de modelos de ensaio da cabeça para testes de capacetes de proteção (The British Standards Institution, 2006, 2013).

Os materiais do modelo da cabeça são caracterizados na EN 960:2006 em função dos constrangimentos dos testes de penetração e absorção de choque realizados. Mais concretamente, no caso do conjunto em queda, o modelo deve ser constituído por um metal e, no caso do encastramento do conjunto, deve ser um material rígido que não afete a medição de absorção de choque ou penetração, como por exemplo madeira. Em ambos os casos, o modelo deve apresentar uma ressonância superior a uma frequência de 2000 Hz (The British Standards Institution, 2006).

Apesar da norma descrever o tipo de material que deve constituir os modelos da cabeça para teste, não é especificado o metal que deve ser utilizado no caso do conjunto em queda. Com isso, verificou-se na norma de segurança de capacetes de bicicleta do Código de Regulamentos Federais dos Estados Unidos que os modelos de cabeça utilizados em testes de impacto devem ser construídos em liga de magnésio. Este

material foi utilizado para os dois tipos de testes referidos na norma EN 960:2006 (Consumer Product Safety Commission, 2011; The British Standards Institution, 2006). A Figura 4.1 apresenta as propriedades da liga de magnésio, contidas na biblioteca de materiais do SolidWorks, aplicada nos modelos da cabeça.

Property	Value	Units
Elastic Modulus	4.5e+10	N/m <sup>2</sup>
Poisson's Ratio	0.35	N/A
Shear Modulus	1.7e+10	N/m <sup>2</sup>
Mass Density	1700	kg/m <sup>3</sup>
Tensile Strength		N/m <sup>2</sup>
Compressive Strength		N/m <sup>2</sup>
Yield Strength		N/m <sup>2</sup>
Thermal Expansion Coefficient	2.5e-05	/K
Thermal Conductivity	160	W/(m-K)
Specific Heat	1000	J/(kg-K)
Material Damping Ratio		N/A

Figura 4.1 – Propriedades da liga de magnésio no SolidWorks.

O artigo de Han *et al.* (2024), que apresenta uma análise quantitativa do desempenho de um capacete de ciclismo sujeito a testes de impacto, inclui os materiais considerados na análise e este estudo foi utilizado como referência na seleção do material para as fitas de segurança. Em particular, nesta análise consideraram PET para a composição das fitas.

As propriedades do material PET, contido na biblioteca do SolidWorks, aplicado nas fitas de segurança são apresentadas na Figura 4.2.

Property	Value	Units
Elastic Modulus	2960000000	N/m <sup>2</sup>
Poisson's Ratio	0.37	N/A
Shear Modulus		N/m <sup>2</sup>
Mass Density	1420	kg/m <sup>3</sup>
Tensile Strength	57300000	N/m <sup>2</sup>
Compressive Strength	92900000	N/m <sup>2</sup>
Yield Strength		N/m <sup>2</sup>
Thermal Expansion Coefficient		/K
Thermal Conductivity	0.261	W/(m-K)
Specific Heat	1140	J/(kg-K)
Material Damping Ratio		N/A

Figura 4.2 – Propriedades do PET no SolidWorks.

Na escolha do material para a camada exterior dos dispositivos, foi necessário garantir a compatibilidade com técnicas de manufatura aditiva e a capacidade de resistência a impactos. De acordo com Shi *et al.* (2021), a camada exterior de capacetes é tipicamente composta por materiais como PC ou ABS. Adicionalmente, verificaram que o uso de polímeros reforçados com fibras tem aumentado por apresentarem melhor resistência e menor rigidez, comparativamente aos plásticos. No caso da máscara de proteção, Farrington *et al.* (2012) identifica o material PC como a típica composição deste tipo de dispositivos.

Desse modo, o material PC foi aplicado para a camada exterior de ambos os dispositivos, com as propriedades incluídas na biblioteca do SolidWorks e apresentadas na Figura 4.3.

Property	Value	Units
Elastic Modulus	2410000000	N/m <sup>2</sup>
Poisson's Ratio	0.3897	N/A
Shear Modulus	862200000	N/m <sup>2</sup>
Mass Density	1070	kg/m <sup>3</sup>
Tensile Strength	40000000	N/m <sup>2</sup>
Compressive Strength		N/m <sup>2</sup>
Yield Strength		N/m <sup>2</sup>
Thermal Expansion Coefficient		/K
Thermal Conductivity	0.2618	W/(m·K)
Specific Heat	1900	J/(kg·K)
Material Damping Ratio		N/A

Figura 4.3 – Propriedades do PC no SolidWorks.

O artigo de Gama *et al.* (2019) apresenta um estudo da incorporação de diferentes quantidades de cortiça em espumas de PU, produzidas com auxílio de uma impressora 3D. Os resultados deste estudo permitiram verificar melhorias nas propriedades mecânicas do compósito, como a redução da rigidez e da condutividade térmica, e concluíram que o comportamento elástico das espumas desenvolvidas possibilita o uso do material em aplicações de isolamento térmico com propriedades de amortecimento. Por esse motivo, aplicou-se o compósito PU-1% cortiça, na camada interior de ambos os dispositivos, verificado no estudo de Gama *et al.* (2019) e com as propriedades mecânicas apresentadas na Figura 4.4.

Property	Value	Units
Elastic Modulus	782000	N/m <sup>2</sup>
Poisson's Ratio	0.3	N/A
Shear Modulus		N/m <sup>2</sup>
Mass Density	262	kg/m <sup>3</sup>
Tensile Strength	792000	N/m <sup>2</sup>
Compressive Strength	71000	N/m <sup>2</sup>
Yield Strength		N/m <sup>2</sup>
Thermal Expansion Coefficient		/K
Thermal Conductivity	0.047	W/(m·K)
Specific Heat	325	J/(kg·K)
Material Damping Ratio		N/A

Figura 4.4 – Propriedades do compósito PU-1% cortiça no SolidWorks.

## 4.2 Verificação do modelo de ensaio da cabeça

Na norma EN 960:2006 está definido que o modelo da cabeça deve ser composto por um material rígido e deve apresentar uma ressonância superior à frequência de 2000 Hz. Desse modo, realizaram-se simulações de frequência no SolidWorks para garantir que os modelos utilizados nos seguintes estudos estão em conformidade com a norma.

### 4.2.1 Modelo desenvolvido por DICOM

Para verificar a ressonância do modelo, realizou-se uma simulação de frequência no *software* SolidWorks. Neste estudo, considerou-se o material liga de magnésio e um encastramento na superfície inferior do modelo, como apresentado na Figura 4.5.

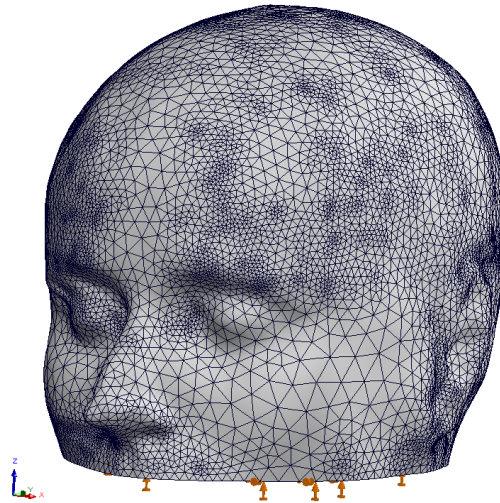


Figura 4.5 – Malha e constrangimentos na simulação de frequência do modelo por DICOM.

A simulação realizada permitiu obter os valores de ressonância, Figura 4.6, para os 5 modos de frequência estudados. Como é possível verificar, todos os valores de frequência de ressonância obtidos são superiores a 2000 Hz, ou seja, este modelo está em conformidade com a norma EN 960:2006.

Mode No.	Frequency(Rad/sec)	Frequency(Hertz)	Period(Seconds)
1	21 614	3 440	0,00029069
2	24 205	3 852,3	0,00025958
3	34 890	5 553	0,00018008
4	56 823	9 043,6	0,00011058
5	64 372	10 245	9,7608e-05

Figura 4.6 – Ressonância no modelo por DICOM.

### 4.2.2 Modelo desenvolvido por fotogrametria

Na seguinte análise, consideram-se encastramentos nas superfícies identificadas na Figura 4.7 e o material liga de magnésio.

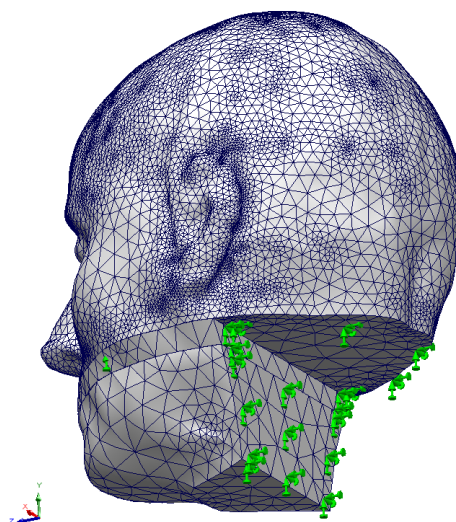


Figura 4.7 – Malha e constrangimentos na simulação de frequência do modelo por fotogrametria.

Com os parâmetros definidos, realizou-se a simulação e foram obtidas as ressonâncias no modelo apresentadas na Figura 4.8. Estes resultados permitiram concluir que o modelo está em conformidade com os requerimentos da norma europeia EN 960:2006.

Mode No.	Frequency(Rad/sec)	Frequency(Hertz)	Period(Seconds)
1	21 618	3 440,5	0,00029065
2	24 208	3 852,8	0,00025955
3	34 893	5 553,4	0,00018007
4	56 827	9 044,3	0,00011057
5	64 376	10 246	9,7602e-05

Figura 4.8 – Ressonância no modelo por fotogrametria.

### 4.3 Verificação do Capacete

#### 4.3.1 Simulação dinâmica não-linear de queda a 0°

Han *et al.* (2024) estudaram o desempenho de um capacete de ciclismo quando sujeito a diferentes ângulos de impacto, 30°, 45° e 60°, e duas velocidades de contacto, 5 m/s e 8 m/s. Este artigo foi utilizado como referência para as simulações dinâmicas não-lineares realizadas.

Desse modo, considerou-se uma bigorna de aço AISI 1035 com uma inclinação de 30° para o estudo de impacto do modelo. Adicionalmente, para esta simulação, realizou-se o impacto na zona frontal do capacete e este foi designado como o ângulo de impacto de 0°.

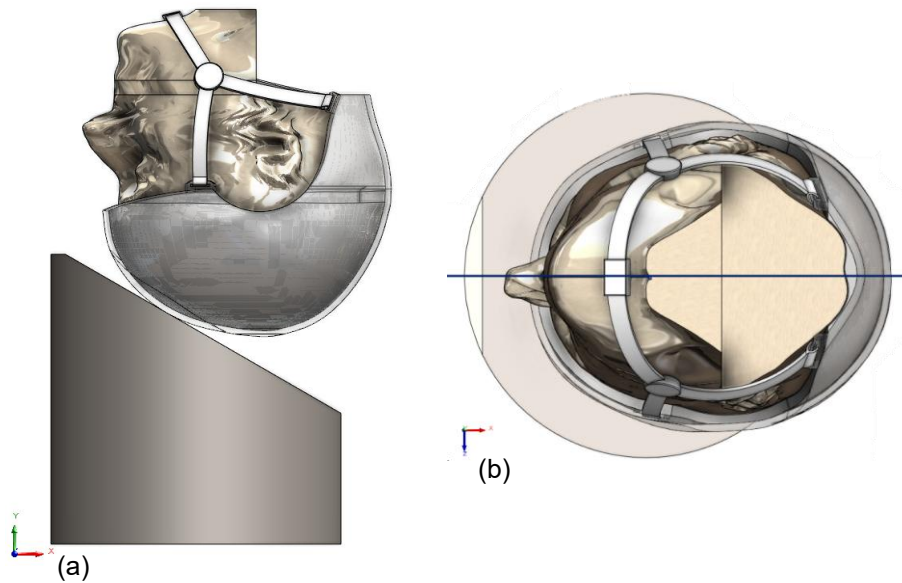


Figura 4.9 – (a) e (b) bigorna com 30° de inclinação e capacete a 0°.

Em termos de parâmetros da simulação, assumiu-se um encastramento na superfície inferior da bigorna e um constrangimento nos eixos  $x$  e  $z$  num ponto do capacete, que garante o movimento apenas ao longo do eixo  $y$ . Além disso, considerou-se a velocidade inicial do modelo de 8 m/s e definiu-se a gravidade como perpendicular à superfície plana da bigorna.

Por fim, recorreu-se à ferramenta *'move components'* para mover o conjunto até ser garantido o contacto com a bigorna e, com isso, identificou-se a interação local de contacto entre as duas superfícies para realizar a simulação.

O diagrama de distribuição de tensões de von Mises no modelo, Figura 4.10, permitiu verificar a tensão máxima de 23,79 MPa na fita de segurança. Esta tensão é inferior à resistência à tração de 57,3 MPa do material PET, logo este componente suporta as condições a que está sujeito. Para além disso, a camada exterior do dispositivo apresenta uma tensão máxima de 12,65 MPa, localizada na região de impacto com a bigorna, e a camada interior de 43,46 kPa, ambas inferiores à resistência à tração de 40 MPa e de 792 kPa dos respetivos materiais PC e PU-1% cortiça.

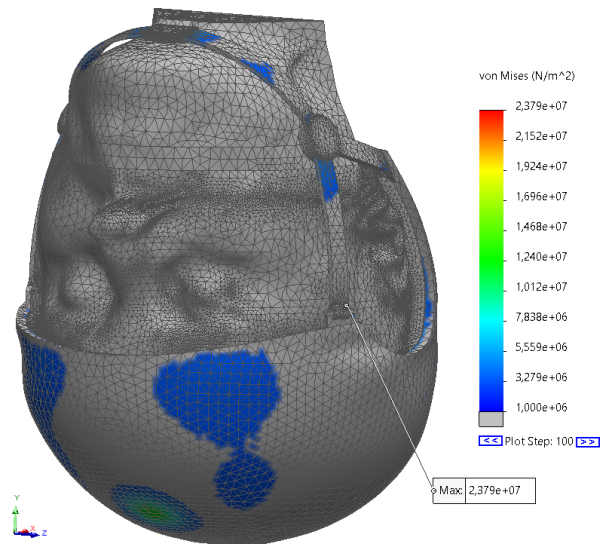


Figura 4.10 – Distribuição de tensões de von Mises na simulação do capacete a 0°.

Considerando o objetivo deste estudo, que consiste na avaliação do desempenho do capacete na dissipação das cargas de impacto, obteve-se o diagrama de distribuição de tensões no modelo de ensaio da cabeça, Figura 4.11, onde verificou-se o valor máximo de 2,066 kPa. De acordo com Cao *et al.* (2024), concussões surgem a partir de tensões de 10 kPa e, por esse motivo, foi possível concluir que o modelo tem um desempenho adequado de proteção nas condições consideradas.

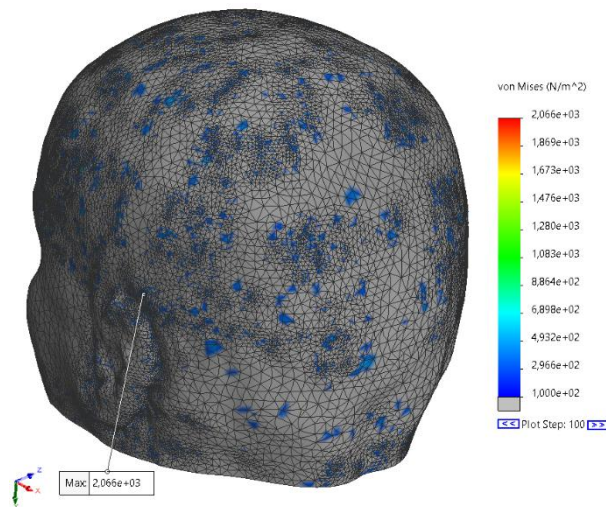


Figura 4.11 – Distribuição de tensões no modelo da cabeça na simulação do capacete a 0°.

Em termos de deslocamentos no modelo, observou-se o valor máximo de 1,2 mm na camada exterior do capacete, Figura 4.12, sendo este valor inferior à espessura de 4 mm da respetiva camada e à espessura total do capacete de 10 mm.

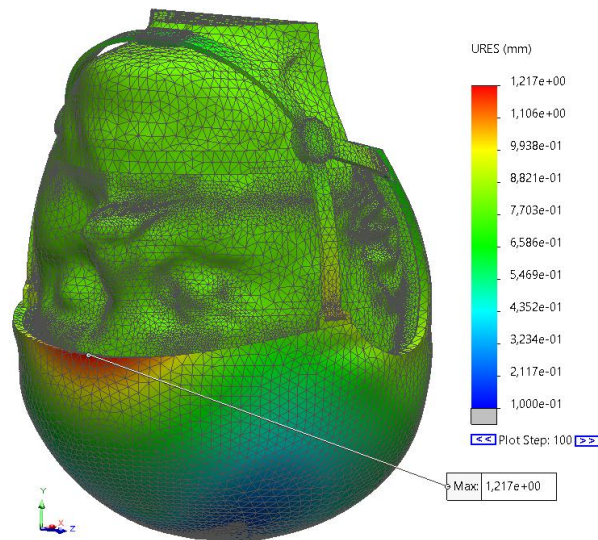


Figura 4.12 – Deslocamentos na simulação do capacete a 0°.

#### 4.3.2 Simulação dinâmica não-linear de queda a 0° e compósito Pu-5% cortiça na camada interior

A seguinte simulação teve como objetivo a comparação de dois compósitos com diferentes quantidades de cortiça apresentados no artigo de Gama *et al.* (2019). Desse modo, mantiveram-se todos os parâmetros das simulações anteriores, exceto o material da camada interior do capacete que foi alterado para o compósito PU-5% cortiça, com as propriedades identificadas no respetivo artigo, Figura 4.13.

Property	Value	Units
Elastic Modulus	703000	N/m <sup>2</sup>
Poisson's Ratio	0.3	N/A
Shear Modulus		N/m <sup>2</sup>
Mass Density	245	kg/m <sup>3</sup>
Tensile Strength	765000	N/m <sup>2</sup>
Compressive Strength	22000	N/m <sup>2</sup>
Yield Strength		N/m <sup>2</sup>
Thermal Expansion Coefficient		/K
Thermal Conductivity	0.044	W/(m·K)
Specific Heat	262	J/(kg·K)
Material Damping Ratio		N/A

Figura 4.13 – Propriedades do compósito PU-5% cortiça no SolidWorks.

Analisando os resultados da distribuição de tensões, identificou-se na Figura 4.14 a tensão máxima de 17,30 MPa e, comparando com os resultados da simulação anterior de queda a 0°, na Figura 4.10, observou-se uma diminuição do valor máximo e que este mantém a sua localização na fita de segurança. No caso da camada exterior do capacete, obteve-se uma diminuição semelhante do valor máximo para 6,47 MPa, comparativamente à tensão de 12,65 MPa no modelo com PU-1% cortiça. Adicionalmente, para a camada interior ocorre uma redução do máximo para 18,86 kPa, sendo este valor uma diminuição em aproximadamente 56,6% da tensão de 43,46 kPa verificada na simulação anterior.

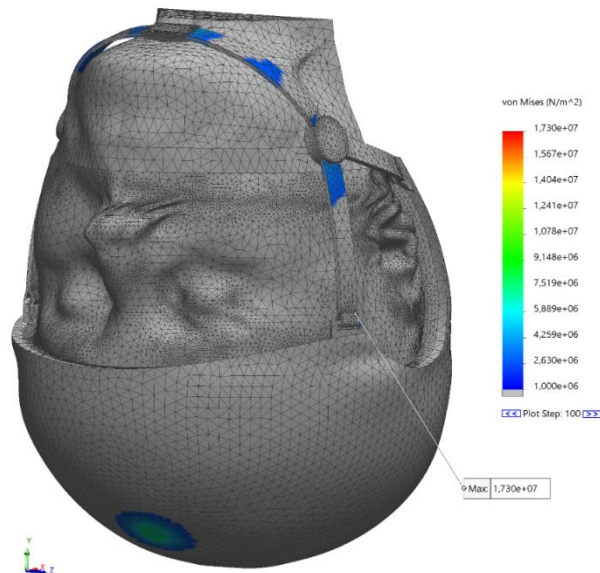


Figura 4.14 – Distribuição de tensões de von Mises na simulação do capacete a 0° e com PU-5% cortiça na camada interior.

Em termos de tensões no modelo da cabeça, na Figura 4.15 observa-se o valor máximo de 2,668 kPa, sendo este um ligeiro aumento comparativamente ao valor máximo de 2,066 kPa obtido na simulação de queda a 0° com o material PU-1% cortiça na camada interior, Figura 4.11.

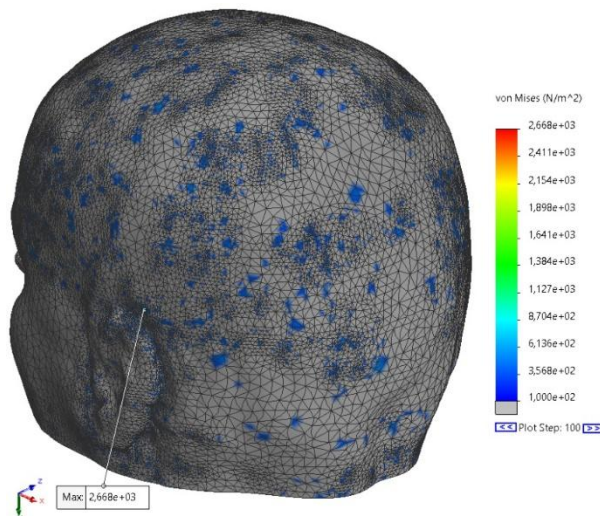


Figura 4.15 – Distribuição de tensões no modelo da cabeça na simulação do capacete a 0° e com PU-5% cortiça na camada interior.

Relativamente ao diagrama de deslocamentos no dispositivo, apresentado na Figura 4.16, verificou-se um deslocamento máximo de 1,043 mm, localizado na fita de segurança e inferior à respetiva espessura de 2 mm. Para a camada exterior, foi identificado o valor máximo de 0,7797 mm, o qual é inferior à espessura de 4 mm do componente e aproximadamente 36% inferior ao deslocamento de 1,217 mm obtido na simulação com PU-1% cortiça, Figura 4.12.

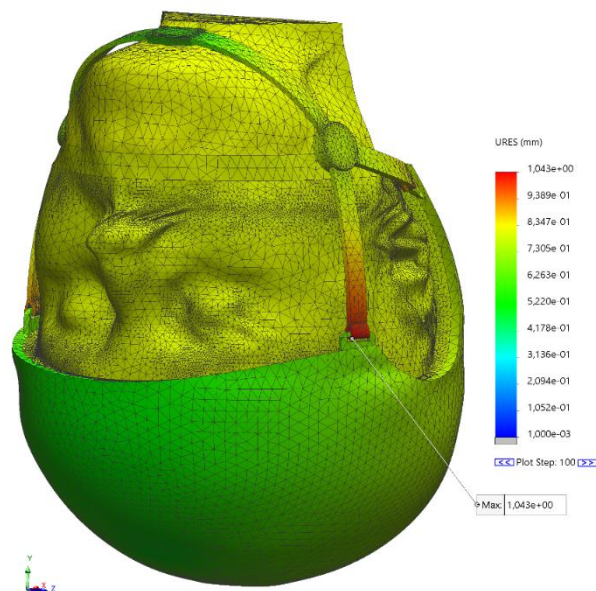


Figura 4.16 – Deslocamentos na simulação do capacete a 0° e com PU-5% cortiça na camada interior.

Apesar da análise com o material PU-5% cortiça apresentar uma menor tensão máxima e menor deslocamento no conjunto, considerou-se como foco deste estudo a redução das tensões transmitidas para o utilizador. Por esse motivo, e como observou-se um aumento da tensão máxima no modelo de ensaio da cabeça, concluiu-se que o material PU-1% cortiça é mais adequado para a aplicação pretendida.

#### 4.3.3 Simulação dinâmica não-linear de queda a 0° e poliestireno expandido na camada interior

De seguida, substituiu-se o material da camada interior por EPS. Este é o material tipicamente aplicado na camada de amortecimento de capacetes e as suas propriedades foram retiradas da base de dados MatWeb, Figura 4.17 (Overview of Materials for Expanded Polystyrene (EPS), n.d.).

Property	Value	Units
Elastic Modulus	484000000	N/m <sup>2</sup>
Poisson's Ratio	0.3	N/A
Shear Modulus		N/m <sup>2</sup>
Mass Density	212	kg/m <sup>3</sup>
Tensile Strength	464000000	N/m <sup>2</sup>
Compressive Strength	461000000	N/m <sup>2</sup>
Yield Strength	48400000	N/m <sup>2</sup>
Thermal Expansion Coefficient		/K
Thermal Conductivity		W/(m·K)
Specific Heat		J/(kg·K)

Figura 4.17 – Propriedades do EPS no SolidWorks.

A Figura 4.18 apresenta a distribuição de tensões obtida e verificou-se o valor máximo de 54,82 MPa. Esta tensão é muito superior ao máximo obtido na simulação com o material PU-1% cortiça de 23,79 MPa, Figura 4.10, e mantém-se localizada no modelo da fita de segurança. No entanto, na camada exterior identificou-se o máximo de

10,34 MPa que representa uma ligeira diminuição da tensão neste componente, em relação ao valor de 12,65 MPa obtido na simulação com o material original. No caso da camada interior, observou-se uma tensão muito elevada de 15,22 MPa, comparativamente ao máximo da simulação original de 43,46 kPa.

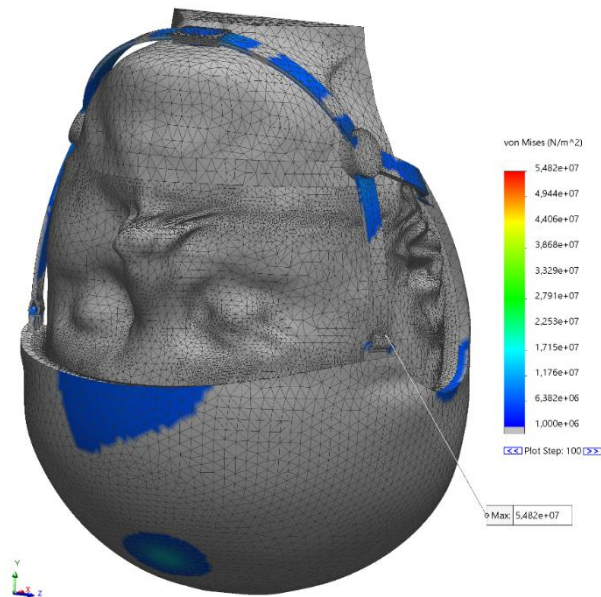


Figura 4.18 – Distribuição de tensões de von Mises na simulação do capacete a 0° e com EPS na camada interior.

Analisando em específico as tensões no modelo da cabeça, verificou-se um significativo aumento da tensão máxima. Mais concretamente, a Figura 4.19 permitiu identificar o valor máximo sentido de 2,6 MPa, sendo que este é muito superior ao máximo obtido na simulação com PU-1% cortiça de 2,066 kPa, Figura 4.11, e ao limite definido de 10 kPa.

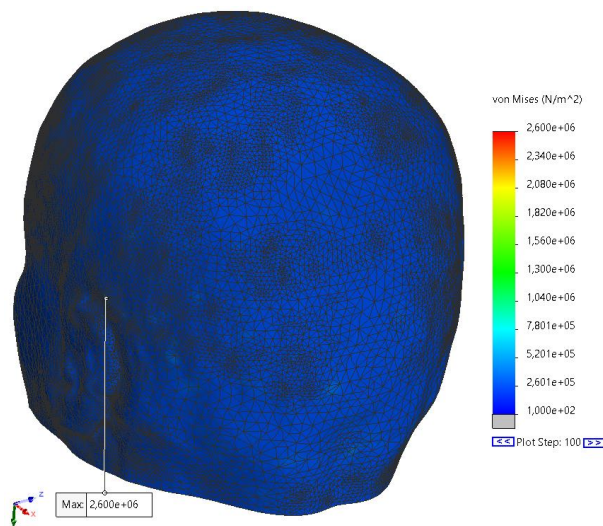


Figura 4.19 – Distribuição de tensões no modelo da cabeça na simulação do capacete a 0° e com EPS na camada interior.

De seguida, analisou-se o deslocamento resultante no dispositivo, apresentado na Figura 4.20. O valor máximo de 1,668 mm, localizado na fita de segurança, é superior

ao máximo de 1,062 mm obtido no mesmo componente para a simulação de queda a 0°, Figura 4.12, e ligeiramente inferior à espessura de 2 mm do componente. Para as camadas exterior e interior, verificaram-se os deslocamentos máximos de 0,9163 mm e 0,9093 mm, respetivamente. Estes valores revelam uma redução do máximo na camada exterior e um pequeno aumento para a camada interior, comparativamente aos deslocamentos obtidos de 1,217 mm e 0,8003 mm, respetivamente, no impacto com 0°.

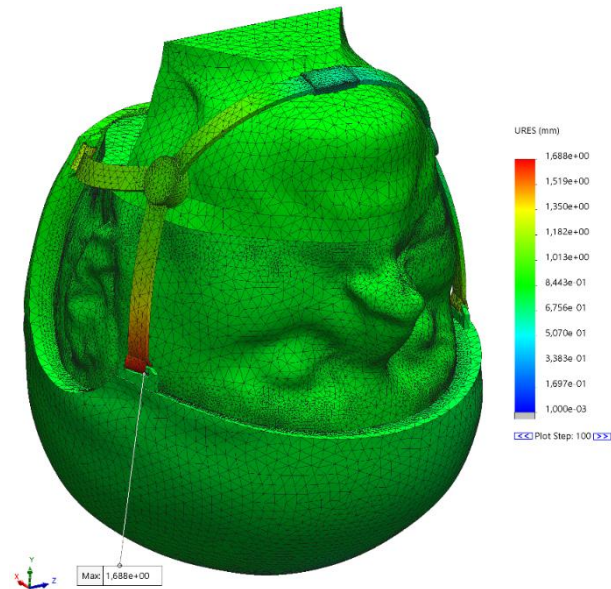


Figura 4.20 – Deslocamentos na simulação do capacete a 0° e com EPS na camada interior.

Os resultados da simulação com EPS na camada interior apresentam um aumento dos valores de tensão e deslocamentos máximos no conjunto e, principalmente, na tensão máxima sentida no modelo de ensaio da cabeça. Por isso, concluiu-se que o material EPS não é adequado para a aplicação considerada e que deve manter-se o compósito PU-1% cortiça na camada interior do capacete.

#### 4.3.4 Simulação dinâmica não-linear de queda a 0° e ABS na camada exterior

Na seguinte análise, consideraram-se os parâmetros das simulações anteriores e substituiu-se o material da camada exterior do capacete por ABS. As propriedades deste material foram retiradas da biblioteca do SolidWorks e são apresentadas na Figura 4.21.

Property	Value	Units
Elastic Modulus	2000000000	N/m <sup>2</sup>
Poisson's Ratio	0.394	N/A
Shear Modulus	318900000	N/m <sup>2</sup>
Mass Density	1020	kg/m <sup>3</sup>
Tensile Strength	30000000	N/m <sup>2</sup>
Compressive Strength		N/m <sup>2</sup>
Yield Strength		N/m <sup>2</sup>
Thermal Expansion Coefficient		/K
Thermal Conductivity	0.2256	W/(m·K)
Specific Heat	1386	J/(kg·K)

Figura 4.21 – Propriedades do ABS no SolidWorks.

Na distribuição de tensões obtida na simulação dinâmica não-linear com ABS, Figura 4.22, observou-se o valor máximo de 15,61 MPa na fita de segurança, sendo este inferior ao máximo de 23,79 MPa com a mesma localização, verificado na simulação com o material PC, Figura 4.10, e é inferior à resistência à tração de 30 MPa do ABS. Em termos das tensões nas camadas exterior e interior, obtiveram-se os valores máximos de 10,88 MPa e 45,69 kPa, respetivamente, que exibem uma pequena variação relativamente às tensões de 12,65 MPa e 43,46 kPa, na simulação com o material PC.

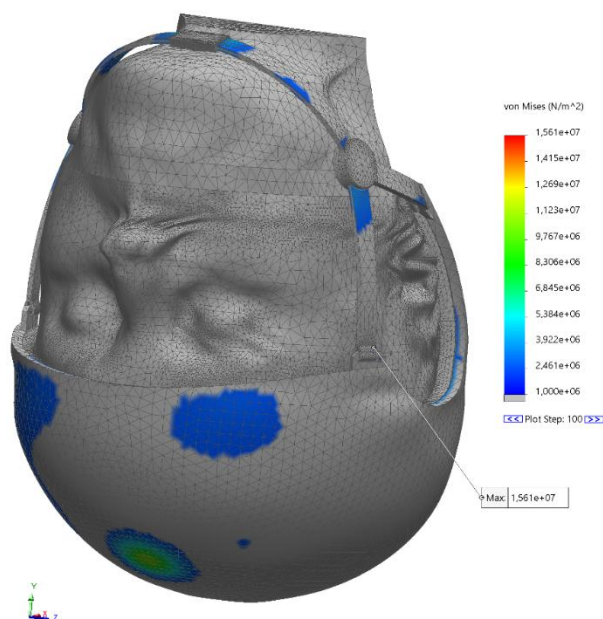


Figura 4.22 – Distribuição de tensões de von Mises na simulação do capacete a 0° e com ABS na camada exterior.

No entanto, a tensão máxima de 2,772 kPa identificada no modelo da cabeça, Figura 4.23, é superior ao valor máximo de 2,066 kPa verificado na simulação com PC, Figura 4.11. Por esse motivo, e como o objetivo é reduzir as forças sentidas pelo utilizador, considerou-se o material PC mais adequado para a camada exterior do capacete nas condições em análise.

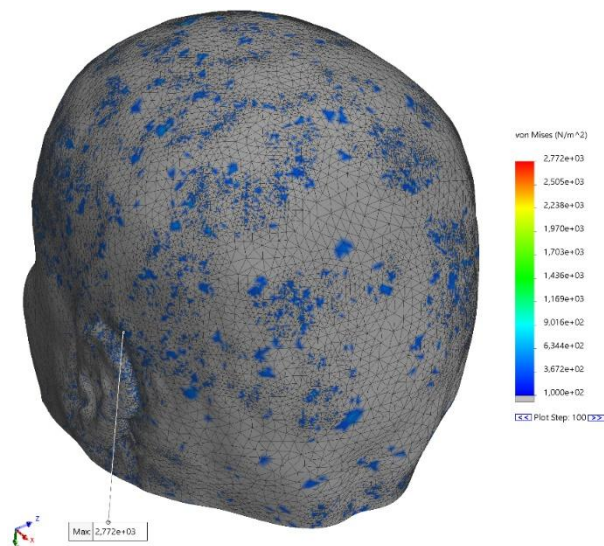


Figura 4.23 – Distribuição de tensões no modelo da cabeça na simulação do capacete a 0° e com ABS na camada exterior.

Ainda assim, analisou-se o deslocamento no capacete que permitiu identificar o valor máximo de 1,369 mm na camada exterior do dispositivo, Figura 4.24. Este deslocamento é ligeiramente superior ao valor máximo de 1,217 mm, também localizado na camada exterior, obtido na simulação de queda 0°, Figura 4.12. No caso da camada interior, verificou-se um máximo de 0,8005 mm que é muito semelhante ao máximo de 0,8003 mm identificado na simulação com o material original. O aumento do deslocamento e das tensões máximas verificadas com a utilização do material ABS suporta a conclusão de que o material originalmente aplicado na camada exterior, PC, é mais adequado para a aplicação pretendida.

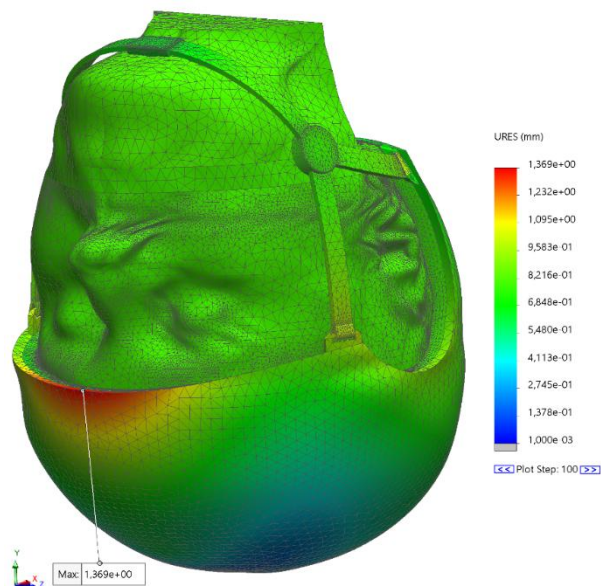


Figura 4.24 – Deslocamentos na simulação do capacete a 0° e com ABS na camada exterior.

#### 4.3.5 Simulação dinâmica não-linear de queda a 0° e maior espessura na camada exterior

De seguida, realizou-se uma simulação dinâmica não-linear onde se considerou um aumento de 1 mm da espessura da camada exterior do capacete, mantendo os restantes parâmetros e materiais da simulação de queda a 0°, tópico 4.3.1.

A Figura 4.25 apresenta a distribuição de tensões de von Mises no conjunto e permitiu identificar o valor máximo de 24,07 MPa localizado na fita de segurança, sendo este um ligeiro aumento comparativamente ao máximo de 23,79 MPa, com a mesma localização, obtido na simulação com a espessura original, Figura 4.12. Analisando os resultados na camada exterior, verificou-se um máximo de 1,52 MPa, muito inferior à tensão de 12,65 MPa obtida na simulação com o modelo original. Adicionalmente, na camada interior ocorreu uma redução em aproximadamente 20 kPa da tensão para 23,43 kPa, tendo sido verificado um máximo de 43,46 kPa no estudo de referência.

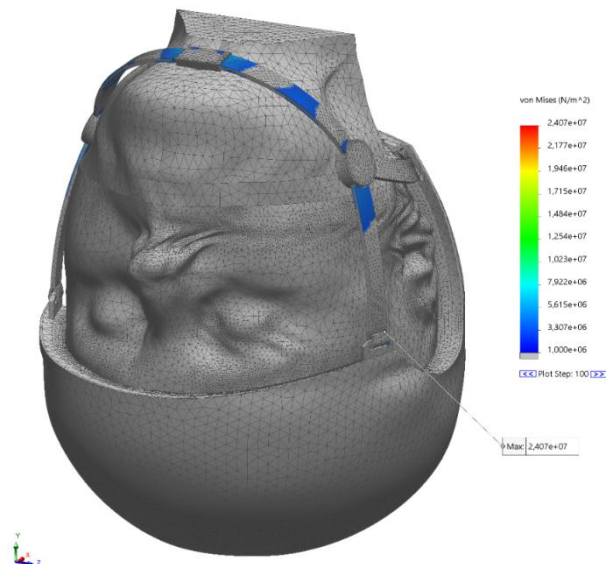


Figura 4.25 – Distribuição de tensões de von Mises na simulação do capacete a 0° e maior espessura na camada exterior.

Com isso, foram analisadas as tensões no modelo da cabeça, apresentadas na Figura 4.26. O valor máximo de 2,595 kPa é superior à tensão de 2,066 kPa obtida na simulação com a espessura inicial, Figura 4.11, e, por isso, considerou-se o aumento da espessura em 1 mm redundante.

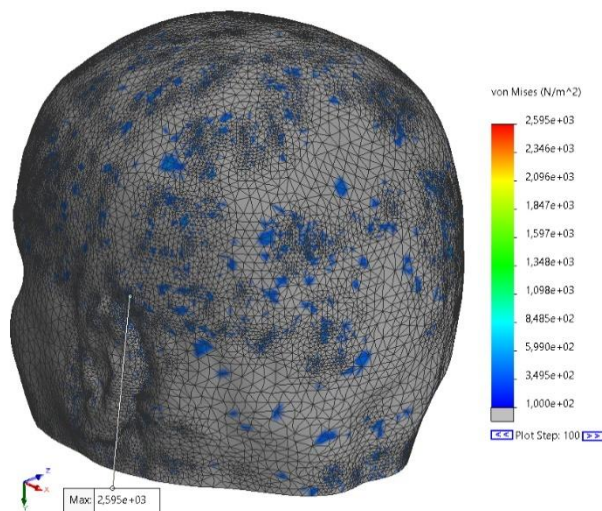


Figura 4.26 – Distribuição de tensões no modelo da cabeça na simulação do Capacete a 0° e maior espessura na camada exterior.

Contudo, foram ainda verificados os deslocamentos nos componentes. A Figura 4.27 apresenta o diagrama obtido onde identificou-se o valor máximo de 1,1 mm na fita de segurança, sendo este deslocamento ligeiramente inferior ao valor máximo de 1,062 mm localizado na fita para a simulação de queda a 0° com a espessura original, Figura 4.12. Adicionalmente, ocorre uma redução do valor máximo na camada exterior para 0,7929 mm e um valor semelhante na camada interior de 0,8155 mm, comparativamente à simulação original com os deslocamentos máximos de 1,217 mm e 0,8003 mm nos respetivos componentes.

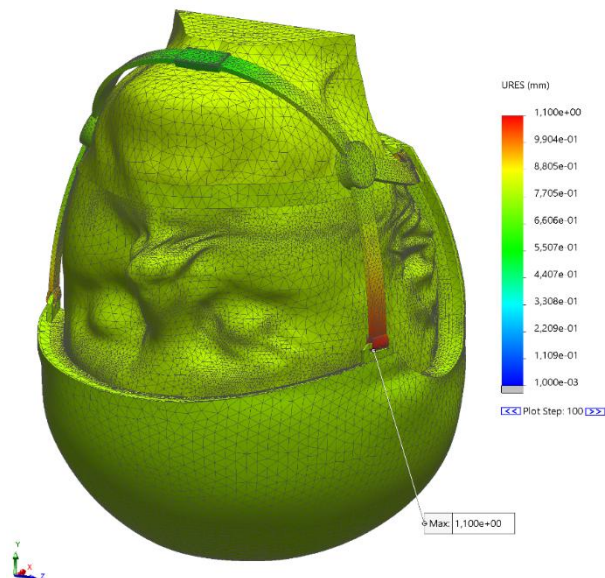


Figura 4.27 – Deslocamentos na simulação do capacete a 0° e maior espessura na camada exterior.

Apesar da diminuição do deslocamento máximo, o foco do desempenho do dispositivo é a redução das tensões transmitidas para o utilizador, e, neste caso, ocorre um

aumento da tensão máxima no modelo da cabeça. Por esse motivo, mantém-se a conclusão de que o aumento da espessura da camada exterior em 1 mm é redundante.

#### 4.3.6 Simulação dinâmica não-linear de queda a 45°

Os estudos anteriores permitiram concluir que o modelo considerado inicialmente, com a espessura original, PC na camada exterior e o compósito PU-1% cortiça na camada interior, é o mais adequado para obter o melhor desempenho de proteção do capacete. Desse modo, recorrendo a este modelo do dispositivo, foram realizadas simulações considerando diferentes ângulos de impacto.

Mais concretamente, na seguinte análise do conjunto mantiveram-se todos os parâmetros da simulação dinâmica não-linear de queda a 0°, exceto o ângulo de impacto do capacete que foi alterado para 45°, Figura 4.28.

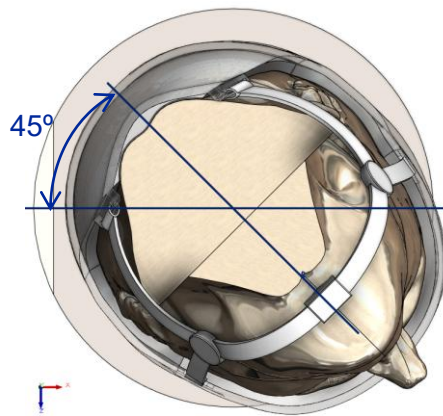


Figura 4.28 – Bigorna com 30° de inclinação e capacete a 45°.

A Figura 4.29 apresenta o diagrama de distribuição de tensões de von Mises obtido, onde verificou-se a tensão máxima de 25,67 MPa, localizada no modelo da fita de segurança. Esta tensão é superior ao valor máximo de 23,79 MPa identificado para o mesmo componente na simulação com o ângulo de impacto de 0°, Figura 4.10, e é inferior à resistência à tração de 57,3 MPa do material, ou seja, o componente suporta as condições em análise. Para além disso, ocorre um ligeiro aumento do máximo na camada exterior para 13,72 MPa e uma diminuição na camada interior para 31,03 kPa, comparativamente às tensões de 12,65 MPa e 43,46 kPa nos respetivos componentes na simulação com os parâmetros originais.

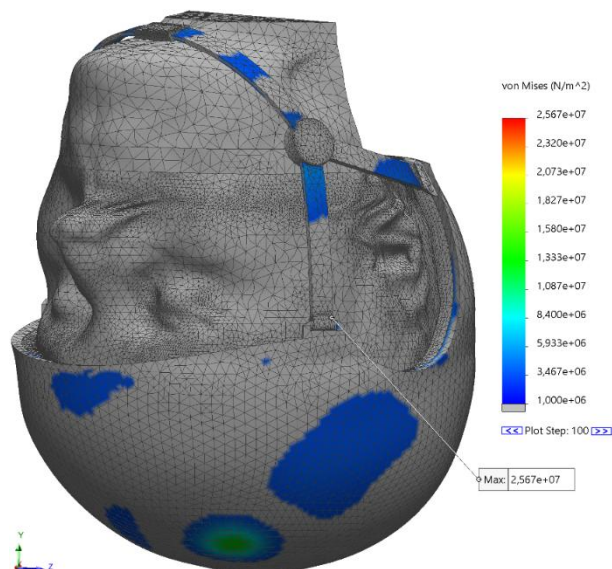


Figura 4.29 – Distribuição de tensões de von Mises na simulação do capacete a 45°.

De seguida, verificaram-se as tensões sentidas no modelo da cabeça apresentadas na Figura 4.30. A tensão máxima de 747 Pa é muito inferior à tensão de 2,066 kPa obtida na simulação de impacto a 0°, e está em conformidade com o limite definido de 10 kPa, ou seja, o capacete protege o utilizador de concussões nas condições de operação consideradas.

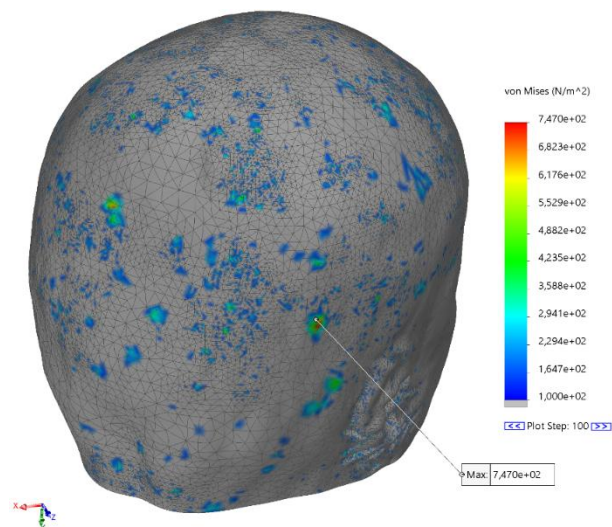


Figura 4.30 – Distribuição de tensões no modelo da cabeça na simulação do capacete a 45°.

Por fim, a Figura 4.31 apresenta o diagrama de deslocamentos nos componentes e permitiu identificar o valor máximo de 1,229 mm na fita de segurança. Este é superior ao deslocamento de 1,062 mm obtido para o mesmo componente na simulação de queda a 0°, Figura 4.12. Na camada exterior do dispositivo, verificou-se um valor máximo de 0,9279 mm, o qual é inferior ao deslocamento de 1,217 mm para o impacto com 0°, e na camada interior ocorre um máximo de 0,8111 mm, sendo este semelhante ao resultado de 0,8003 mm no estudo de referência.

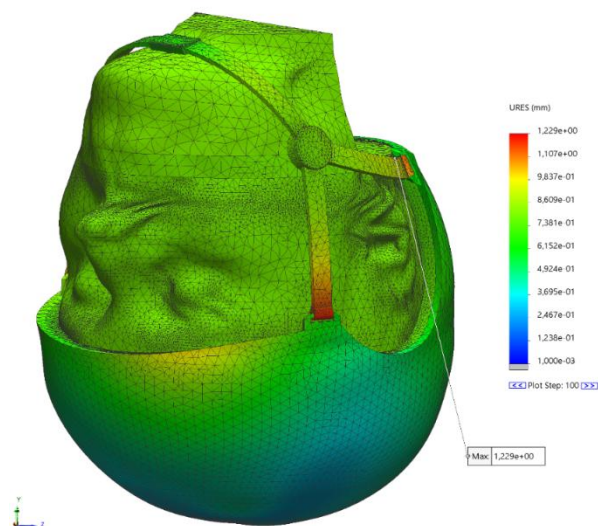


Figura 4.31 – Deslocamentos na simulação do capacete a 45°.

#### 4.3.7 Simulação dinâmica não-linear de queda a 180°

Para a seguinte simulação consideraram-se os parâmetros dos estudos anteriores, com a alteração do ângulo de impacto para 180°, como representado na Figura 4.32.

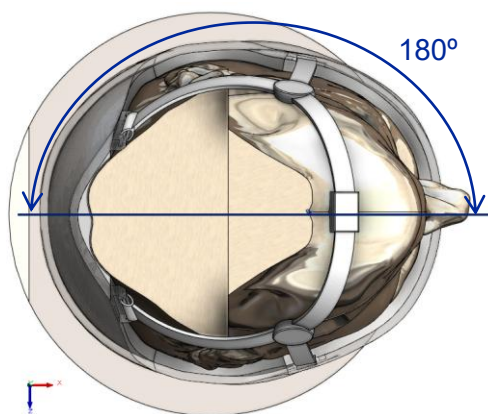


Figura 4.32 – Bigorna com 30° de inclinação e capacete a 180°.

Em termos de tensões no modelo, a Figura 4.33 apresenta a distribuição de tensões de von Mises. A tensão máxima de 21,58 MPa foi verificada na fita de segurança e é inferior à resistência à tração do respetivo material de 57,3 MPa. Adicionalmente, este valor é ligeiramente inferior à tensão máxima de 23,79 MPa identificada na simulação com queda a 0°, Figura 4.10, e ocorre novamente no componente fita de segurança. No caso das camadas do dispositivo, obteve-se um aumento da tensão para 16,65 MPa na camada exterior e uma significativa redução do máximo na camada interior para 26,71 kPa, comparativamente aos resultados de 12,65 MPa e 43,46 kPa, respetivamente, observados na simulação de queda a 0°.

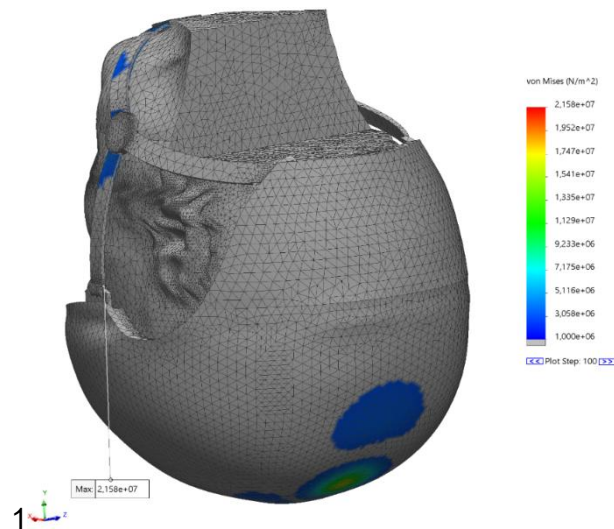


Figura 4.33 – Distribuição de tensões de von Mises na simulação do capacete a 180°.

No modelo de ensaio da cabeça obtiveram-se as tensões identificadas na Figura 4.34. O valor máximo de 4,2 kPa é inferior ao limite de 10 kPa e, por esse motivo, foi possível concluir que o capacete protege o utilizador de concussões nas condições em análise. Contudo, é importante notar que o novo ângulo de impacto resulta num aumento significativo em aproximadamente 2,194 kPa, comparativamente à tensão máxima de 2,066 kPa verificada com o ângulo de 0°, Figura 4.11.

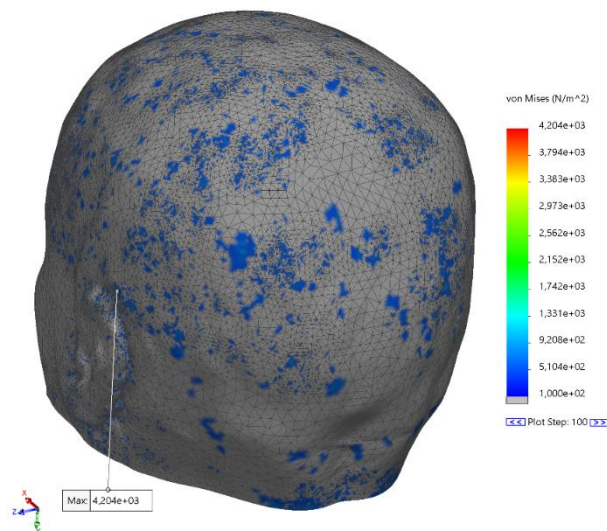


Figura 4.34 – Distribuição de tensões no modelo da cabeça na simulação do capacete a 180°.

Por fim, o diagrama de deslocamentos na Figura 4.35 permitiu identificar o valor máximo de 1,044 mm na fita de segurança, sendo este valor muito próximo do deslocamento máximo de 1,062 mm, verificado para o mesmo componente no estudo de impacto a 0°. Analisando os valores observados nas camadas do dispositivo, o deslocamento resultante na camada exterior de 0,6385 mm é muito inferior, aproximadamente 48%, ao valor máximo de 1,217 mm obtido para a simulação de referência. No caso da camada interior, o deslocamento identificado de 0,7984 mm é muito semelhante ao

máximo de 0,8003 mm observado no respetivo componente para a simulação com o ângulo de impacto de 0°.

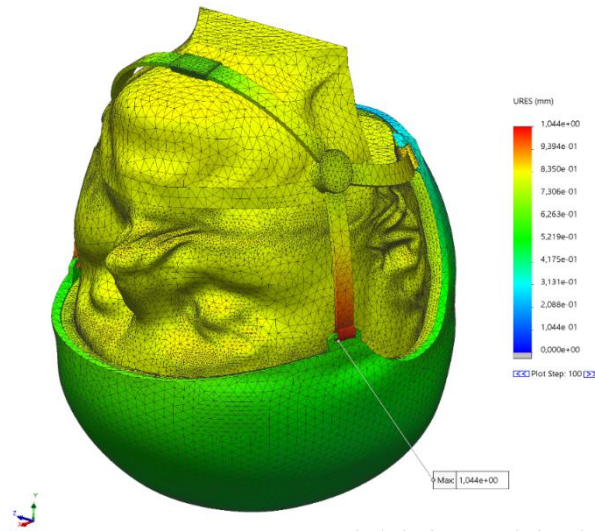


Figura 4.35 – Deslocamentos na simulação do capacete a 180°.

#### 4.3.8 Simulação dinâmica não-linear de queda a 270°

O último ângulo de impacto analisado foi de 270°, como representado na Figura 4.36. Tal como anteriormente, mantiveram-se todos os parâmetros da simulação dinâmica não-linear exceto a posição de contacto entre a bigorna e o capacete.

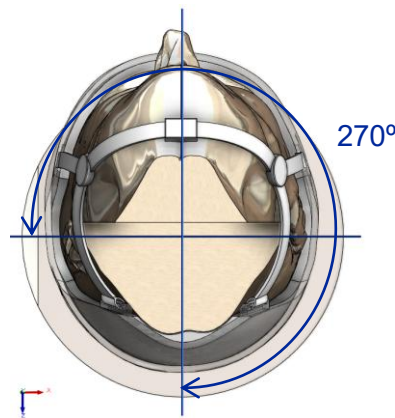


Figura 4.36 – Bigorna com 30° de inclinação e capacete a 270°.

A Figura 4.37 apresenta a distribuição de tensões de von Mises no capacete e o valor máximo de 24,74 MPa surge na fita de segurança do dispositivo. Esta tensão é inferior à resistência à tração de 57,3 MPa e, por isso, concluiu-se que não ocorre rotura do componente. Para além disso, a tensão obtida é ligeiramente superior ao máximo de 23,79 MPa verificado, para o mesmo componente, na simulação de queda a 0°. Em relação às camadas exterior e interior do dispositivo, identificaram-se as tensões máximas de 13,69 MPa e 79,52 kPa, respetivamente. Em comparação com os resultados do impacto com 0°, observou-se um ligeiro aumento do valor máximo de

12,65 MPa na camada exterior e um aumento significativo do valor de 43,46 kPa obtido na camada interior.

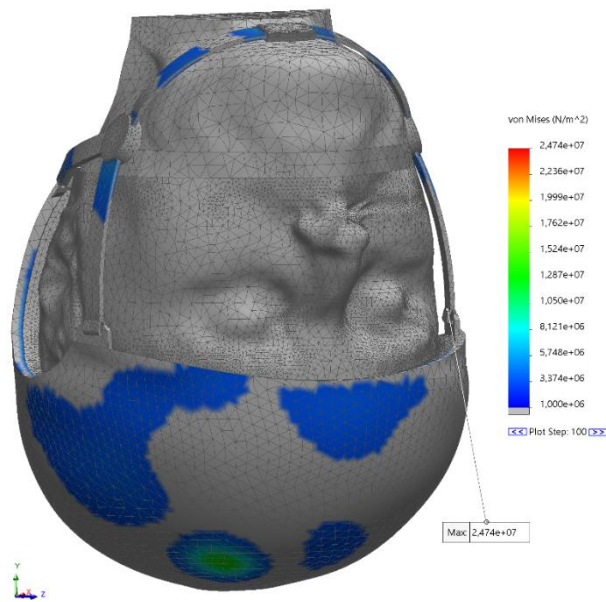


Figura 4.37 – Distribuição de tensões de von Mises na simulação do capacete a 270°.

Analisando em particular as tensões sentidas no modelo da cabeça, Figura 4.38, verificou-se o máximo de 2,164 kPa. Esta tensão é inferior ao limite 10 kPa e, por isso, foi possível concluir que o modelo em análise apresenta um bom desempenho de proteção contra concussões. Contudo, ocorre um ligeiro aumento deste valor comparativamente ao resultado de 2,066 kPa identificado na simulação de impacto a 0°.

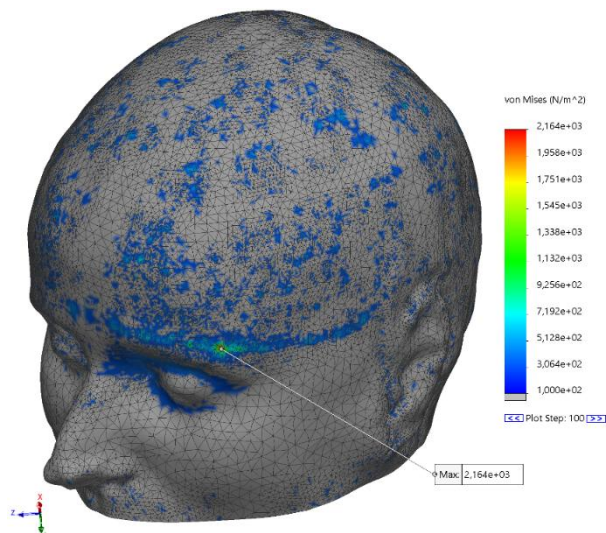


Figura 4.38 – Distribuição de tensões no modelo da cabeça na simulação do capacete a 270°.

Para terminar, verificaram-se os deslocamentos no modelo apresentados na Figura 4.39. Como é possível observar na figura, o valor máximo de 1,223 mm está localizado na camada exterior do capacete e é inferior à espessura deste componente. Adicionalmente, este deslocamento é semelhante ao valor máximo de 1,217 mm obtido na simulação com queda a 0°. Ainda assim, analisou-se o deslocamento na camada

interior do dispositivo e identificou-se o máximo de 0,8133 mm, sendo este ligeiramente superior ao máximo de 0,8003 mm obtido na simulação de referência.

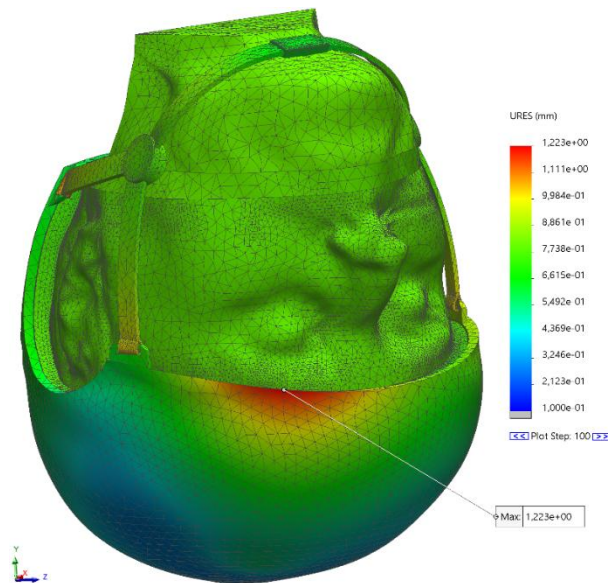


Figura 4.39 – Deslocamentos na simulação do capacete a 270°.

#### 4.3.9 Simulação dinâmica não-linear de queda a 0° e fita de segurança com 15 mm de largura

Na norma EN 1078:2012 são referidas algumas regras de construção para os componentes do capacete, incluindo o limite mínimo de largura para a fita de segurança de 15 mm. Contudo, as simulações anteriores foram realizadas considerando uma fita com 10 mm de largura e concluiu-se que este componente suporta as condições consideradas.

Desse modo, para a seguinte análise mantiveram-se os parâmetros da simulação dinâmica não-linear de queda a 0°, exceto a fita de segurança, que foi substituída por um modelo semelhante com uma largura de 15 mm, e a camada exterior, que sofreu ajustes nas suas dimensões de modo a acomodar a nova largura da fita. Esta análise permitiu avaliar o impacto da largura da fita no desempenho de proteção do capacete. Em termos de distribuição de tensões de von Mises no modelo, verificou-se o valor máximo de 13,11 MPa na camada exterior, Figura 4.40, sendo que este é ligeiramente superior ao máximo de 12,65 MPa obtido para o mesmo componente na simulação de referência para a queda com um ângulo de 0°, Figura 4.10. No caso da camada interior, identificou-se o valor máximo de 52,69 kPa, sendo este aproximadamente 9,23 kPa superior ao máximo de 43,46 kPa verificado na simulação de referência.

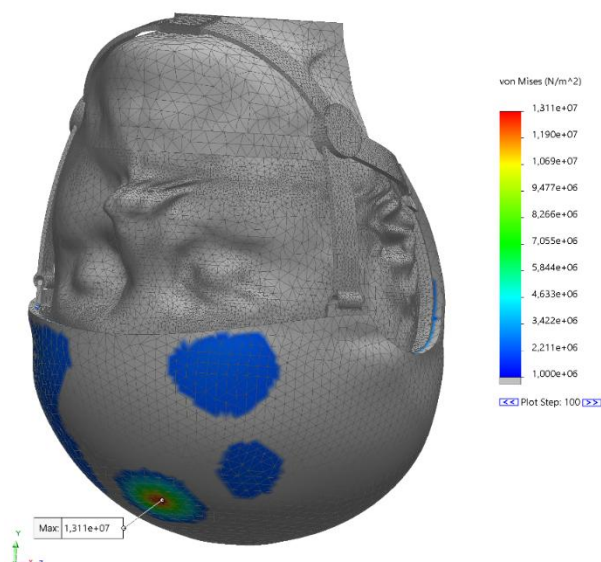


Figura 4.40 – Distribuição de tensões de von Mises na simulação do capacete a 0° e largura de 15 mm na fita de segurança.

De seguida, analisaram-se as tensões sentidas no modelo da cabeça, Figura 4.41, e verificou-se o máximo de 489,5 Pa, sendo este muito inferior ao valor obtido na simulação de referência de 2,066 kPa, Figura 4.11. Por isso, apesar do modelo original assegurar a proteção do utilizador, considerou-se o modelo da fita de segurança com 15 mm de largura mais adequado para a proteção do utilizador.

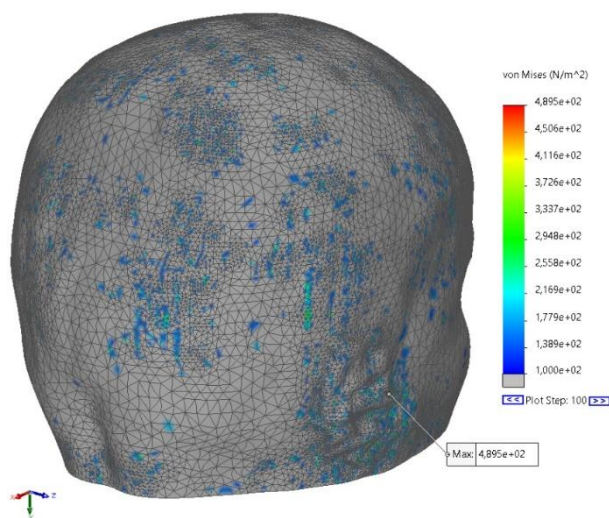


Figura 4.41 – Distribuição de tensões no modelo da cabeça com o Capacete a 0° e largura de 15 mm na fita de segurança.

Em termos de deslocamentos no dispositivo, a Figura 4.42 permitiu identificar o valor máximo de 1,054 mm. Este deslocamento é ligeiramente inferior ao máximo de 1,217 mm, com a mesma localização, obtido na simulação de queda a 0° e, por isso, mantém-se a conclusão de a fita de segurança com 15 mm de largura ser mais adequada para garantir o desempenho de proteção do capacete. Ainda assim, analisou-se o deslocamento na camada interior e observou-se o máximo de 0,8029 mm, o qual

é muito próximo do valor de 0,8003 mm obtido na simulação a 0°, logo não influencia a conclusão anterior.

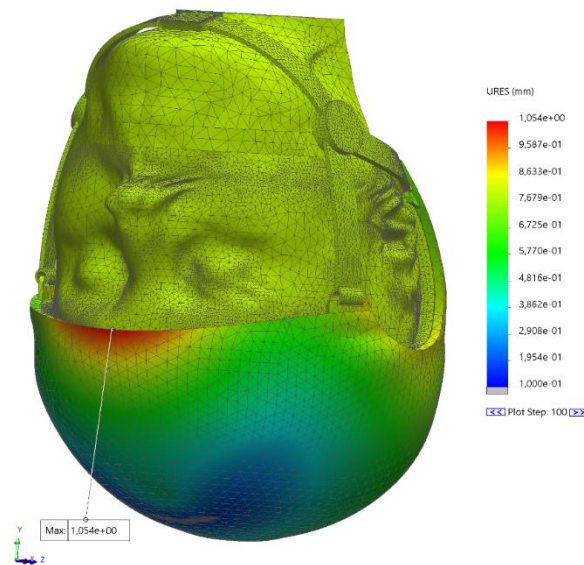


Figura 4.42 – Deslocamentos no capacete a 0° e largura de 15 mm na fita de segurança.

#### 4.3.10 Análise comparativa dos resultados dos estudos do capacete

Relativamente aos estudos com foco na camada interior do capacete, realizaram-se simulações do dispositivo, para o ângulo de impacto de 0°, considerando três materiais diferentes: compósito PU-1% cortiça, compósito PU-5% cortiça e EPS. O Tabela 4.1 apresenta os resultados obtidos para cada componente nos diferentes estudos.

Analisando os valores apresentados para o material EPS em comparação com a simulação original de PU-1% cortiça, verificou-se que, apesar de ocorrer uma redução da tensão máxima na camada exterior, os restantes componentes apresentam valores máximos superiores. Em particular, no modelo de ensaio da cabeça observou-se uma tensão de 2,6 MPa, muito superior ao resultado do estudo com PU-1% cortiça, 2,066 kPa, e ao limite definido de 10 kPa. Em termos de deslocamentos no estudo com EPS, o único resultado que se destaca como potencialmente problemático é o valor máximo obtido para a fita de segurança de 1,688 mm, sendo que este representa 84,4% da espessura de 2 mm do componente.

Comparando os resultados dos estudos com os compósitos na camada interior, observou-se que o material com maior quantidade de cortiça provoca uma redução das tensões máximas nos componentes, exceto para o modelo da cabeça que apresenta um aumento em aproximadamente 600 Pa. Na análise dos deslocamentos, como todos os resultados são inferiores às espessuras dos componentes, com o valor mais preocupante na fita de segurança que representa aproximadamente 53% da sua espessura, considerou-se estes resultados adequados para a análise realizada.

Com a avaliação de todos estes fatores analisados para os três materiais, e destacando o foco do estudo na redução das cargas transmitidas para o utilizador, concluiu-se que

o compósito PU-1% cortiça é o mais adequado para a camada interior do capacete por resultar na menor tensão máxima verificada no modelo da cabeça.

Tabela 4.1 – Resultados dos estudos com diferentes materiais na camada interior do capacete.

Camada interior do capacete				
Componente		Material		
		PU-1% cortiça	PU-5% cortiça	EPS
Camada exterior	Tensão máxima [Pa]	12,65E+06	6,47E+06	10,34E+06
	Deslocamento máximo [mm]	1,217	0,7797	0,9163
Camada Interior	Tensão máxima [Pa]	43,46E+03	18,86E+03	15,22E+06
	Deslocamento máximo [mm]	0,8003	1,043	0,9093
Fita de Segurança	Tensão máxima [Pa]	23,79E+06	17,3E+06	54,82E+06
	Deslocamento máximo [mm]	1,062	1,043	1,688
Modelo da cabeça	Tensão máxima [Pa]	2066	2668	2,6E+06
	Deslocamento máximo [mm]	0,7999	0,8000	0,7924

Relativamente aos estudos para a camada exterior do dispositivo, analisaram-se dois tipos de materiais, PC e ABS, e duas espessuras diferentes, 4 mm e 5 mm, para o ângulo de impacto de 0°. Os resultados destas análises são apresentados no Tabela 4.2.

Comparando os resultados para os dois materiais, o Tabela 4.2 permitiu verificar pequenas variações nos valores de tensão para as camadas do dispositivo e uma significativa diminuição do máximo na fita de segurança para a simulação com ABS comparativamente ao PC. No entanto, neste estudo observou-se um aumento em aproximadamente 700 Pa da tensão máxima no modelo de ensaio da cabeça. Na análise dos deslocamentos para as duas simulações, foi possível identificar resultados muito semelhantes para os dois materiais, sendo a maior variação obtida para a camada exterior, onde o estudo com PC apresenta um deslocamento máximo 0,155 mm inferior ao máximo na simulação com ABS.

Para os estudos com diferentes espessuras e PC, observaram-se tensões muito inferiores nas camadas do capacete com a maior espessura e um valor máximo semelhante para a fita de segurança. Contudo, ocorre novamente um aumento da tensão máxima no modelo da cabeça. Mais especificamente, o resultado da simulação com maior espessura é 529 Pa superior ao valor obtido para a dimensão original. Em termos dos deslocamentos nestes estudos, verificou-se uma diminuição do valor máximo na camada exterior com o aumento da sua espessura, porém ocorre um ligeiro aumento dos deslocamentos na camada interior e na fita de segurança, e a manutenção do valor máximo no modelo da cabeça.

Com isso, concluiu-se que o modelo da camada exterior com a espessura de 4 mm e constituído por PC é a opção mais adequada, pois apresenta o valor mais baixo de

tensão máxima no modelo de ensaio da cabeça, ou seja, menor transmissão de cargas para o utilizador do capacete nas condições analisadas.

Tabela 4.2 – Resultados dos estudos com diferentes materiais e espessuras na camada exterior do capacete.

Camada exterior do capacete				
Componente		Material e espessura		
		PC e 4 mm	ABS e 4 mm	PC e 5 mm
Camada exterior	Tensão máxima [Pa]	12,65E+06	10,88E+06	1,52E+06
	Deslocamento máximo [mm]	1,217	1,369	0,7929
Camada Interior	Tensão máxima [Pa]	43,46E+03	45,69E+03	23,43E+06
	Deslocamento máximo [mm]	0,8003	0,8005	0,8155
Fita de Segurança	Tensão máxima [Pa]	23,79E+06	15,61E+06	24,07E+06
	Deslocamento máximo [mm]	1,062	1,074	1,100
Modelo da cabeça	Tensão máxima [Pa]	2066	2772	2595
	Deslocamento máximo [mm]	0,7999	0,7999	0,7999

De seguida, analisaram-se os resultados obtidos nas simulações com diferentes ângulos de impacto, Tabela 4.3. Começando com a camada exterior do dispositivo, observaram-se valores próximos de tensão máxima, variando entre 12,65 MPa e 13,69 MPa, nos resultados para os ângulos 0°, 45° e 270°. No caso do impacto a 180°, verificou-se a maior tensão de 16,65 MPa, um aumento de aproximadamente 132% em comparação com o estudo de referência de 0°. Relativamente aos deslocamentos no componente, os maiores valores ocorrem para as colisões a 0° e 270°, com uma diferença muito pequena entre si, e o menor deslocamento ocorre para o estudo a 180° com 0,6385 mm, representando uma redução em aproximadamente 52% comparativamente ao maior valor verificado.

Os resultados para camada interior apresentam a maior variação da tensão máxima relativamente a todos os componentes em análise. Em particular, o maior valor de 79,52 MPa foi observado no estudo a 270° e o menor de 26,71 MPa para o ângulo de 180°, representando uma variação máxima de 52,81 MPa entre as diferentes posições de impacto. Analisando os deslocamentos no componente, obtiveram-se resultados muito próximos para todos os ângulos de impacto, sendo 0,0149 mm a maior variação entre estes valores.

Na análise dos resultados da fita de segurança, identificou-se uma variação entre 21,58 MPa e 25,67 MPa para os valores de tensão máxima no componente, onde o máximo ocorre para o impacto a 45° e o mínimo para 180°. Para os deslocamentos, observaram-se maiores valores para os estudos a 45° e 270°, com uma diferença de 0,002 mm entre si, e os menores valores para 0° e 180°, com uma diferença de 0,018 mm entre si e representando uma redução em aproximadamente 13,5% comparativamente ao valor máximo de deslocamento obtido.

Por fim, foram verificados os resultados no modelo de ensaio da cabeça. Em termos da tensão máxima, identificou-se uma variação de 3457 Pa para os diferentes impactos, onde o maior valor de 4204 Pa ocorre para o impacto a 180° e o menor de 747 Pa para 45°. Em relação aos resultados de deslocamentos neste modelo, obtiveram-se valores máximos iguais para os quatro ângulos de impacto estudados.

Desse modo, e considerando o foco de avaliação nos resultados de tensão no modelo da cabeça, os quais estão diretamente correlacionados com o desempenho de proteção do dispositivo, concluiu-se que o pior caso de impacto para o utilizador ocorre com o ângulo de 180°.

Tabela 4.3 – Resultados dos estudos com diferentes ângulos de impacto no capacete.

Componente		Posição de impacto			
		Ângulo			
		0°	45°	180°	270°
Camada exterior	Tensão máxima [Pa]	12,65E+06	13,72E+06	16,65E+06	13,69E+06
	Deslocamento máximo [mm]	1,217	0,9279	0,6385	1,223
Camada Interior	Tensão máxima [Pa]	43,46E+03	31,03E+03	26,71E+06	79,52E+06
	Deslocamento máximo [mm]	0,8003	0,8111	0,7984	0,8133
Fita de Segurança	Tensão máxima [Pa]	23,79E+06	25,67E+06	21,58E+06	24,74E+06
	Deslocamento máximo [mm]	1,062	1,206	1,044	1,208
Modelo da cabeça	Tensão máxima [Pa]	2066	747	4204	2164
	Deslocamento máximo [mm]	0,7999	0,7999	0,7999	0,7999

Com isso, realizou-se uma análise comparativa dos resultados das simulações com diferentes larguras na fita de segurança apresentados no Tabela 4.4. Nas camadas do dispositivo, observou-se um ligeiro aumento da tensão máxima na camada exterior e um significativo aumento para a camada interior no estudo com maior largura, comparativamente ao modelo original do componente. No entanto, esta alteração resultou numa redução do deslocamento máximo para a camada exterior e um valor semelhante para a interior. No caso da fita segurança, verificou-se uma diminuição em aproximadamente 68,3% da tensão máxima e 19,6% do deslocamento máximo com o aumento da largura para 15 mm. Relativamente ao modelo da cabeça, é possível observar no Tabela 4.4 uma diminuição significativa da tensão máxima para 489,5 Pa no estudo com maior largura, representando uma redução em 76,3% do resultado obtido na simulação com o modelo original do componente. Para os deslocamentos deste modelo, verificaram-se valores muito próximos em ambos os estudos.

Tendo em consideração o impacto do aumento da largura da fita de segurança na redução das cargas transmitidas para o utilizador, e o requerimento na EN 1078:2012 sobre a largura mínima de 15 mm para o componente de fixação do capacete, concluiu-se que este novo modelo do componente com 15 mm é o mais adequado para garantir o melhor desempenho de proteção do capacete.

Tabela 4.4 – Resultados dos estudos com diferentes larguras na fita de segurança do capacete.

Fita de segurança			
Componente		Largura [mm]	
		10	15
Camada exterior	Tensão máxima [Pa]	12,65E+06	13,11E+06
	Deslocamento máximo [mm]	1,217	1,054
Camada Interior	Tensão máxima [Pa]	43,46E+03	52,69E+03
	Deslocamento máximo [mm]	0,8003	0,8029
Fita de Segurança	Tensão máxima [Pa]	23,79E+06	7,55E+06
	Deslocamento máximo [mm]	1,062	0,8535
Modelo da cabeça	Tensão máxima [Pa]	2066	489,5
	Deslocamento máximo [mm]	0,7999	0,8000

Em conclusão, as análises realizadas ao modelo do dispositivo com diferentes materiais e dimensões permitiu determinar que, para as variações e condições de operação consideradas, o modelo do capacete com uma camada exterior em PC e com 4 mm de espessura, uma camada interior constituída por PU-1% cortiça e uma fita de segurança com 15 mm de largura, resulta no melhor desempenho de proteção do utilizador.

Adicionalmente, foram retirados os pesos dos componentes em todas as simulações com diferentes materiais e dimensões. Os valores apresentados no Tabela 4.5 permitem identificar o maior peso de 500,031 g no modelo com maior espessura na camada exterior, e o menor de 374,46 g para o modelo com ABS na camada exterior. Para além disso, verificou-se que o modelo considerado mais adequado, com os materiais originais e largura de 15 mm na fita de segurança, é o segundo conjunto mais pesado com 429,858 g. Contudo, o modelo com ABS na camada exterior exibe um pior desempenho na diminuição das tensões transmitidas para o utilizador e, por isso, concluiu-se que o modelo do dispositivo com a fita de segurança com 15 mm de largura continua a ser a opção mais adequada.

Tabela 4.5 – Pesos dos componentes nas diferentes simulações do capacete.

Peso dos componentes				
Simulação	Componente			
	Camada Exterior [g]	Camada Interior [g]	Fita de Segurança [g]	Total [g]
Modelo Original (4.3.1)	311,55	89,617	17,8	418,967
PU-5% cortiça na camada interior (4.3.2)	311,55	83,802	17,8	413,152
EPS na camada interior (4.3.3)	311,55	72,514	17,8	401,864
ABS na camada exterior (4.3.4)	267,043	89,617	17,8	374,46
Maior espessura na camada exterior (4.3.5)	392,614	89,617	17,8	500,031
Fita de segurança com 15 mm de largura (4.3.9)	311,806	89,617	28,435	429,858

#### 4.3.11 Análise dos coeficientes de segurança do capacete

O seguinte estudo consiste no cálculo dos coeficientes de segurança de cada componente a partir dos resultados da simulação. Para tal, recorreu-se à expressão (4.1) onde  $n$  corresponde ao coeficiente de segurança,  $\sigma_{lim}$  à resistência à tração do material e  $\sigma$  é a tensão máxima aplicada no componente.

$$n = \frac{\sigma_{lim}}{\sigma} \quad (4.1)$$

Desse modo, realizou-se a avaliação do coeficiente de segurança do dispositivo para o modelo assumido como a opção mais adequada, ou seja, o modelo com a camada exterior em PC e com 4 mm de espessura, a camada interior em PU-1% cortiça e a fita de segurança com 15 mm de largura, analisado no tópico 4.3.9, e com os valores de tensão máxima incluídos no Tabela 4.4.

O Tabela 4.6 apresenta os resultados obtidos no cálculo do coeficiente de segurança dos componentes do capacete. Estes valores para o coeficiente de segurança confirmam a capacidade dos componentes de suportar as condições de impacto assumidas. Contudo, os resultados elevados para a camada interior e a fita de segurança indicam o sobredimensionamento destes componentes.

Tabela 4.6 - Coeficientes de segurança dos componentes do capacete.

Componente	Tensão máxima [Pa]	Resistência à tração [Pa]	Coeficiente de segurança
Camada Exterior	13,11E+06	40E+06	3,051
Camada Interior	52,69E+03	792E+03	15,031
Fita de Segurança	7,55E+06	57,3E+06	7,589

### 4.4 Verificação da máscara de proteção

Nos seguintes estudos considerou-se a utilização da máscara de proteção durante um jogo de futebol. Em particular, as simulações realizadas representam o impacto de uma bola de futebol no conjunto máscara/utilizador. De acordo com Cao *et al.* (2024), uma bola pode atingir velocidades entre 25 m/s e 35 m/s durante um jogo profissional de futebol. Por esse motivo, a velocidade de 35 m/s foi aplicada na simulação do impacto. Com isso, o primeiro passo da análise da máscara de proteção consistiu na construção de uma bola de futebol em SolidWorks e a verificação da sua construção.

#### 4.4.1 Simulação dinâmica não-linear de impacto numa placa rígida

Uma bola de futebol utilizada em jogos de elite atuais consiste numa camada exterior de painéis de compósito costurados e uma camada interior pressurizada de borracha natural. O modelo construído teve como referência uma bola oficial de tamanho 5 da FIFA, com um diâmetro externo de 220 mm, uma espessura de 2,2 mm para os painéis compósitos, 0,8 mm na camada interior e uma pressão interna de 0,9 bar.

Adicionalmente, na construção do modelo foram desprezados os múltiplos painéis de compósito e considerou-se um único elemento (Cao *et al.*, 2024).

Em termos de materiais, assumiu-se para a camada exterior a composição de espuma PU, sendo a seleção deste material com base em informações de uma bola de futebol de tamanho 5, aprovada pela organização FIFA, disponível no mercado e, com auxílio da base de dados MatWeb, obtiveram-se as suas propriedades mecânicas (Decathlon, n.d.; MatWeb, n.d.-c). Para a camada interior do modelo, utilizou-se o artigo de Cao *et al.* (2024) como referência, no qual indicam o uso de borracha natural para o componente e as suas propriedades estão disponíveis na biblioteca de materiais do SolidWorks. As Figuras 4.43 e 4.44 apresentam as propriedades de espuma PU e borracha natural, respetivamente.

Property	Value	Units
Elastic Modulus	784000000	N/m <sup>2</sup>
Poisson's Ratio	0.308	N/A
Shear Modulus	612000000	N/m <sup>2</sup>
Mass Density	417	kg/m <sup>3</sup>
Tensile Strength	18500000	N/m <sup>2</sup>
Compressive Strength	3990000	N/m <sup>2</sup>
Yield Strength	43900000	N/m <sup>2</sup>
Thermal Expansion Coefficient		/K
Thermal Conductivity	0.0605	W/(m·K)
Specific Heat	1200	J/(kg·K)

Figura 4.43 – Propriedades da espuma PU no SolidWorks.

Property	Value	Units
Elastic Modulus	10000	N/m <sup>2</sup>
Poisson's Ratio	0.45	N/A
Shear Modulus		N/m <sup>2</sup>
Mass Density	960	kg/m <sup>3</sup>
Tensile Strength	20000000	N/m <sup>2</sup>
Compressive Strength		N/m <sup>2</sup>
Yield Strength		N/m <sup>2</sup>
Thermal Expansion Coefficient		/K
Thermal Conductivity		W/(m·K)
Specific Heat		J/(kg·K)

Figura 4.44 – Propriedades da borracha natural no SolidWorks.

Com o modelo da bola de futebol construído, realizou-se uma simulação dinâmica não-linear do impacto contra uma placa rígida. Para este estudo considerou-se um encastramento na superfície inferior da placa, a velocidade inicial da bola de 35 m/s, uma pressão interna da mesma de 0,9 bar e a gravidade com o mesmo sentido da velocidade. Os modelos utilizados e os respetivos constrangimentos e forças são apresentados na Figura 4.45.

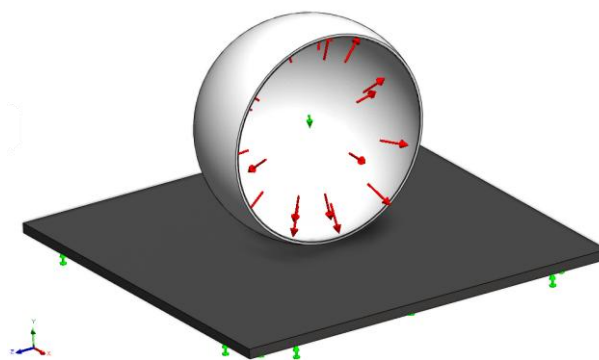


Figura 4.45 – Simulação do impacto da bola com uma placa rígida.

Por fim, os resultados da simulação realizada permitiram confirmar que o modelo suporta impactos com 35 m/s de velocidade. Mais concretamente, a maior tensão de von Mises de 17,29 MPa foi verificada na zona de impacto da camada exterior da bola, Figura 4.46, e é inferior à resistência à tração do material de 18,5 MPa.

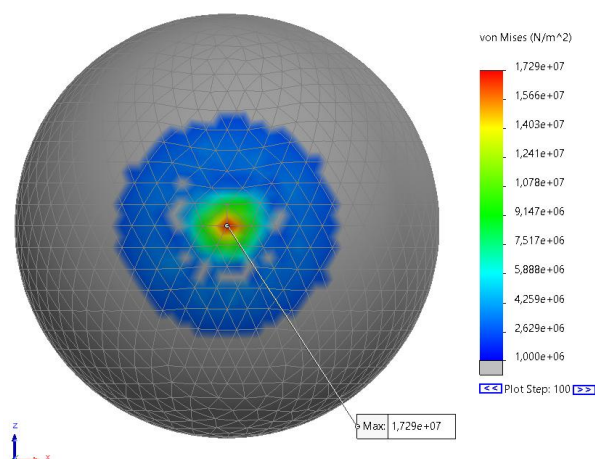


Figura 4.46 – Distribuição de tensões de von Mises no impacto da bola com a placa rígida.

#### 4.4.2 Simulação dinâmica não-linear de impacto sem máscara de proteção

De seguida, realizou-se uma simulação do impacto da bola no modelo da cabeça. Este estudo permitiu verificar as tensões sentidas no modelo e definir valores de referência para avaliar o desempenho da máscara de proteção na redução das cargas de impacto. Para isso, considerou-se um encastramento na superfície inferior do modelo de ensaio da cabeça e constrangimentos dos eixos  $x$  e  $y$  na *'split line'* da bola, sendo que esta permitiu garantir a sua estabilidade e o movimento segundo o eixo  $z$ , representados na Figura 4.47. Adicionalmente, foi necessário definir os parâmetros de contacto entre a máscara e a bola, a velocidade inicial de 35 m/s e a pressão de 0,9 bar no interior da bola para realizar a simulação dinâmica não-linear.

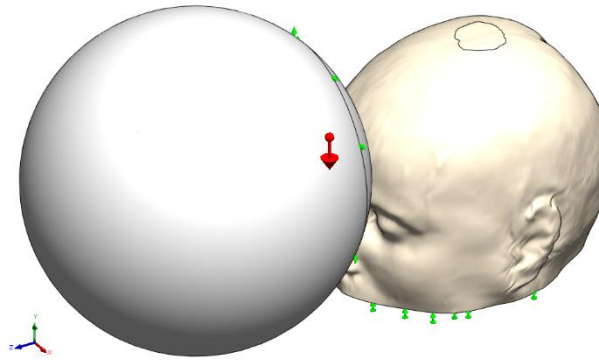


Figura 4.47 – Constrangimentos na simulação de impacto central no modelo da cabeça.

A Figura 4.48 apresenta a distribuição de tensões de von Mises obtida, onde verificou-se um valor máximo de 1,675 MPa no modelo de ensaio da cabeça. Esta tensão é muito superior ao limite de 10 kPa definido com base no artigo de Cao *et al.* (2024), ou seja, existe um risco muito elevado do utilizador sofrer lesões cerebrais nas condições simuladas.

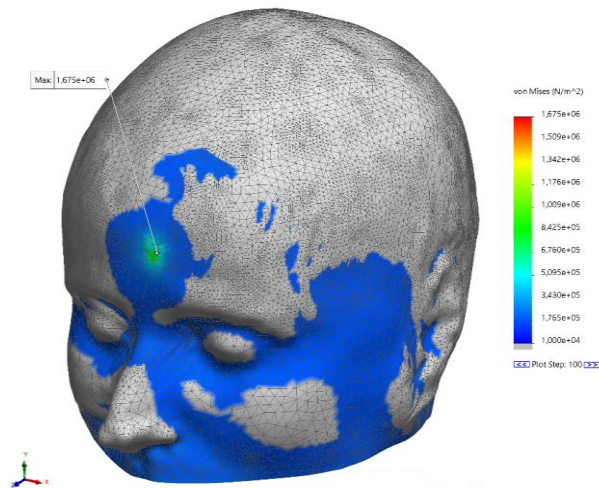


Figura 4.48 – Distribuição de tensões de von Mises na simulação de impacto sem máscara.

#### 4.4.3 Simulação dinâmica não-linear de impacto central

Com a construção do modelo da bola e a tensão de referência no modelo verificadas, foi possível prosseguir para as simulações do impacto da bola contra o conjunto máscara/cabeça.

Relativamente aos constrangimentos, mantiveram-se os parâmetros aplicados na simulação de impacto no modelo de ensaio da cabeça sem a máscara, como apresentado na Figura 4.49.

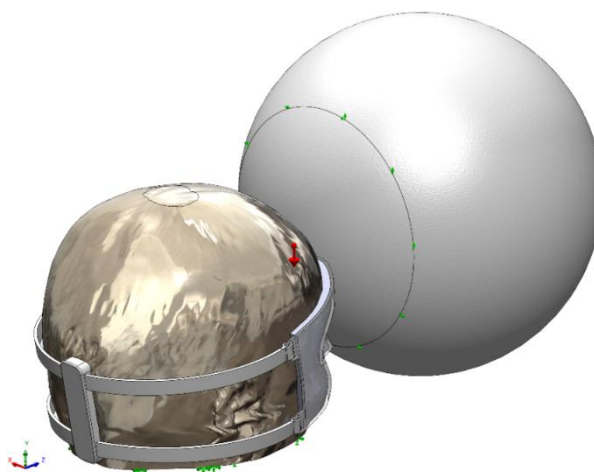


Figura 4.49 – Constrangimentos na simulação de impacto central da máscara.

De seguida, identificaram-se as interações entre os componentes em estudo. Mais concretamente, definiram-se interações locais de contacto entre a camada exterior da máscara e a bola, entre a camada exterior e a fita de segurança, e entre o modelo da cabeça, a camada interior e a fita de segurança. Adicionalmente, considerou-se uma interação do tipo *'bonded'* entre as superfícies em contacto das camadas exterior e interior do dispositivo. Por fim, definiu-se a gravidade, a pressão de 0,9 bar no interior da bola e a velocidade inicial de 35 m/s da mesma.

Em termos de resultados, a Figura 4.50 apresenta a distribuição de tensões de von Mises obtida. O valor máximo identificado de 30,32 MPa ocorre na camada exterior do dispositivo e, como este é inferior à resistência à tração de 40 MPa do material PC, foi possível concluir que o dispositivo suporta as condições simuladas. Além disso, identificou-se uma tensão máxima de 107,3 kPa para a camada interior do dispositivo, sendo esta inferior à resistência à tração de 792 kPa do respetivo material.

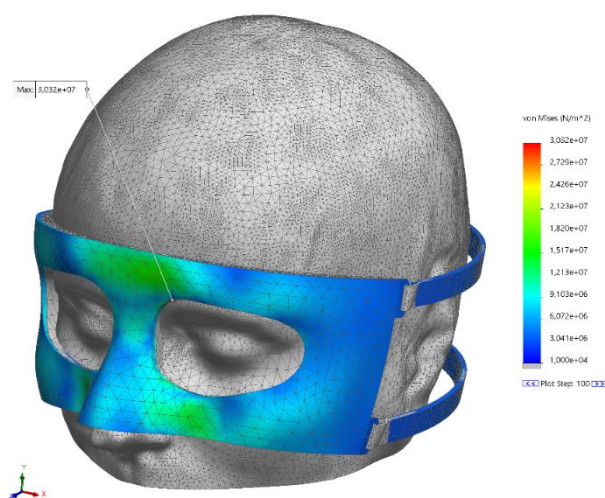


Figura 4.50 – Distribuição de tensões de von Mises na simulação de impacto central da máscara.

Com isso, verificou-se o diagrama de distribuição de tensões de von Mises no modelo de ensaio da cabeça, apresentado na Figura 4.51. O valor máximo obtido de 26,37 kPa, localizado na região de contacto com a fita de segurança, é superior ao limite definido anteriormente de 10 kPa, ou seja, existe um elevado risco de o utilizador sofrer uma concussão quando exposto às condições simuladas. No entanto, analisando a tensão máxima de 1,675 MPa no modelo da cabeça, verificada para a simulação sem máscara na Figura 4.48, conclui-se que a máscara de proteção reduz a carga sentida pelo utilizador em aproximadamente 98,4%.

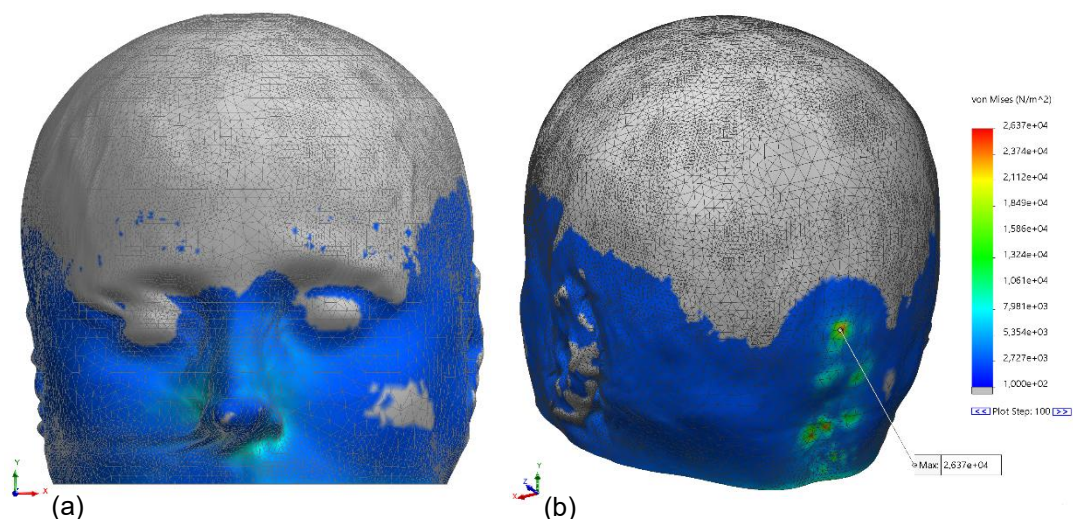


Figura 4.51 – (a) e (b) distribuição de tensões no modelo da cabeça na simulação de Impacto Central da Máscara.

Analisando o diagrama de deslocamentos no modelo, Figura 4.52, verificou-se o máximo de 8,399 mm na camada exterior da máscara. Considerando a espessura de 2 mm da respetiva camada e a espessura total de 5 mm do dispositivo, concluiu-se que este valor de deslocamento é muito elevado. Para além disso, obteve-se um valor máximo de 3,444 mm na camada interior da máscara, sendo este resultado superior à espessura de 3 mm do componente.

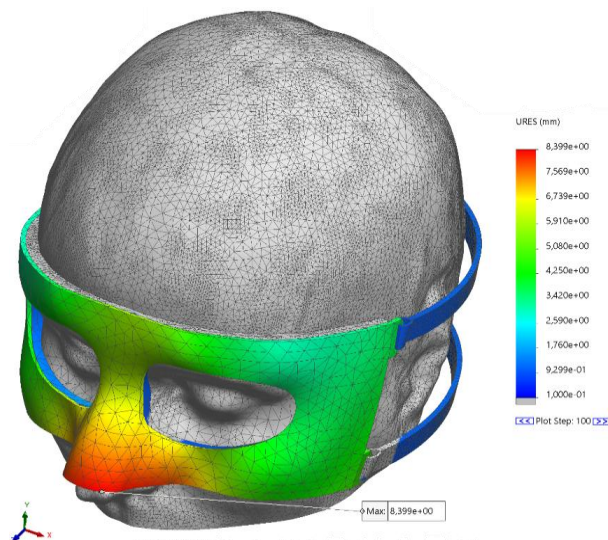


Figura 4.52 – Deslocamentos na simulação da máscara com impacto central.

#### 4.4.4 Simulação dinâmica não-linear de impacto central e compósito ABS/fibra de carbono na camada exterior

Para a seguinte simulação mantiveram-se todos os parâmetros do estudo anterior, com a única alteração no material da camada exterior da máscara para o compósito ABS-20% fibra de carbono. As propriedades deste material foram retiradas da base de dados MatWeb e são apresentadas na Figura 4.53 (MatWeb, n.d.-a).

Property	Value	Units
Elastic Modulus	1.21e+10	N/m <sup>2</sup>
Poisson's Ratio	0.3	N/A
Shear Modulus		N/m <sup>2</sup>
Mass Density	1150	kg/m <sup>3</sup>
Tensile Strength	102000000	N/m <sup>2</sup>
Compressive Strength		N/m <sup>2</sup>
Yield Strength	103000000	N/m <sup>2</sup>
Thermal Expansion Coefficient		/K
Thermal Conductivity		W/(m·K)
Specific Heat		J/(kg·K)

Figura 4.53 – Propriedades do compósito ABS-20% fibra de carbono no SolidWorks.

Em termos de resultados, na distribuição de tensões de von Mises, Figura 4.54, verificou-se a tensão máxima de 68,08 MPa na camada exterior. Este valor máximo observado é inferior à resistência à tração do material de 102 MPa, ou seja, o componente suporta as condições em análise, e representa um significativo aumento, em 37,76 MPa, da tensão obtida na camada exterior comparativamente à simulação original com o material PC, Figura 4.50. Para a camada interior do dispositivo, identificou-se a tensão máxima de 86,66 kPa, a qual é muito inferior à tensão de 107,3 kPa verificada no estudo com PC.

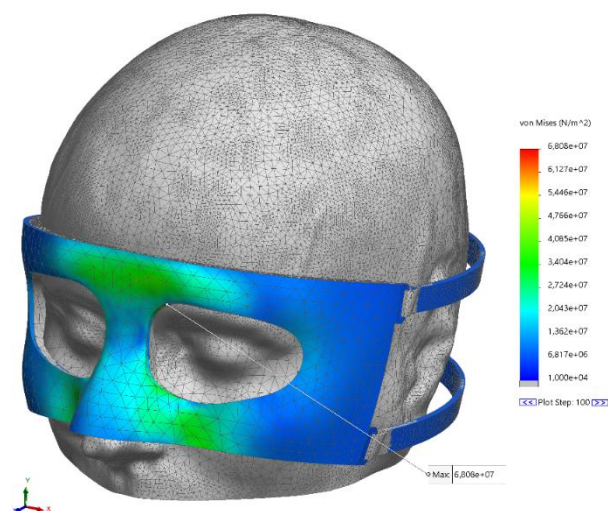


Figura 4.54 – Distribuição de tensões de von Mises na simulação de impacto central da máscara com o compósito de ABS-20% fibra de carbono.

Com isso, analisou-se a distribuição de tensões no modelo de ensaio da cabeça, Figura 4.55. A tensão máxima verificada de 26,38 kPa é semelhante ao máximo obtido na simulação anterior com PC, Figura 4.51, e apresenta a mesma localização na região de contacto com a fita de segurança. Adicionalmente, este valor máximo significa uma redução em 98,4% da carga transmitida para o utilizador, relativamente à tensão observada no estudo de impacto sem máscara.

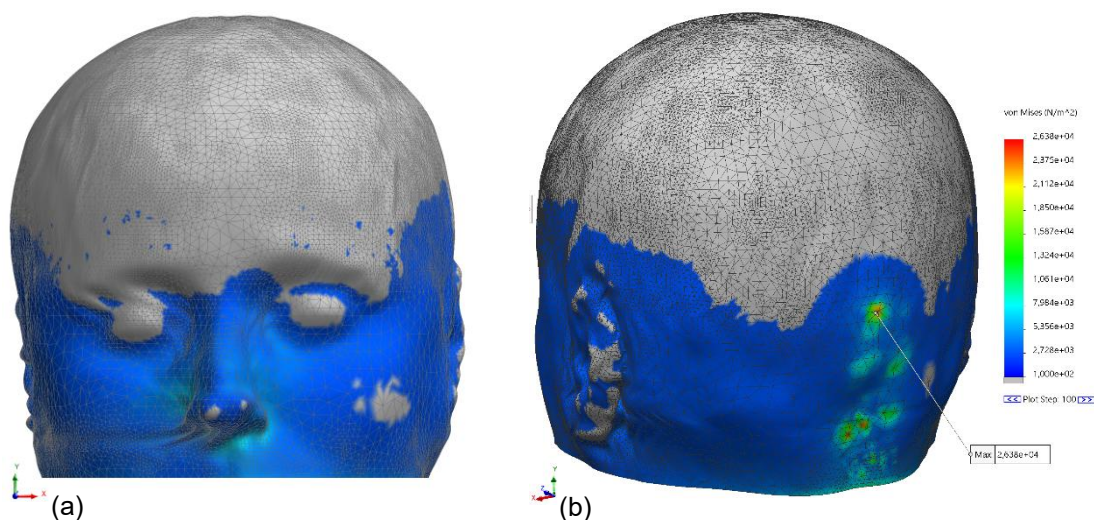


Figura 4.55 – (a) e (b) distribuição de tensões no modelo da cabeça na simulação de impacto central da máscara com o compósito ABS-20% fibra de carbono.

Na sequência, obtiveram-se os deslocamentos no modelo da máscara apresentados na Figura 4.56, onde identificou-se o valor máximo de 7,823 mm na camada exterior, o qual é inferior ao deslocamento máximo de 8,399 mm na simulação com o material PC, porém este resultado mantém-se muito superior à espessura de 2 mm do componente. Relativamente à camada interior, observou-se um máximo de 2,546 mm, sendo este inferior ao valor obtido no estudo com PC e à espessura de 3 mm da respetiva camada.

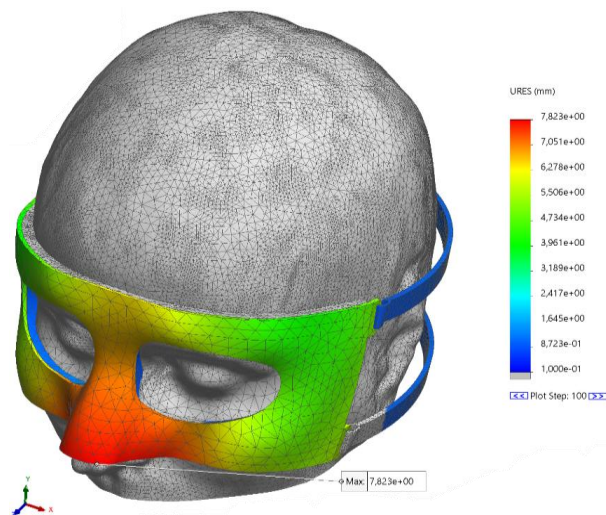


Figura 4.56 – Deslocamentos na máscara com impacto central e compósito ABS-20% fibra de carbono.

Considerando os resultados de tensões no modelo de ensaio da cabeça semelhantes e a diminuição do deslocamento máximo verificado em relação ao estudo com os parâmetros iniciais, concluiu-se que a substituição do material PC pelo compósito ABS-20% fibra de carbono apresenta pequenas vantagens e devem ser realizados estudos adicionais para avaliar mais detalhadamente a implementação desta alteração.

#### 4.4.5 Simulação dinâmica não-linear de impacto central e EPS na camada interior

De seguida, analisou-se a substituição do material da camada interior por EPS. Mais concretamente, mantiveram-se os parâmetros da simulação dinâmica não-linear do modelo original da máscara, tópico 4.4.3, e substituiu-se o compósito PU-1% cortiça por EPS, cujas propriedades foram apresentadas na Figura 4.17.

A Figura 4.57 apresenta o diagrama de distribuição de tensões de von Mises no conjunto, onde verificou-se o máximo de 31,97 MPa na camada exterior. Esta tensão é inferior à resistência à tração de 40 MPa do material PC e ligeiramente superior ao máximo observado na simulação com o compósito PU-1% de cortiça de 30,32 MPa, Figura 4.50. Para a camada interior, obteve-se a tensão máxima de 6,76 MPa, muito superior ao valor máximo de 107,3 kPa identificado no estudo com o material inicial.

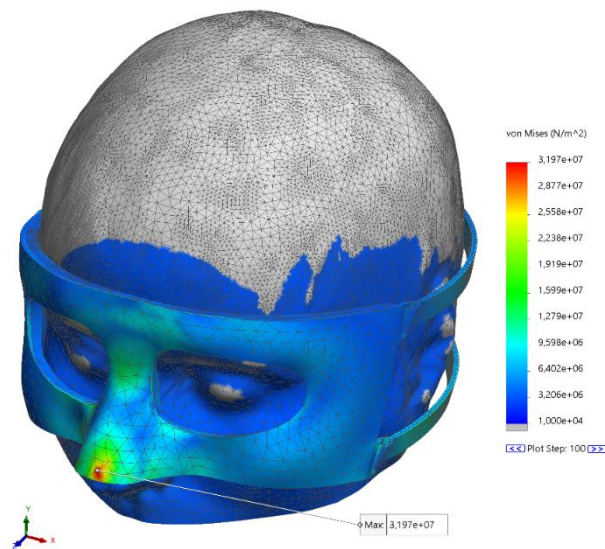


Figura 4.57 – Distribuição de tensões de von Mises na simulação de impacto central da máscara com EPS.

Ao examinar as tensões obtidas no modelo da cabeça, Figura 4.58, identificou-se a tensão máxima de 1,688 MPa, localizada na região frontal onde ocorre o impacto. Este valor é muito superior ao limite definido de 10 kPa e à tensão máxima de 26,37 kPa verificada para o compósito PU-1% cortiça, Figura 4.51.

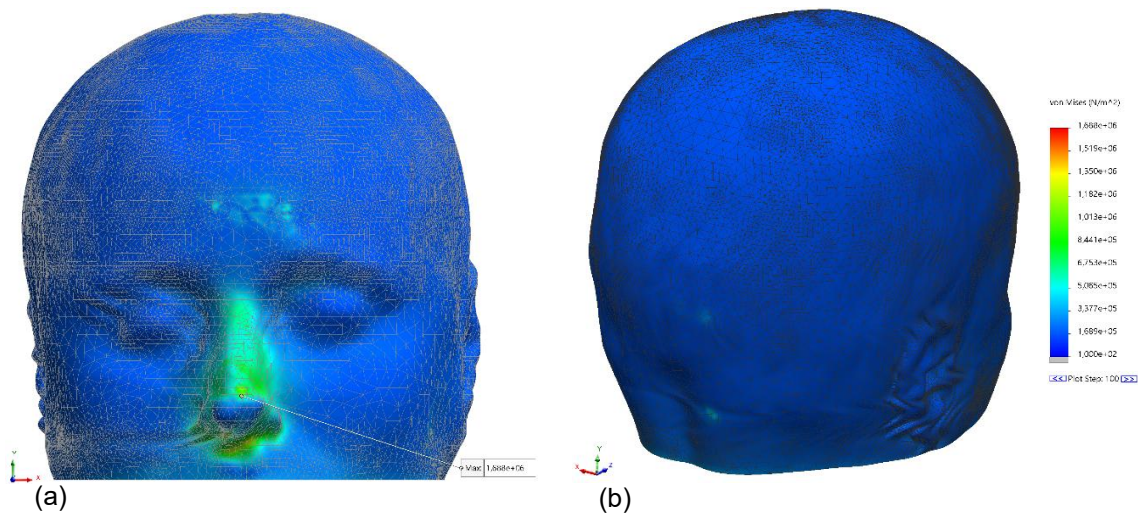


Figura 4.58 – Tensões no modelo da cabeça na simulação de impacto central da máscara com EPS.

Por fim, a Figura 4.59 apresenta os deslocamentos verificados no dispositivo. O valor máximo de 4,816 mm está localizado na fita de segurança e é muito superior ao deslocamento de 0,5068 mm obtido para o estudo com PU-1% cortiça. Analisando os resultados para as camadas da máscara, identificaram-se os valores máximos de 2,861 mm e 2,785 mm para as camadas exterior e interior, respetivamente, que representam uma redução significativa comparativamente aos valores verificados para a simulação com o compósito. Apesar do valor máximo na camada exterior permanecer superior à sua espessura, ocorre uma redução significativa de aproximadamente 65,9% em relação ao deslocamento no estudo de referência. Em termos da camada interior,

este resultado representa uma diminuição de 26% do valor máximo e o deslocamento obtido é inferior à espessura de 3 mm do componente.

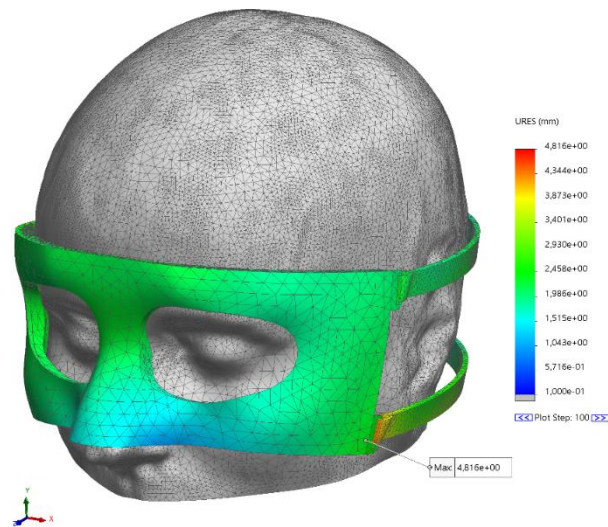


Figura 4.59 – Deslocamentos na simulação de impacto central da máscara com o compósito EPS.

Apesar da redução significativa dos deslocamentos máximos verificados no dispositivo, o foco deste estudo é a obtenção das menores tensões no modelo de ensaio da cabeça. Desse modo, como obtiveram-se tensões extremamente elevadas para o material EPS, concluiu-se que este material não é adequado para a aplicação pretendida e que deve manter-se o compósito PU-1% cortiça.

#### 4.4.6 Simulação dinâmica não-linear de impacto central e maior espessura na camada exterior

Para este estudo, mantiveram-se todos os parâmetros da primeira simulação realizada, 4.4.3, exceto a espessura da camada exterior do modelo da máscara, que foi alterada para 4 mm.

Com isso, obteve-se o diagrama de tensões de von Mises apresentado na Figura 4.60, onde verificou-se o valor máximo de 22,71 MPa localizado na camada exterior. Esta tensão é muito inferior ao valor máximo de 30,32 MPa observado na simulação com a espessura original, Figura 4.50, e mantém a sua localização na camada exterior do dispositivo. Adicionalmente, a tensão verificada é inferior à resistência à tração de 40 MPa do material PC. Em termos da camada interior, o valor máximo de 43,15 kPa representa uma redução em aproximadamente 59,8% da tensão identificada neste componente para a simulação com o modelo original.

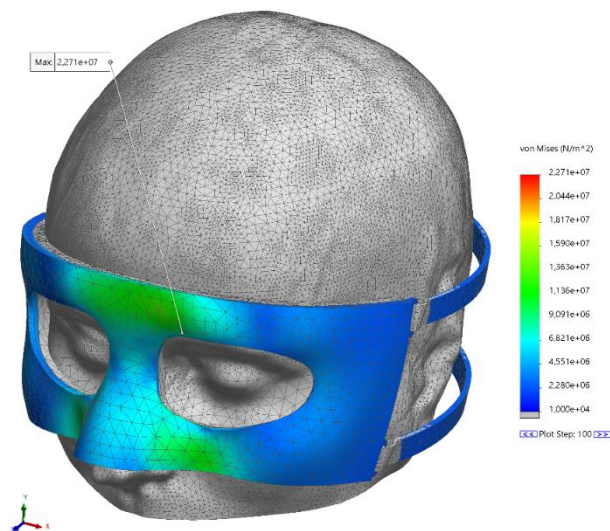


Figura 4.60 – Distribuição de tensões de von Mises na simulação de impacto central da máscara com maior espessura na camada exterior.

De seguida, analisou-se o diagrama de distribuição de tensões no modelo de ensaio da cabeça, Figura 4.61. O valor máximo obtido de 30,76 kPa, localizado na zona em contacto com a fita de segurança, é superior ao limite definido de 10 kPa e à tensão máxima de 26,37 kPa obtida na simulação com a espessura original de 2 mm, Figura 4.51.

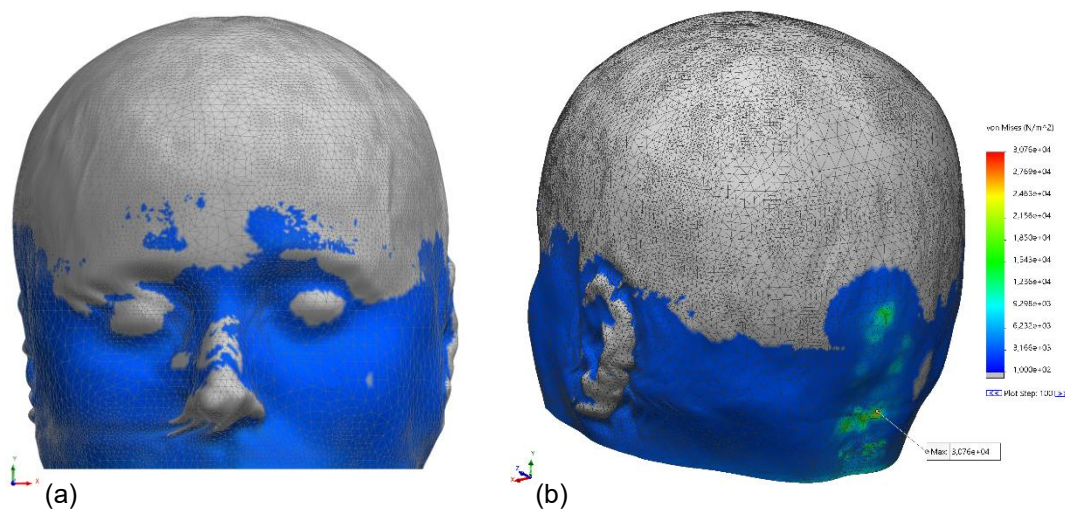


Figura 4.61 – (a) e (b) distribuição de tensões no modelo da cabeça na simulação de impacto central da máscara com maior espessura na camada exterior.

Para terminar, analisaram-se os deslocamentos no modelo apresentados na Figura 4.62. Este diagrama permitiu identificar o valor máximo obtido de 5,789 mm na camada exterior do dispositivo. Apesar do resultado verificado continuar a ser superior à espessura de 4 mm da respetiva camada, observou-se uma grande redução deste máximo comparativamente ao deslocamento de 8,399 mm verificado na simulação com a espessura original de 2 mm, Figura 4.52. Adicionalmente, para a camada interior obteve-se um valor máximo de 0,7935 mm, representando uma redução em

aproximadamente 77% do deslocamento comparativamente ao estudo com o modelo original.

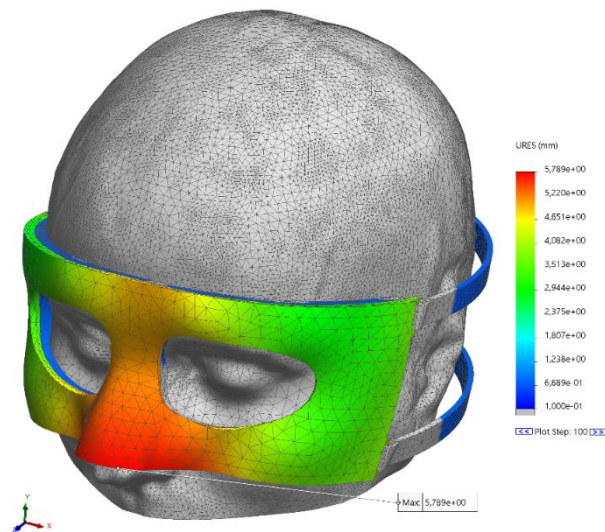


Figura 4.62 – Deslocamentos na simulação de impacto central da máscara com maior espessura na camada exterior.

Com isso, foi possível concluir que o aumento da espessura da camada exterior para 4 mm provoca uma redução das tensões máximas, exceto para o modelo de ensaio da cabeça, e dos deslocamentos em todos os componentes. O principal objetivo dos estudos deste dispositivo é a redução das cargas transmitidas para o utilizador e, neste caso, verificou-se um aumento da tensão máxima no modelo da cabeça. Contudo, outro fator de importância nas análises da máscara é os valores muito elevados de deslocamento na camada exterior do dispositivo. Os resultados obtidos para a simulação com maior espessura na camada exterior permitiram observar uma diminuição significativa deste máximo, sendo que reduziu para um valor inferior à nova espessura total de 7 mm do dispositivo, ao contrário do deslocamento máximo no estudo com o modelo original que ultrapassa a espessura da máscara. Por esse motivo, considerou-se que o modelo do dispositivo com maior espessura apresenta vantagens para a proteção do utilizador.

#### 4.4.7 Simulação dinâmica não-linear de impacto central e maior espessura e ABS-20% fibra de carbono na camada exterior

Tendo em conta a influência do compósito ABS-20% fibra de carbono na diminuição dos deslocamentos máximos obtidos para o estudo apresentado no tópico 4.4.4, realizou-se uma análise do dispositivo com a camada exterior de 4 mm e constituída por ABS-20% fibra de carbono, mantendo os restantes parâmetros da simulação dinâmica não-linear com o modelo inicial da máscara.

O diagrama de distribuição de tensões no conjunto, Figura 4.63, permitiu identificar o valor máximo de 45,14 MPa na camada exterior do dispositivo, que representa um

aumento de 22,43 MPa em relação ao estudo com maior espessura e PC neste componente. Para a camada interior da máscara, obteve-se uma tensão de 36,34 kPa, sendo este resultado semelhante ao valor máximo verificado no estudo com o material PC.

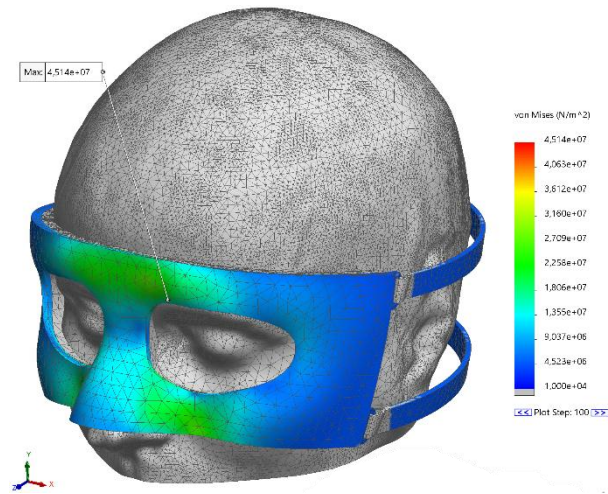


Figura 4.63 – Distribuição de tensões de von Mises na simulação de impacto central da máscara com maior espessura e ABS-20% fibra de carbono na camada exterior.

Por conseguinte, foram analisadas as tensões no modelo de ensaio da cabeça. Na Figura 4.64 observa-se o valor máximo de 30,78 kPa, o qual é muito próximo ao resultado no estudo com maior espessura e o material PC, e encontra-se localizado na região de contacto deste modelo com a fita de segurança.

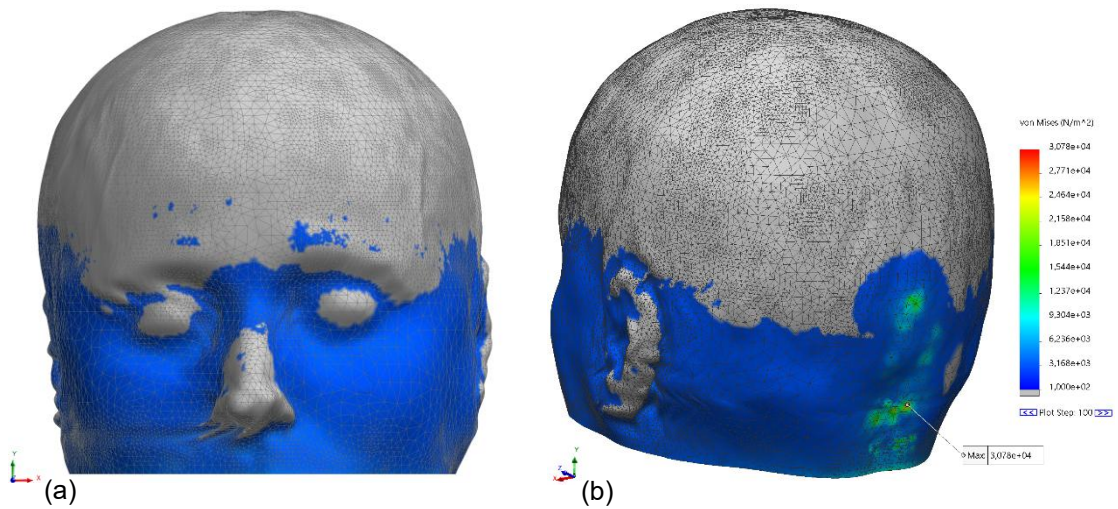


Figura 4.64 – (a) e (b) distribuição de tensões no modelo da cabeça na simulação de impacto central da máscara com maior espessura e ABS-20% fibra de carbono na camada exterior.

Prosseguindo para a análise dos deslocamentos no conjunto, verificou-se no diagrama apresentado na Figura 4.65 o valor máximo de 5,325 mm na camada exterior do dispositivo. Este resultado é ligeiramente inferior ao máximo observado no estudo com maior espessura e PC neste componente e, apesar de manter-se superior à espessura de 4 mm da respetiva camada, é inferior à espessura total de 7 mm deste modelo da

máscara. Para a camada interior do dispositivo, identificou-se uma ligeira redução do deslocamento máximo para 0,6721 mm, comparativamente ao resultado de 0,7935 mm obtido na simulação com PC.

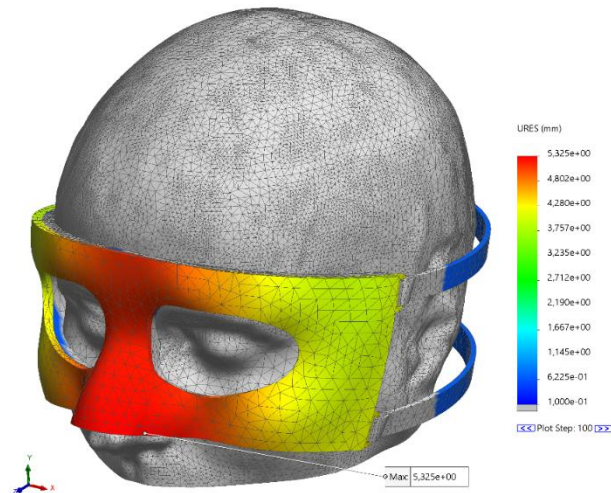


Figura 4.65 – Deslocamentos na simulação de impacto central da máscara com maior espessura e ABS-20% fibra de carbono na camada exterior.

Ao examinar os resultados obtidos, observaram-se variações entre os diferentes materiais, ABS-20% fibra de carbono e PC, semelhantes às verificadas para os estudos com os mesmos materiais e a espessura original da respetiva camada. Mais concretamente, identificou-se um aumento significativo da tensão máxima na camada exterior, uma diminuição do máximo na camada interior e resultados semelhantes para o modelo de ensaio da cabeça. Em termos de deslocamentos nos componentes, o estudo com maior espessura e ABS-20% fibra de carbono apresenta valores mais baixos para os resultados nas camadas do dispositivo, em comparação com a simulação com PC. Com isso, considerou-se que a substituição do material PC pelo compósito ABS-20% fibra de carbono é vantajosa, pois provoca uma diminuição do deslocamento máximo na camada exterior e não resulta num aumento da tensão máxima transmitida para o utilizador, relativamente ao estudo com a mesma espessura na camada e o material PC.

#### 4.4.8 Simulação dinâmica não-linear de impacto central e maior espessura na camada interior

A seguinte simulação permitiu avaliar a influência do aumento da espessura da camada interior nos resultados obtidos. Mais concretamente, mantiveram-se os parâmetros das simulações anteriores e a espessura da camada interior foi aumentada para 5 mm.

Na Figura 4.66 é possível verificar a distribuição de tensões de von Mises no conjunto, onde se observou a tensão máxima de 30,37 MPa localizada na camada exterior do dispositivo. Esta tensão é semelhante ao máximo de 30,32 MPa obtido na simulação

com a espessura original, Figura 4.50, e é inferior à resistência à tração de 40 MPa do material PC, logo o componente suporta a tensão verificada. No caso da camada interior, identificou-se um valor máximo de 253 kPa, o qual é muito superior ao resultado obtido de 107,3 kPa no estudo com a espessura original.

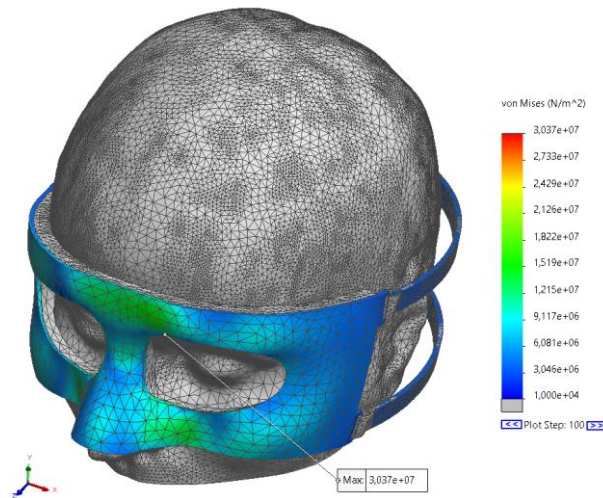


Figura 4.66 – Distribuição de tensões de von Mises na simulação de impacto central da máscara com maior espessura na camada interior.

Com isso, foram verificadas as tensões obtidas no modelo de ensaio da cabeça, Figura 4.67. O valor máximo de 26,39 kPa encontra-se na região de contacto com a fita de segurança e é superior ao limite de 10 kPa definido, ou seja, existe um elevado risco de o utilizador sofrer lesões cerebrais. Adicionalmente, esta tensão é muito semelhante ao valor máximo de 26,37 kPa verificado na simulação com a espessura original, Figura 4.51.

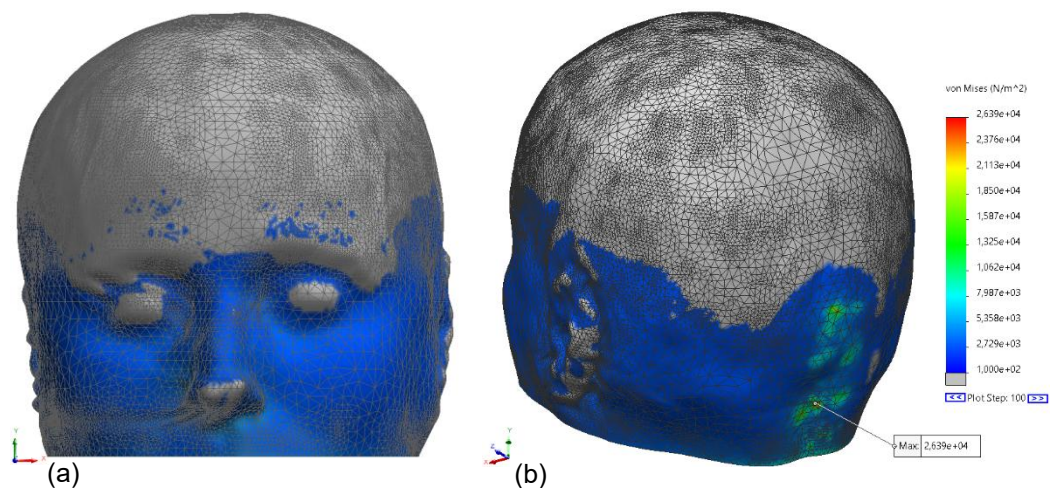


Figura 4.67 – (a) e (b) distribuição de tensões no modelo da cabeça na simulação de impacto central da máscara com maior espessura na camada interior.

Em termos de deslocamentos, a Figura 4.68 permitiu identificar o valor máximo de 9,232 mm na camada exterior. Considerando a espessura total de 7 mm, este deslocamento é muito elevado. Adicionalmente, verificou-se um ligeiro aumento comparativamente ao máximo de 8,99 mm obtido na simulação com a espessura

original. Para a camada interior do dispositivo, observou-se um valor máximo de 1,595 mm, sendo este aproximadamente 53,7% inferior ao deslocamento obtido no estudo com as dimensões originais e inferior à nova espessura do componente de 5 mm.

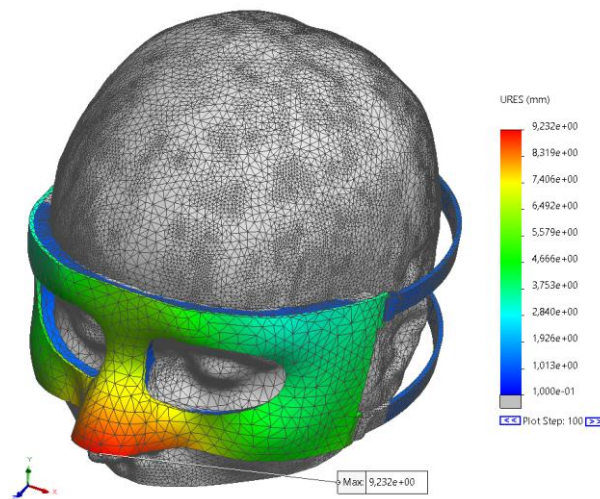


Figura 4.68 – Deslocamentos na simulação de impacto central da máscara com maior espessura na camada interior.

Os resultados obtidos para a simulação com maior espessura na camada interior permitiram verificar valores muito próximos de tensão máxima no modelo da cabeça e um aumento do deslocamento na camada exterior. Por esse motivo, concluiu-se que o aumento da espessura da camada interior para 5 mm não apresenta vantagens para a aplicação pretendida da máscara.

#### 4.4.9 Simulação dinâmica não-linear de impacto lateral esquerdo

Na sequência, realizaram-se estudos para diferentes ângulos de impacto da bola. Em particular, a seguinte análise apresenta a simulação de um impacto lateral esquerdo no modelo original da máscara, ou seja, considerou-se o modelo da camada exterior com 2 mm e constituído por PC e a camada interior com 3 mm de espessura e PU-1% cortiça. A Figura 4.69 apresenta a distribuição de tensões de von Mises no dispositivo e permitiu verificar o valor máximo de 29,38 MPa, localizada na camada exterior da máscara. Esta tensão é inferior à resistência à tração de 40 MPa do material PC e muito próxima ao valor máximo de 30,32 MPa obtido na simulação de impacto central, Figura 4.50. Relativamente à camada interior, foi identificada uma tensão máxima de 7,408 kPa, representando uma redução de aproximadamente 93% do valor máximo verificado para o impacto central.

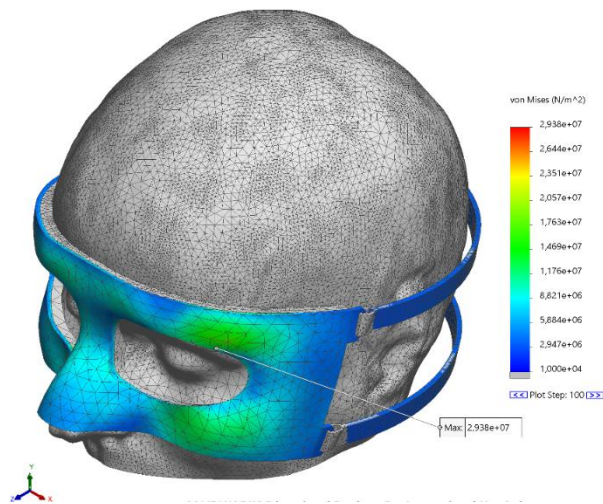


Figura 4.69 – Distribuição de tensões de von Mises na simulação de impacto lateral esquerdo da máscara.

Seguidamente, analisou-se o diagrama de distribuição de tensões no modelo de ensaio da cabeça, apresentado na Figura 4.70. O valor máximo de 26,37 kPa, encontrado na zona de contacto com a fita de segurança, é igual à tensão máxima observada na simulação de impacto central, Figura 4.51, e é muito superior ao limite definido de 10 kPa, ou seja, existe risco de o utilizador sofrer concussões para as condições analisadas.

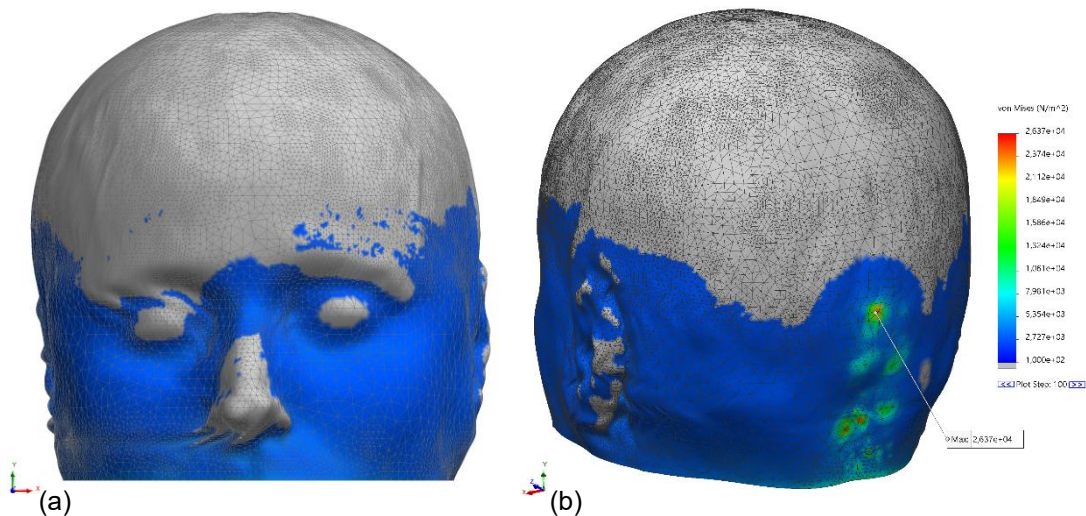


Figura 4.70 – (a) e (b) distribuição de tensões no modelo da cabeça na simulação de impacto lateral esquerdo da máscara.

A Figura 4.71 apresenta os deslocamentos no dispositivo e permitiu verificar o máximo de 7,68 mm na camada exterior, o qual é superior à espessura do respetivo componente, contudo representa diminuição comparativamente ao máximo de 8,399 mm obtido na simulação com impacto central, Figura 4.50. Em termos da camada interior do dispositivo, identificou-se um deslocamento máximo de 0,3621 mm que representa uma diminuição de aproximadamente 89,5% relativamente ao valor máximo de 3,444 mm obtido para o impacto central.

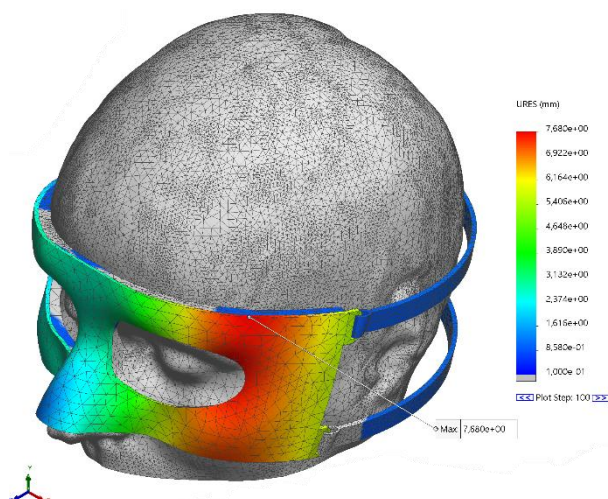


Figura 4.71 – Deslocamentos no modelo na simulação de impacto lateral esquerdo da máscara.

#### 4.4.10 Simulação dinâmica não-linear de impacto lateral direito

Por conseguinte, realizou-se a simulação para um impacto na lateral direita do modelo original da máscara, mantendo os parâmetros das simulações anteriores. O diagrama de distribuição de tensões de von Mises no modelo, Figura 4.72, apresenta o valor máximo de 25,42 MPa, sendo este inferior aos máximos obtidos para as simulações de impacto central, 30,32 MPa, e lateral esquerdo, 29,38 MPa. Para além disso, esta tensão máxima é inferior à resistência à tração de 40 MPa do material PC, ou seja, o dispositivo suporta as condições analisadas. Relativamente à camada interior da máscara, verificou-se o máximo de 110,5 kPa muito próximo do valor obtido na simulação de impacto central de 107,3 kPa.

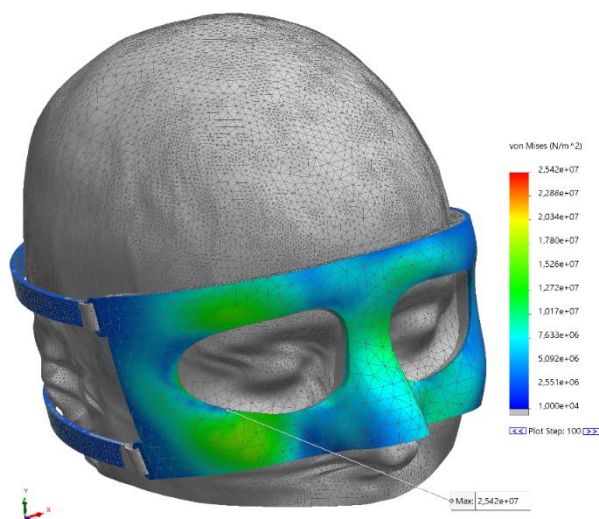


Figura 4.72 – Distribuição de tensões de von Mises na simulação de impacto lateral direito da máscara.

Com isso, obteve-se a distribuição de tensões no modelo de ensaio da cabeça apresentada na Figura 4.73, onde verificou-se o valor máximo de 26,47 kPa na região de contacto com a fita de segurança. Esta tensão é muito semelhante aos valores

máximos obtidos nas simulações com impacto central e lateral esquerdo, e é superior ao limite de 10 kPa definido.

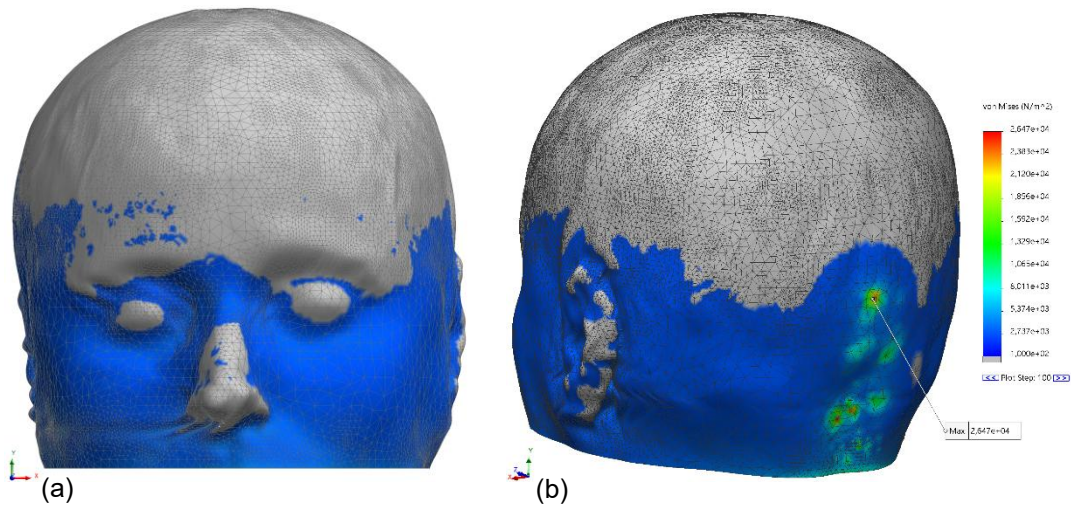


Figura 4.73 – (a) e (b) distribuição de tensões no modelo da cabeça na simulação de impacto lateral direito da máscara.

Em termos de deslocamentos no dispositivo, a Figura 4.74 permitiu identificar o valor máximo de 9,745 mm na camada exterior do dispositivo. No entanto, este valor é superior à espessura de 2 mm da respetiva camada e ao total de 5 mm do dispositivo. Adicionalmente, este deslocamento é superior aos valores máximos de 8,399 mm e 7,68 mm obtidos nas simulações de impacto central e lateral esquerda, respetivamente. Relativamente aos resultados verificados na camada interior, observou-se o valor máximo de 4,081 mm, sendo que este ultrapassa a espessura de 3 mm do componente e é superior aos deslocamentos obtidos para impactos central e lateral direito.

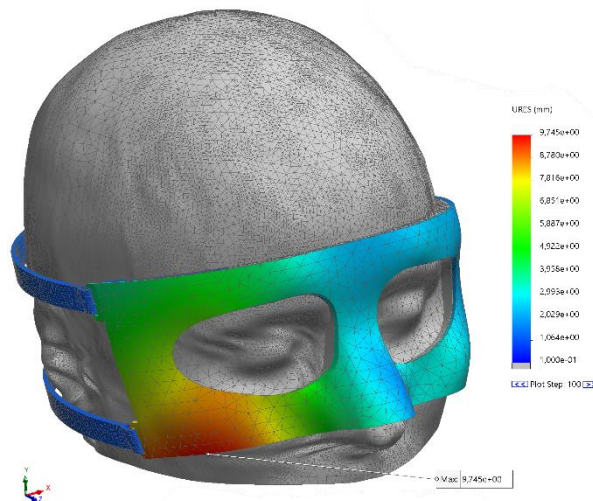


Figura 4.74 – Deslocamentos no modelo na simulação de impacto lateral direito da máscara.

#### 4.4.11 Simulação dinâmica não-linear de impacto central e fita de segurança com 15 mm de largura

De seguida, realizou-se uma análise considerando um modelo da fita de segurança com 15 mm de largura. Para tal, foram mantidos os parâmetros da simulação com o modelo inicial de impacto central, substituindo a fita de segurança pelo novo modelo com 15 mm de largura e ajustando a camada exterior para acomodar a nova dimensão da fita. Com isso, obtiveram-se os resultados da distribuição de tensões de von Mises apresentados na Figura 4.75. A tensão máxima de 30,52 MPa, localizada na camada exterior, é inferior à resistência à tração de 40 MPa do material da respetiva camada, e semelhante ao máximo obtido na simulação de impacto central com a fita de segurança original. Na camada interior identificou-se a tensão 39,33 kPa, sendo esta aproximadamente 63,3% inferior ao valor máximo de 107,3 kPa verificado no estudo com o modelo original da fita.

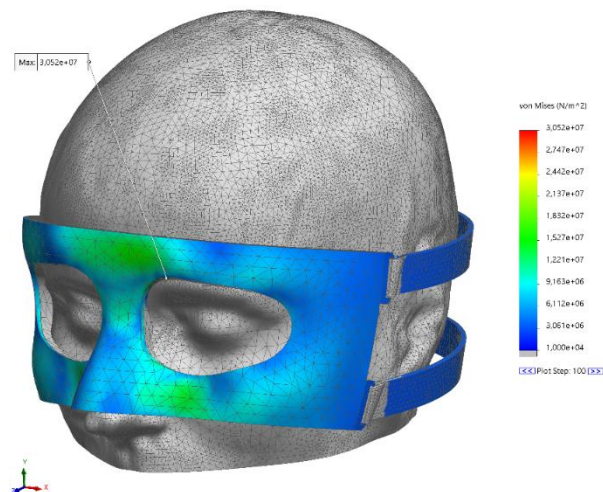


Figura 4.75 – Distribuição de tensões de von Mises na simulação de impacto central da máscara com largura de 15 mm na fita de segurança.

A tensão máxima de 26,94 kPa no modelo de ensaio da cabeça, Figura 4.76, é muito próxima da tensão máxima de 26,37 kPa, observada na simulação com a fita original, Figura 4.51, e está localizada na área onde ocorre o contacto com a fita de segurança. Adicionalmente, esta tensão é superior ao limite definido de 10 kPa, ou seja, existe um elevado risco de o utilizador sofrer concussões nas condições simuladas.

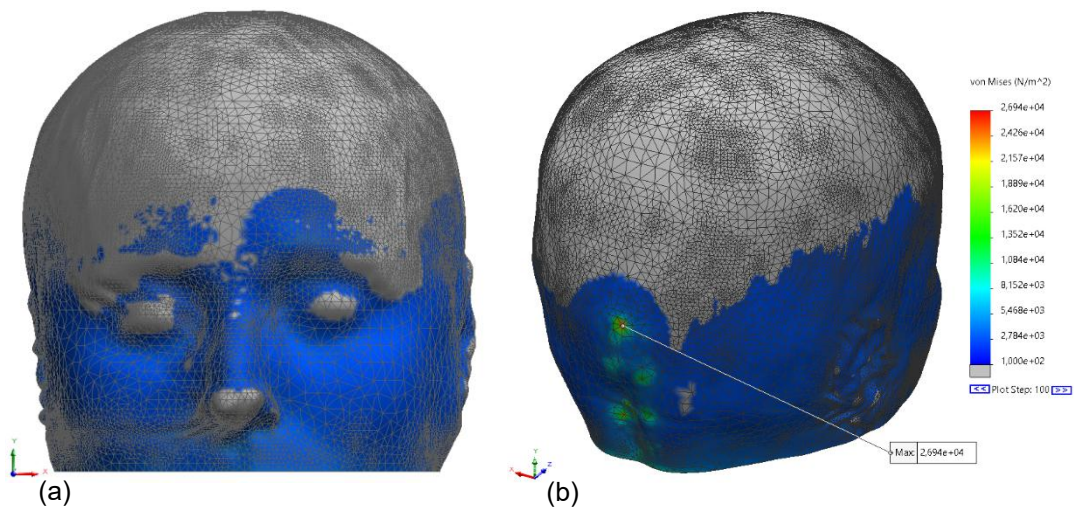


Figura 4.76 – (a) e (b) distribuição de tensões no modelo da cabeça na simulação de impacto central da máscara com largura de 15 mm na fita de segurança.

Por fim, a Figura 4.77 apresenta o diagrama de deslocamentos obtido para o dispositivo. O valor máximo de 8,413 mm está localizado na camada exterior do dispositivo e é superior à espessura total de 5 mm do dispositivo. Contudo, o aumento da largura da fita de segurança para 15 mm resulta numa ligeira diminuição do deslocamento máximo obtido. No caso da camada interior, verificou-se o valor máximo de 1,382 mm que representa uma redução de aproximadamente 59,9% do deslocamento identificado na simulação com a fita de segurança original.

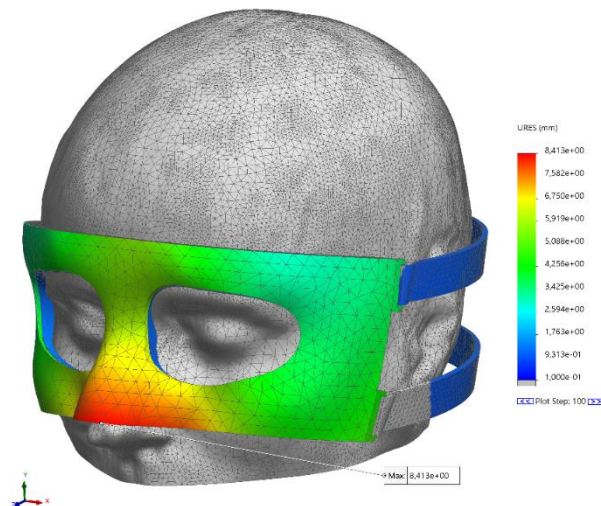


Figura 4.77 – Deslocamentos na simulação de impacto central da máscara com largura de 15 mm na fita de segurança.

Os resultados obtidos para a simulação com a fita de segurança de 15 mm apresentam valores de tensão no modelo da cabeça e de deslocamento máximo na camada exterior muito semelhantes aos resultados verificados para a simulação de impacto central com o modelo da fita de segurança original. Por esse motivo, concluiu-se que não existem vantagens, em termos de desempenho de proteção, que justifiquem o aumento da largura do modelo da fita de segurança.

#### 4.4.12 Simulação dinâmica não-linear de impacto central e fita de segurança com 2 camadas

Para terminar, nas simulações realizadas com diferentes materiais e dimensões, verificou-se que a localização da tensão máxima no modelo de ensaio da cabeça permanece na região de contacto com a fita de segurança em todos os estudos. Por isso, realizou-se uma simulação onde o modelo da fita foi alterado para incluir uma camada de 1 mm de PU-1% cortiça na área do componente em contacto com o modelo da cabeça, e mantiveram-se os restantes parâmetros da simulação de impacto central, tópico 4.4.3.

Como é possível observar na Figura 4.78, a tensão máxima de 30,24 MPa ocorre na camada exterior do dispositivo, sendo esta inferior à resistência à tração de 40 MPa do respetivo material e muito próxima do valor máximo identificado na simulação com o modelo original da fita de segurança. Para a camada interior, obteve-se a tensão de 104,7 kPa e, à semelhança da camada exterior, este resultado é muito próximo do valor obtido de 107,3 kPa no estudo original.

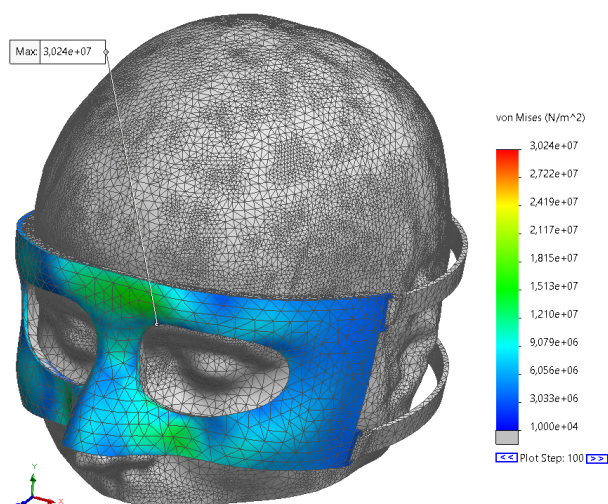


Figura 4.78 – Distribuição de tensões de von Mises na simulação de impacto central da máscara com 2 camadas na fita de segurança.

Desse modo, prosseguiu-se para a análise das tensões no modelo de ensaio da cabeça, recorrendo ao diagrama apresentado na Figura 4.79. O valor máximo de 5,946 kPa, localizado na região frontal do modelo onde ocorre o impacto, é significativamente inferior à tensão obtida no estudo com o modelo original de 26,37 kPa, representando uma redução em aproximadamente 77,45%. Adicionalmente, a tensão verificada está em conformidade com o limite definido de 10 kPa, ou seja, existe um baixo risco de o utilizador sofrer uma concussão e o desempenho de proteção do dispositivo é adequado para as condições assumidas.

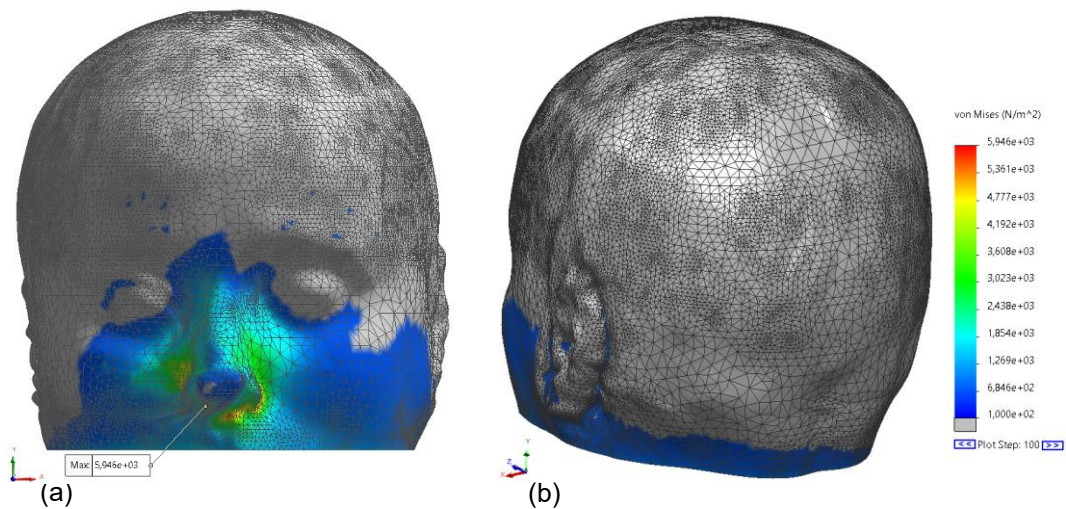


Figura 4.79 – (a) e (b) distribuição de tensões no modelo da cabeça na simulação de impacto central da máscara com 2 camadas na fita de segurança.

Seguidamente, obtiveram-se os deslocamentos no conjunto em análise apresentados na Figura 4.80. O valor máximo de 8,422 mm encontra-se na camada exterior do dispositivo e este valor é semelhante ao resultado obtido na camada exterior para a simulação original de 8,399 mm. Para a camada interior, verificou-se um deslocamento de 3,294 mm, sendo este resultado ligeiramente inferior ao valor máximo de 3,444 mm identificado na camada interior do estudo de referência.

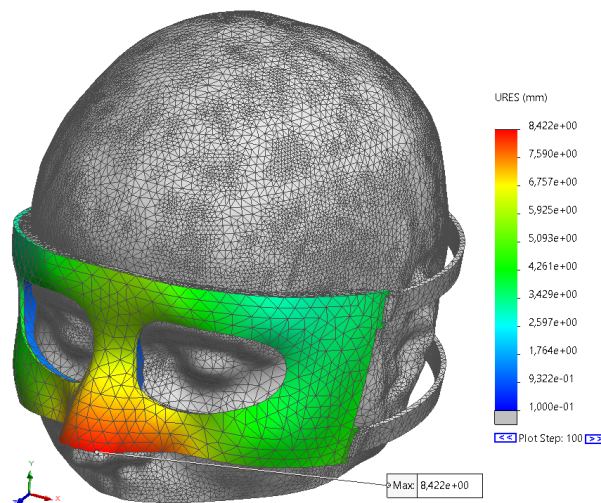


Figura 4.80 – Deslocamentos na simulação de impacto central da máscara com 2 camadas na fita de segurança.

Os resultados obtidos para este estudo com uma camada de amortecimento na área de contacto da fita de segurança com o modelo da cabeça permitem concluir que o modelo original da fita provoca picos de tensões no modelo da cabeça e, conseqüentemente, estes impossibilitam uma avaliação adequada das cargas transmitidas para o utilizador na região de impacto e do desempenho de proteção da máscara facial. Esta conclusão foi comprovada pela tensão de 5,946 kPa, verificada neste estudo com as duas camadas na fita e os restantes componentes com os materiais e dimensões originais,

pois este resultado representa uma diminuição em aproximadamente 77,45% relativamente à tensão máxima observada na simulação sem a alteração da fita, em conjunto com a alteração da sua localização para a região onde ocorre o contacto com a bola, e este novo valor máximo é inferior ao limite de 10 kPa. Adicionalmente, tendo em consideração o impacto desta alteração na tensão máxima no modelo da cabeça, concluiu-se que a nova fita de segurança deve ser aplicada em todos os estudos anteriormente realizados, para realizar uma melhor avaliação das cargas transmitidas para o utilizador na região de impacto.

#### 4.4.13 Análise comparativa dos resultados dos estudos da máscara

Para terminar a análise do modelo da máscara de proteção, foram comparados todos os resultados obtidos nas diferentes simulações.

Em termos de variação dos materiais e espessura na camada exterior da máscara, o Tabela 4.7 apresenta os resultados das simulações com variações nos parâmetros da camada exterior.

Analisando os resultados das simulações com a espessura original de 2 mm, verificaram-se valores semelhantes para as tensões no modelo da cabeça e um menor valor de deslocamento máximo na simulação com o material ABS-20% fibra de carbono. Com isso, concluiu-se que o material da camada exterior deve ser alterado para o compósito ABS-20% fibra de carbono.

Comparando os resultados das simulações com o material PC e diferentes espessuras, verificou-se que no modelo com maior espessura ocorre um aumento da tensão máxima no modelo de ensaio da cabeça. No entanto, esta alteração resulta num valor de deslocamento máximo muito inferior. Adicionalmente, realizou-se um estudo do modelo com maior espessura onde substituiu-se o material PC pelo compósito ABS-20% fibra de carbono e, tal como verificado nas simulações com diferentes materiais para a camada exterior com a espessura original, esta alteração resulta em valores muito semelhantes de tensão máxima no modelo da cabeça e na diminuição dos deslocamentos nas camadas do dispositivo.

Como o deslocamento na simulação com a espessura original é muito elevado e superior à espessura total do dispositivo, considerou-se que, apesar do aumento das tensões transmitidas para o utilizador, o modelo com maior espessura na camada exterior e constituído por ABS-20% fibra de carbono é mais adequado para a proteção do utilizador nas condições assumidas.

Tabela 4.7 – Resultados para diferentes materiais e espessuras na camada exterior da máscara.

Camada exterior da máscara					
Componente		Material e espessura			
		PC e 2 mm	ABS-20% fibra de carbono e 2 mm	PC e 4 mm	ABS-20% fibra de carbono e 4 mm
Camada exterior	Tensão máxima [Pa]	30,32E+06	68,08E+06	22,71E+06	45,14E+06
	Deslocamento máximo [mm]	8,399	7,823	5,789	5,325
Camada Interior	Tensão máxima [Pa]	107,3E+03	86,66E+03	38,60E+03	36,34E+03
	Deslocamento máximo [mm]	3,444	2,546	0,7935	0,6721
Fita de Segurança	Tensão máxima [Pa]	2,5E+06	2,437E+06	1,662E+06	1,653E+06
	Deslocamento máximo [mm]	0,5068	0,4745	0,3367	0,3318
Modelo da cabeça	Tensão máxima [Pa]	26,37E+03	26,38E+03	30,76E+03	30,78E+03
	Deslocamento máximo [mm]	0,644E-07	0,6473E-07	0,5425E-07	0,5463E-07

De seguida, foram analisados os resultados das simulações com variações nos materiais e espessuras da camada interior, Tabela 4.8. Em termos de materiais, verificou-se um aumento significativo das tensões no modelo da cabeça e uma diminuição do deslocamento máximo na simulação com o material EPS. No entanto, como o foco da análise é a redução das tensões sentidas pelo utilizador do dispositivo, concluiu-se que o material EPS não é adequado para a aplicação em análise e que deve ser mantido o compósito PU-1% cortiça na camada interior do dispositivo.

Relativamente à influência da espessura da camada interior nos resultados obtidos, foram verificados valores semelhantes para as tensões máximas na camada exterior, na fita de segurança e no modelo de ensaio da cabeça, e um aumento significativo da tensão na camada interior para o estudo com maior espessura. Relativamente aos deslocamentos, observou-se um aumento do valor máximo na camada exterior com o aumento da espessura. Tendo em conta o aumento do deslocamento máximo na camada exterior, que mantém-se superior à espessura total do dispositivo para ambos os estudos, e os resultados semelhantes de tensão transmitida para o utilizador, considerou-se redundante o aumento da espessura e que o modelo com a espessura original de 3 mm na camada interior e constituída por PU-1% cortiça é o mais adequado para a máscara de proteção.

Tabela 4.8 – Resultados para diferentes materiais e espessuras na camada interior da máscara.

Camada interior da máscara				
Componente		Material e espessura		
		PU-1% cortiça e 3 mm	EPS e 3 mm	PU-1% cortiça e 5 mm
Camada exterior	Tensão máxima [Pa]	30,32E+06	31,97E+06	30,37E+06
	Deslocamento máximo [mm]	8,399	4,816	9,232
Camada Interior	Tensão máxima [Pa]	107,3E+03	6,76E+06	253E+03
	Deslocamento máximo [mm]	3,444	2,861	1,595
Fita de Segurança	Tensão máxima [Pa]	2,5E+06	16,32E+06	2,488E+06
	Deslocamento máximo [mm]	0,5068	4,816	0,5351
Modelo da cabeça	Tensão máxima [Pa]	26,37E+03	1,668E+06	26,39E+03
	Deslocamento máximo [mm]	0,644E-07	0,5960E-05	0,5453E-07

Com isso, compararam-se os resultados obtidos para os diferentes ângulos de impacto. Como é possível verificar no Tabela 4.9, as tensões máximas na camada exterior variam entre 30,32 MPa e 25,42 MPa, sendo a menor tensão obtida no impacto lateral direito. A camada interior apresenta a maior diferença entre os resultados, mais especificamente, obtiveram-se valores máximos próximos para os impactos central e lateral direito, de 107,3 kPa e 110,5 kPa, respetivamente, enquanto no impacto lateral esquerdo verificou-se uma tensão de 7,408 kPa, representando uma redução de aproximadamente 93,3% em comparação com o maior valor obtido. Em termos do modelo de ensaio da cabeça, os resultados observados foram muito semelhantes. Contudo, o valor máximo para o impacto lateral direito é ligeiramente superior. Analisando os deslocamentos nos diferentes estudos, os piores resultados nas camadas do dispositivo ocorreram para o impacto lateral direito e os valores mais baixos para o lateral esquerdo. Com isso, como o impacto lateral direito apresenta os valores mais elevados de tensão no modelo da cabeça e de deslocamento nas camadas do dispositivo, considerou-se este o pior caso de impacto para o utilizador.

Tabela 4.9 – Resultados para diferentes ângulos de impacto na máscara.

Posição de impacto				
Componente		Zona de contacto		
		Central	Lateral Esquerdo	Lateral Direito
Camada exterior	Tensão máxima [Pa]	30,32E+06	29,38E+06	25,42E+06
	Deslocamento máximo [mm]	8,399	7,680	9,745
Camada Interior	Tensão máxima [Pa]	107,3E+03	7,408E+03	110,5E+03
	Deslocamento máximo [mm]	3,444	0,3621	4,081
Fita de Segurança	Tensão máxima [Pa]	2,5E+06	2,475E+06	2,521E+06
	Deslocamento máximo [mm]	0,5068	0,4939	0,5159
Modelo da cabeça	Tensão máxima [Pa]	26,37E+03	26,37E+03	26,47E+03
	Deslocamento máximo [mm]	0,644E-07	0,6531E-07	0,6489E-07

De seguida, analisaram-se os resultados obtidos nos estudos com alterações no modelo da fita de segurança, apresentados no Tabela 4.10. Relativamente ao impacto da largura da fita de segurança nos resultados, verificou-se um ligeiro aumento das tensões sentidas no modelo da cabeça e uma diminuição em 0,577 mm do deslocamento máximo no conjunto para a simulação do modelo com maior largura. Apesar do menor valor de deslocamento, o foco da análise é a redução das tensões no modelo da cabeça e, por esse motivo, concluiu-se que o modelo da fita de segurança com 10 mm de largura é mais adequado para a aplicação em análise.

Em relação ao estudo com 2 camadas na fita de segurança, os resultados de tensão e deslocamentos observados nas camadas do dispositivo são semelhantes ao estudo com o modelo original da fita. Todavia, a tensão máxima verificada no modelo da cabeça de 5,946 kPa é significativamente inferior ao resultado obtido para a simulação sem a camada de amortecimento na fita, sendo uma redução em aproximadamente 77,45% do valor máximo, e está em conformidade com o limite definido de 10 kPa para tensões no modelo de ensaio da cabeça. Por esse motivo, concluiu-se que o modelo da fita de segurança com 2 camadas é o mais adequado para a aplicação pretendida e para reduzir as cargas transmitidas para o utilizador.

Tabela 4.10 – Resultados para diferentes larguras na fita de segurança da máscara.

Resultados das alterações na fita de segurança				
Componente		Largura [mm]		Modelo com 2 camadas
		10	15	
Camada exterior	Tensão máxima [Pa]	30,32E+06	30,52E+06	30,24E+06
	Deslocamento máximo [mm]	8,399	8,413	8,422
Camada Interior	Tensão máxima [Pa]	107,3E+03	39,33E+03	104,7E+03
	Deslocamento máximo [mm]	3,444	1,382	3,294
Fita de Segurança	Tensão máxima [Pa]	2,5E+06	2,121E+06	1,697E+03
	Deslocamento máximo [mm]	0,5068	0,4390	0,1163
Modelo da cabeça	Tensão máxima [Pa]	26,37E+03	26,94E+03	5,946E+03
	Deslocamento máximo [mm]	0,644E-07	0,6754E-07	0,3130E-07

Por fim, analisaram-se os pesos dos componentes para as diferentes espessuras e materiais considerados, Tabela 4.11. Estes valores permitiram identificar o maior peso total no dispositivo com maior espessura na camada exterior. No entanto, devido ao impacto deste aumento de espessura na diminuição do deslocamento máximo, concluiu-se que este modelo continua a ser a opção mais adequada para a proteção do utilizador.

Tabela 4.11 - Pesos dos componentes nas simulações da máscara.

Simulação	Componente			
	Camada Exterior [g]	Camada Interior [g]	Fita de Segurança [g]	Total [g]
Modelo Original (4.4.3)	29,431	12,851	28,501	70,783
ABS-fibra de carbono na camada interior (4.4.4)	28,422	12,851	28,501	69,774
EPS na camada interior (4.4.5)	29,431	10,399	28,501	68,331
Maior espessura e PC na camada exterior (4.4.6)	59,353	12,851	28,501	100,705
Maior espessura e ABS-20% fibra de carbono na camada exterior (4.4.7)	57,358	12,851	28,501	98,71
Maior espessura na camada interior (4.4.8)	30,43	19,132	28,867	78,429
Fita de segurança com 15 mm de largura (4.4.11)	29,491	12,851	36,93	79,272
Fita de segurança com 2 camadas (4.4.12)	29,431	12,851	27,21	69,492

#### 4.4.14 Análise dos coeficientes de segurança da máscara

A seguinte análise do coeficiente de segurança foi realizada para as simulações com os resultados mais adequados e recorrendo à equação (4.1). Mais concretamente, calcularam-se os coeficientes de segurança para os resultados da simulação com maior espessura e ABS-20% fibra de carbono na camada exterior (4.4.7) e da simulação com 2 camadas na fita de segurança (4.4.12).

O Tabela 4.12 apresenta os resultados do cálculo para a camada exterior do dispositivo e verificou-se que em ambos os estudos o componente suporta as condições assumidas. Contudo, considerando o facto de a aplicação do dispositivo em análise ser a proteção de uma pessoa, considerou-se que o modelo com maior espessura e ABS-20% fibra de carbono na camada exterior é o mais adequado por apresentar o maior coeficiente de segurança de 2,259.

Tabela 4.12 – Coeficientes de segurança na camada exterior da máscara.

Camada exterior da máscara			
Simulação	Tensão máxima [Pa]	Resistência à tração [Pa]	Coefficiente de segurança
Maior espessura e ABS-20% fibra de carbono na camada exterior (4.4.7)	45,14E+06	102E+06	2,259
2 camadas na fita de segurança (4.4.12)	30,24E+06	40E+06	1,322

Analisando os resultados para a camada interior, Tabela 4.13, é possível concluir que este componente suporta com segurança as cargas aplicadas em ambas as simulações. Contudo, é importante notar que o elevado valor para o coeficiente de segurança no estudo com maior espessura na camada exterior indica o sobredimensionamento do modelo da camada interior.

Tabela 4.13 - Coeficientes de segurança na camada interior da máscara.

Camada interior da máscara			
Simulação	Tensão máxima [Pa]	Resistência à tração [Pa]	Coefficiente de segurança
Maior espessura e ABS-20% fibra de carbono na camada exterior (4.4.7)	36,34E+03	792E+03	21,794
2 camadas na fita de segurança (4.4.12)	104,7E+03	792E+03	7,564

Por fim, foram verificados os coeficientes de segurança para a fita de segurança, Tabela 4.14. Tal como a camada interior da máscara, todos os resultados obtidos garantem que o componente suporta com segurança as cargas a que está sujeito nas duas simulações e que a fita de segurança foi sobredimensionada. Em particular, no caso da fita de segurança com a camada de amortecimento, que apresenta um coeficiente de segurança imensamente elevado.

Tabela 4.14 - Coeficientes de segurança na fita de segurança da máscara.

Fita de segurança da máscara			
Simulação	Tensão máxima [Pa]	Resistência à tração [Pa]	Coefficiente de segurança
Maior espessura e ABS-20% fibra de carbono na camada exterior (4.4.7)	1,653E+06	57,3E+06	34,66
2 camadas na fita de segurança (4.4.12)	7,55E+06	57,3E+06	33,765E+03

Devido aos baixos coeficientes de segurança obtidos para a camada exterior e aos valores elevados para a camada interior e fita de segurança, utilizou-se como referência para a seleção do modelo mais adequado os resultados da camada exterior.

Mais concretamente, considerando os resultados de 1,319 e 2,259, Tabela 4.12, e a aplicação deste dispositivo para a proteção de um indivíduo, concluiu-se que o modelo mais adequado para garantir a proteção do utilizador é a máscara com maior espessura e ABS-20% fibra de carbono na camada exterior, sendo que este apresenta o maior coeficiente de segurança.

## 5 Conclusões e trabalho futuro

De uma forma resumida, os principais objetivos do trabalho desenvolvido consistiram: na reconstrução de um modelo 3D da cabeça do utilizador através dos resultados de um TC; no projeto de modelos para ambos os dispositivos, o capacete e a máscara de proteção; e, para terminar, a avaliação da construção destes dispositivos e verificação das suas capacidades de proteção do utilizador.

### 5.1 Tratamento de dados

Na fase de tratamento dos ficheiros DICOM, verificaram-se quatro séries principais de imagens, sendo uma delas designada por 'COR'. Esta série contém um conjunto de imagens no plano coronal do corpo humano e, ao realizar a reconstrução de uma superfície a partir deste conjunto, foi possível constatar que esta série exclui camadas nas extremidades da cabeça. Mais concretamente, verificou-se que o grupo de imagens exclui camadas na região do nariz do utilizador e, por isso, não permitiu a reconstrução de um modelo completo da cabeça humana. Como um dos dispositivos desenvolvidos foi uma máscara de proteção facial, a reconstrução da região do nariz tornou-se fundamental e, por esse motivo, excluiu-se este grupo de imagens do estudo.

Em termos de dificuldades relacionadas com o *software* InVesalius, na aplicação de algumas ferramentas de segmentação, como o '*watershed*' ou o '*region growing*' pelo método dinâmico, encontraram-se alguns problemas devido ao baixo contraste na camada de pele da cabeça humana. Em particular, este baixo contraste criou dificuldades para o programa na distinção da camada de pele e do ar em volta do utilizador.

No *software* 3D Slicer, testaram-se quatro ferramentas ou combinações de ferramentas para a reconstrução de superfícies com os três grupos de imagens. No entanto, todos os modelos adequados obtidos através deste programa apresentam cavidades ou descontinuidades na camada de pele reconstruída. Estes defeitos na superfície influenciaram a escolha do modelo por InVesalius para o desenvolvimento dos

dispositivos de proteção, sendo que este programa permitiu obter uma reconstrução completa e sem descontinuidades da camada de pele do utilizador.

Para além disso, apesar das diferentes ferramentas de segmentação utilizadas, verificou-se que os melhores modelos reconstruídos, em ambos os programas, foram desenvolvidos recorrendo à ferramenta *'threshold'* com o intervalo de intensidade personalizado de -224 a 394.

Nesta etapa do trabalho, completou-se o primeiro objetivo de reconstrução de um modelo 3D do utilizador através das imagens de um TC, sendo o modelo utilizado nas seguintes fases obtido por *'threshold'* no *software* InVesalius.

## 5.2 Desenvolvimento dos dispositivos

Por conseguinte, a limpeza do melhor modelo da cabeça, desenvolvido através do programa InVesalius, consistiu num longo processo com múltiplas tentativas até ser obtida uma simplificação adequada para a transição para SolidWorks. Mais concretamente, realizaram-se várias seleções detalhadas de modo a garantir a seleção de pontos apenas nas regiões pretendidas e, em particular, o interior do modelo apresentou o maior nível de dificuldade de limpeza, sendo que não foi possível remover os pontos desta região na sua totalidade. Contudo, este processo permitiu reduzir o número de corpos identificados pelo *software* SolidWorks para 4, reduzindo o tempo de processamento do ficheiro e facilitando a identificação da única superfície de interesse para o estudo, sendo as restantes eliminadas.

O primeiro obstáculo verificado na transição do trabalho para SolidWorks envolve a importação do modelo como um *'mesh BREP body'*, devido ao tamanho do ficheiro. O formato de malha do modelo importado impediu a aplicação direta das ferramentas de superfície do programa e, conseqüentemente, implicou a construção de uma nova superfície para continuar com o desenvolvimento dos dispositivos. Desse modo, utilizou-se o modelo importado como referência e, através de um procedimento com a ferramenta *'slicing'*, a alteração dos esboços de interseção e a aplicação do *'boundary surface'*, obteve-se a nova superfície. No entanto, este foi um processo demorado, devido à necessidade de alteração de todos os esboços de interseção dos planos, e resultou num modelo de cabeça com menor exatidão.

Relativamente à construção dos modelos das camadas dos dispositivos, o plano inicial incluía a realização de *'offsets'* do modelo de referência recortado, de modo a criar as superfícies exteriores e interiores dos componentes. Contudo, a segunda complicação baseou-se na incompatibilidade da superfície de referência com a ferramenta *'surface offset'* e, por esse motivo, foi necessário criar procedimentos alternativos para superar esta dificuldade.

No caso do capacete, recorreu-se novamente à técnica de criação de planos com as respetivas interseções com o modelo, que possibilitou a aplicação do *'offset'* pretendido na linha de interseção. Porém, este processo implicou a separação da construção da superfície em duas partes. Em particular, devido a diferenças entre os esboços resultantes, mais especificamente os *'sketches'* da região superior do dispositivo com áreas fechadas, ao contrário da região inferior com linhas abertas, foi necessário separar a implementação das ferramentas de construção de superfície e unir os resultados. Adicionalmente, com a união das superfícies surgiram novos obstáculos devido às arestas incompatíveis e, por isso, requereu vários ajustes com as ferramentas *'surface extend'* e *'surface trimming'*, até serem obtidas arestas coincidentes que permitiram a sua união.

No caso da máscara, criaram-se planos e esboços de interseção com a superfície de referência, mas não foi possível implementar diretamente um *'offset'* na linha resultante. Desse modo, realizou-se uma cópia da respetiva linha com um  $\Delta x$  de 5 mm e  $\Delta y$  de 5 mm, possibilitando a construção da superfície pretendida.

Para além disso, consideraram-se todos os componentes necessários para aproximar os estudos dos dispositivos à sua utilização na vida real. Isto implicou a construção de modelos de fitas de segurança que garantem a fixação dos dispositivos e, para o estudo do capacete, o desenvolvimento de um modelo da região inferior da cabeça.

Em termos do modelo complementar da cabeça, este foi criado recorrendo a técnicas de fotogrametria. No entanto, este é adimensional e, por conseguinte, implicou o aumento do modelo, com auxílio da ferramenta *'scale'*, para aproximar as suas dimensões às da região superior da cabeça. Adicionalmente, as arestas entre estas duas regiões são incompatíveis, por isso construiu-se um corpo adicional com o propósito de facilitar a união dos dois modelos e obter um modelo uniforme da cabeça completa.

O processo de desenvolvimento das fitas de segurança apresentou algumas dificuldades relacionadas com a importância dos constrangimentos entre as fitas e os restantes componentes. Inicialmente, utilizaram-se os modelos da cabeça como referência para construir típicos pontos de contacto entre si. De seguida, o segundo aspeto crítico consistiu nos contactos com a camada exterior dos dispositivos. Para tal, recorreram-se às capacidades dos ficheiros *'assembly'* no SolidWorks, que permitiram a utilização dos respetivos modelos da camada exterior para criar esboços da fita de segurança e garantir uma superfície de contacto entre estes dois componentes.

Com isso, concluiu-se que o principal objetivo desta etapa do trabalho de desenvolvimento de modelos para os dispositivos de proteção, capacete e máscara, foi completado com sucesso.

### 5.3 Verificação dos Dispositivos

Nos estudos comparativos do capacete com os compósitos de PU com 1% e 5% de cortiça, verificou-se uma menor tensão máxima na camada interior com PU-5% cortiça. Esta variação pode indicar uma maior capacidade de dissipação da carga de impacto com o aumento da quantidade de cortiça. No entanto, este material provoca um aumento da tensão máxima no modelo de ensaio da cabeça e, por esse motivo, considerou-se o compósito PU-1% cortiça mais adequado para a camada interior do dispositivo.

Em termos do material EPS, este constitui a típica construção de capacetes disponíveis no mercado, porém os resultados obtidos neste trabalho causam algum alarme sobre esta decisão. Mais concretamente, realizaram-se estudos, para ambos os dispositivos, com EPS na camada de amortecimento e verificaram-se aumentos críticos das cargas sentidas no modelo da cabeça. Em particular, na simulação do capacete ocorre uma subida em aproximadamente 2,598 MPa, comparativamente ao compósito PU-1% cortiça, e em 1,661 MPa no caso da máscara. Estes aumentos drásticos com a aplicação do EPS indicam que este material é inadequado para a proteção do utilizador nas aplicações pretendidas.

Analisando os estudos do capacete com a alteração do material para ABS e com maior espessura na camada exterior, observou-se para ambos uma subida da tensão máxima identificada no modelo de ensaio da cabeça. Por isso, concluiu-se que o melhor modelo da camada exterior tem a espessura original de 4 mm e é constituído por PC.

Relativamente ao modelo da fita de segurança com 15 mm de largura, para além da alteração estar em conformidade com a largura mínima referida na norma EN 1078:2012, esta provoca uma redução significativa da carga transmitida para o utilizador em aproximadamente 76%, comparativamente ao estudo com a fita original de 10 mm. Considerando estes dois fatores, foi possível concluir que a nova fita de segurança deve ser incorporada no modelo final do capacete.

Nos estudos de impacto com a máscara de proteção, verificaram-se tensões muito elevadas no modelo de ensaio da cabeça, comparativamente ao limite 10 kPa a partir do qual existe risco de o utilizador sofrer uma concussão de curta duração. Tendo isso em conta, considerou-se essencial realizar um estudo de impacto no modelo da cabeça sem a máscara de proteção, para obter valores de referência e obter uma melhor compreensão da influência do dispositivo na proteção do utilizador.

Os resultados do primeiro estudo com a máscara destacaram dois parâmetros de risco para o utilizador. Mais especificamente, o deslocamento drástico na camada exterior do dispositivo, que excede a espessura do respetivo componente e total da máscara, e a tensão máxima muito elevada no modelo da cabeça, sendo esta superior ao limite de 10 kPa definido para a avaliação da capacidade de proteção do dispositivo e, conseqüentemente, apresenta um risco de lesões cerebrais para o utilizador.

Em termos dos estudos com maior espessura na camada exterior, realizaram-se duas simulações com materiais diferentes, PC e ABS-20% fibra de carbono. Relativamente à primeira simulação com a maior espessura e o material PC, observou-se um aumento das tensões máximas sentidas pelo utilizador e uma significativa diminuição dos deslocamentos, em particular na camada exterior. Mais especificamente, ocorre um aumento de aproximadamente 4,39 kPa da tensão no modelo da cabeça e uma diminuição de 2,61 mm do deslocamento máximo, sendo este novo resultado inferior à nova espessura total de 7 mm do dispositivo. Comparando os estudos com 4 mm de espessura e diferentes materiais, verificaram-se valores muito semelhantes de tensão no modelo da cabeça e um menor deslocamento na simulação com ABS-20% fibra de carbono. Apesar de ocorrer um aumento das cargas transmitidas para o utilizador, o aumento da espessura permitiu eliminar o fator crítico de deslocamento na camada exterior superior à espessura total do dispositivo. Com isso, considerou-se que o melhor modelo analisado da camada exterior apresenta uma espessura de 4 mm e é constituído pelo compósito ABS-20% fibra de carbono.

Nos estudos realizados da máscara de proteção, as tensões máximas no modelo de ensaio da cabeça mantiveram a sua localização na região onde ocorre o contacto com a fita de segurança e, por isso, realizou-se um estudo em que o modelo da fita foi alterado para incluir uma camada de amortecimento, composta por PU-1% cortiça, nessa localização. Os resultados deste estudo comprovaram que o contacto entre estes dois componentes resulta em picos de tensão, os quais impedem uma avaliação adequada das tensões na região de impacto do modelo da cabeça. Mais concretamente, ao comparar com os resultados da simulação original, é possível observar valores de tensão e de deslocamento semelhantes nas camadas dos dispositivos e variações apenas na fita de segurança e no modelo da cabeça. Em particular, ocorre uma redução em aproximadamente 20 kPa das cargas transmitidas para o utilizador, e a nova tensão máxima está em conformidade com o limite de 10 kPa. Desse modo, concluiu-se que este novo modelo da fita deve ser utilizado para realizar novos estudos da máscara e obter uma melhor perceção da capacidade de proteção do utilizador deste dispositivo. O objetivo desta etapa do trabalho consistia na avaliação dos modelos desenvolvidos. Os resultados das simulações do capacete permitiram identificar um modelo do dispositivo que suporta as condições de impacto consideradas e apresenta uma capacidade de proteção do utilizador adequada. No caso da máscara, nenhum dos modelos analisados garante a proteção do utilizador, seja devido a deslocamentos superiores à espessura do dispositivo ou a tensões muito elevadas no modelo da cabeça, e, por esse motivo, concluiu-se que a máscara de proteção requer mais estudos para obter um modelo que elimine estes dois fatores de risco do dispositivo.

Adicionalmente, parte dos resultados apresentados neste trabalho foram previamente publicados em dois artigos científicos, Gonçalves *et al.* (2025) e Barbosa *et al.* (2025),

incluídos no *Book of Proceedings* da Conference on Computational and Artificial Intelligence for Mechanics and Biomechanics.

## 5.4 Trabalhos Futuros

Para além da continuação dos estudos de impacto da máscara de proteção, de forma a encontrar uma combinação de dimensões e materiais que resultem na minimização do deslocamento e das cargas transmitidas para o utilizador, os critérios de avaliação dos dispositivos devem ser expandidos para incluir as acelerações obtidas no modelo da cabeça.

Mais concretamente, na investigação de Han *et al.* (2024), utilizada como referência para as simulações de impacto do capacete, identificaram as acelerações angulares como uma das principais causas de lesões cerebrais em acidentes. Por esse motivo, os autores consideraram as acelerações sentidas pelo utilizador como critério de avaliação. Além disso, a norma EN 1078:2012 estabelece estudos para verificar a capacidade de absorção de impacto do capacete em função da aceleração máxima no conjunto em queda. Assim, considera-se essencial para a continuação deste trabalho a realização das simulações requeridas pela norma, de modo a garantir a conformidade do modelo do capacete, e a inclusão das acelerações máximas como parâmetro de avaliação, que permite aumentar o nível de confiança no desempenho de proteção dos dispositivos. Por fim, recomenda-se para trabalhos futuros a realização de estudos térmicos nos modelos desenvolvidos. Em particular, deve verificar-se o desempenho térmico dos dispositivos quando expostos às temperaturas corporais de um utilizador em esforço físico e, adicionalmente, realizar-se estudos com foco na introdução de áreas de ventilação nos dispositivos, sem afetar a sua capacidade de proteção do utilizador.



## 6 Referências bibliográficas

- 3D Slicer. (n.d.-a). *3D Slicer image computing platform*. Retrieved January 18, 2024, from <https://www.slicer.org/>
- 3D Slicer. (n.d.-b). *About 3D Slicer*. Retrieved January 18, 2024, from [https://slicer.readthedocs.io/en/latest/user\\_guide/about.html#what-is-3d-slicer](https://slicer.readthedocs.io/en/latest/user_guide/about.html#what-is-3d-slicer)
- 3D Slicer. (2017, September 1). *Documentation/Nightly/Extensions/DCMQI*. <https://www.slicer.org/wiki/Documentation/Nightly/Extensions/DCMQI>
- Baker, C. E., Yu, X., Patel, S., & Ghajari, M. (2023). A Review of Cyclist Head Injury, Impact Characteristics and the Implications for Helmet Assessment Methods. In *Annals of Biomedical Engineering* (Vol. 51, Issue 5, pp. 875–904). Springer. <https://doi.org/10.1007/s10439-023-03148-7>
- Barbosa, I. C. J., Gonçalves, A. S. A., & Loja, M. A. R. (2025). Protective Face Masks: An Approach to Customized Designs. Proceedings of the Conference on Computational and Artificial Intelligence for Mechanics and Biomechanics, 1, 52–62. <https://doi.org/https://doi.org/10.5281/zenodo.17131900>
- Bibb, R., Eggbeer, D., & Paterson, A. (2015). 2 - Medical imaging. In R. Bibb, D. Eggbeer, & A. Paterson (Eds.), *Medical Modelling (Second Edition)* (pp. 7–34). Woodhead Publishing. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/B978-1-78242-300-3.00002-0>
- Blackham, K. A., & Vidal, L. L. M. (2014). Computed Tomography. In M. J. Aminoff & R. B. Daroff (Eds.), *Encyclopedia of the Neurological Sciences (Second Edition)* (Second Edition, pp. 848–853). Academic Press. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/B978-0-12-385157-4.00194-9>
- Borg, B., Dunn, M., Ang, A., & Villis, C. (2020). The application of state-of-the-art technologies to support artwork conservation: Literature review. In *Journal of Cultural Heritage* (Vol. 44, pp. 239–259). Elsevier Masson SAS. <https://doi.org/10.1016/j.culher.2020.02.010>
- Broder, J., & Preston, R. (2011). Chapter 1 - Imaging the Head and Brain. In J. Broder (Ed.), *Diagnostic Imaging for the Emergency Physician* (pp. 1–45). W.B. Saunders. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/B978-1-4160-6113-7.10001-8>

- Cao, Y., Liu, Y., Tang, L., Jiang, Z., Liu, Z., Zhou, L., & Yang, B. (2024). Quantitative assessment of brain injury and concussion induced by an unintentional soccer ball impact. *Injury*, *55*(8). <https://doi.org/10.1016/j.injury.2024.111658>
- Chen, X., Zhao, G., Wu, Y., Huang, Y., Liu, Y., He, J., Wang, L., Lian, Q., & Li, D. (2017). Cellular carbon microstructures developed by using stereolithography. *Carbon*, *123*, 34–44. <https://doi.org/10.1016/j.carbon.2017.07.043>
- Cheng, L., Zhang, P., Biyikli, E., Bai, J., Robbins, J., & To, A. (2017). Efficient design optimization of variable-density cellular structures for additive manufacturing: Theory and experimental validation. *Rapid Prototyping Journal*, *23*(4), 660–677. <https://doi.org/10.1108/RPJ-04-2016-0069>
- Chinn, B., Canaple, B., Derler, S., Doyle, D., Otte, D., Schuller, E., & Willinger, R. (2001). *COST 327 Motorcycle Safety Helmets*. <http://www.cordis.lu/cost-transport/home.html>
- Chytas, D., Paraskevas, G., Noussios, G., Demesticha, T., Salmas, M., Vlachou, C., Vasiliadis, A. V., & Troupis, T. (2024). Use of photogrammetry-based digital models in anatomy education: An overview. In *Morphologie* (Vol. 108, Issue 363). Elsevier Masson s.r.l. <https://doi.org/10.1016/j.morpho.2024.100792>
- Consumer Product Safety Commission. (2011). *16 CFR 1203 - Safety Standard for Bicycle Helmets*. <https://www.ecfr.gov/current/title-16/chapter-II/subchapter-B/part-1203>
- Daanen, H. A. M., & Ter Haar, F. B. (2013). 3D whole body scanners revisited. In *Displays* (Vol. 34, Issue 4, pp. 270–275). <https://doi.org/10.1016/j.displa.2013.08.011>
- Daanen, H. A. M., & van de Water, G. J. (1998). Whole body scanners. *Displays*, *19*(3), 111–120. [https://doi.org/10.1016/S0141-9382\(98\)00034-1](https://doi.org/10.1016/S0141-9382(98)00034-1)
- Dassault Systèmes. (n.d.-a). *Graphics Mesh and Mesh BREP Bodies*. Retrieved July 5, 2025, from [https://help.solidworks.com/2023/english/SolidWorks/sldworks/c\\_mesh.htm?verR edirect=1](https://help.solidworks.com/2023/english/SolidWorks/sldworks/c_mesh.htm?verR edirect=1)
- Dassault Systèmes. (n.d.-b). *What is NURBS modeling and why is it crucial to CAD software?* Retrieved November 18, 2023, from <https://www.3ds.com/store/cad/nurbs-modeling>
- Decathlon. (n.d.). *BOLA OFICIAL DE FUTEBOL LIGUE 1 INVERNO 2024-2025*. Retrieved April 14, 2025, from [https://www.decathlon.pt/p/bola-oficial-de-futebol-ligue-1-24-25-fifa-quality-pro/\\_/R-p-345023?mc=8790261&c=PRETO\\_LARANJA](https://www.decathlon.pt/p/bola-oficial-de-futebol-ligue-1-24-25-fifa-quality-pro/_/R-p-345023?mc=8790261&c=PRETO_LARANJA)
- Delaney, J. S., Al-Kashmiri, A., & Correa, J. A. (2014). Mechanisms of injury for concussions in university football, ice hockey, and soccer. *Clinical Journal of Sport Medicine*, *24*(3), 233–237. <https://doi.org/10.1097/JSM.000000000000017>

- Digital Imaging and Communications in Medicine. (2024). *DICOM Part 3: Information Object Definitions*. DICOM. <https://www.dicomstandard.org/current>
- Fang, C. (n.d.). *Farsoon, Huaxiang & Lehvoss Group: Additively Manufacture Safety Goggles to Fight Covid-19*. Farsoon Technologies. Retrieved January 14, 2024, from <https://www.farsoon-gl.com/alcggs/farsoon-huaxiang-lehvoss-group-additively-manufacture-safety-goggles-to-fight-covid-19/>
- Farrington, T., Onambele-Pearson, G., Taylor, R. L., Earl, P., & Winwood, K. (2012). A review of facial protective equipment use in sport and the impact on injury incidence. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, *50*(3), 233–238. <https://doi.org/10.1016/j.bjoms.2010.11.020>
- Gama, N., Ferreira, A., & Barros-Timmons, A. (2019). 3D printed cork/polyurethane composite foams. *Materials & Design*, *179*, 107905. <https://doi.org/10.1016/j.matdes.2019.107905>
- Gama, N. V., Amaral, C., Silva, T., Vicente, R., Coutinho, J. A. P., Barros-Timmons, A., & Ferreira, A. (2018). Thermal Energy Storage and Mechanical Performance of Crude Glycerol Polyurethane Composite Foams Containing Phase Change Materials and Expandable Graphite. *Materials*, *11*(10), 1896. <https://doi.org/10.3390/ma11101896>
- Gama, N. V., Silva, R., Costa, M., Barros-Timmons, A., & Ferreira, A. (2016). Statistical evaluation of the effect of formulation on the properties of crude glycerol polyurethane foams. *Polymer Testing*, *56*, 200–206. <https://doi.org/10.1016/j.polymertesting.2016.10.006>
- Gibson, I., Rosen, D. W., & Stucker, B. (2010). Additive manufacturing technologies: Rapid prototyping to direct digital manufacturing. In *Additive Manufacturing Technologies: Rapid Prototyping to Direct Digital Manufacturing*. Springer US. <https://doi.org/10.1007/978-1-4419-1120-9>
- Gonçalves, A. S. A., Barbosa, I. C. J., & Loja, M. A. R. (2025). Customized Protective Helmets: Reverse Engineering and Design. *Proceedings of the Conference on Computational and Artificial Intelligence for Mechanics and Biomechanics*, *1*, 63–72. <https://doi.org/https://doi.org/10.5281/zenodo.17131900>
- Haleem, A., Javaid, M., Singh, R. P., Rab, S., Suman, R., Kumar, L., & Khan, I. H. (2022). Exploring the potential of 3D scanning in Industry 4.0: An overview. *International Journal of Cognitive Computing in Engineering*, *3*, 161–171. <https://doi.org/10.1016/j.ijcce.2022.08.003>
- Han, Y., Yang, H., Wu, H., Pan, D., & Wang, B. Y. (2024). Quantitative analysis of the protective performance of bicycle helmet with multi-direction impact protection system in oblique impact tests. *Chinese Journal of Traumatology - English Edition*, *27*(4), 226–234. <https://doi.org/10.1016/j.cjtee.2024.03.002>

- Hartung, M. P., & Cadogan, M. (2023, May 8). *Abdominal CT: Attenuation*. Life In The Fastlane. <https://litfl.com/abdominal-ct-attenuation/>
- Hodonou, C., Balazinski, M., Brochu, M., & Mascle, C. (2019). Material-design-process selection methodology for aircraft structural components: application to additive vs subtractive manufacturing processes. *International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 103(1–4), 1509–1517. <https://doi.org/10.1007/s00170-019-03613-5>
- InVesalius. (n.d.). *About*. Retrieved November 19, 2023, from <https://invesalius.github.io/about.html>
- InVesalius. (2023). *User Manual*. [https://invesalius.github.io/docs/user\\_guide/user\\_guide.html#segmentation](https://invesalius.github.io/docs/user_guide/user_guide.html#segmentation)
- Jafferson, J. M., & Pattanashetti, S. (2021). Use of 3D printing in production of personal protective equipment (PPE) - A review. *Materials Today: Proceedings*, 46, 1247–1260. <https://doi.org/10.1016/j.matpr.2021.02.072>
- Kanishka, K., & Acherjee, B. (2023). Revolutionizing manufacturing: A comprehensive overview of additive manufacturing processes, materials, developments, and challenges. In *Journal of Manufacturing Processes* (Vol. 107, pp. 574–619). Elsevier Ltd. <https://doi.org/10.1016/j.jmapro.2023.10.024>
- Karimi, A., Razaghi, R., Navidbakhsh, M., Sera, T., & Kudo, S. (2016). Measurement of the mechanical properties of soccer balls using digital image correlation method. *Sport Sciences for Health*, 12(1), 69–76. <https://doi.org/10.1007/s11332-015-0255-8>
- KASK. (n.d.). *SAFETY PROTOCOL: KASK ROTATIONAL IMPACT WG11 TEST*. <https://www.kask.com/en-at/kask-rotational-impact-wg11-test.html?srsltid=AfmBOorqDSNBti3d5RS0RWQWaf3REfc6pPux08DJxlacjflLh8il3E7u>. Retrieved September 1, 2025, from <https://www.kask.com/en-at/kask-rotational-impact-wg11-test.html?srsltid=AfmBOorqDSNBti3d5RS0RWQWaf3REfc6pPux08DJxlacjflLh8il3E7u>
- Kharat, V. J., Singh, P., Sharath Raju, G., Kumar Yadav, D., Satyanarayana.Gupta, M., Arun, V., Hussein Majeed, A., & Singh, N. (2023). Additive manufacturing (3D printing): A review of materials, methods, applications and challenges. *Materials Today: Proceedings*. <https://doi.org/10.1016/j.matpr.2023.11.033>
- Lettori, J., Raffaelli, R., Peruzzini, M., Schmidt, J., & Pellicciari, M. (2020). Additive manufacturing adoption in product design: an overview from literature and industry. *Procedia Manufacturing*, 51, 655–662. <https://doi.org/10.1016/j.promfg.2020.10.092>
- Li, Y., Singman, E., McCulley, T., Wu, C., & Daphalapurkar, N. (2020). The Biomechanics of Indirect Traumatic Optic Neuropathy Using a Computational Head

- Model With a Biofidelic Orbit. *Frontiers in Neurology*, 11. <https://doi.org/10.3389/fneur.2020.00346>
- MatWeb. (n.d.-a). *Overview of materials for Acrylonitrile Butadiene Styrene (ABS), 20% Carbon Fiber Filled*. Retrieved April 22, 2025, from <https://www.matweb.com/search/DataSheet.aspx?MatGUID=cab26f6d4cb44ed5a88c85fcc2922b32>
- MatWeb. (n.d.-b). *Overview of materials for Expanded Polystyrene (EPS)*. Retrieved April 21, 2025, from <https://www.matweb.com/search/DataSheet.aspx?MatGUID=5f099f2b5eeb41cba804ca0bc64fa62f&ckck=1>
- MatWeb. (n.d.-c). *Overview of materials for Thermoset Polyurethane Foam, Unreinforced*. Retrieved April 16, 2025, from <https://www.matweb.com/search/datasheet.aspx?MatGUID=91d44cae736e4b36bcb94720654eeae>
- Mitsouras, D., Liacouras, P., Imanzadeh, A., Giannopoulos, A. A., Cai, T., Kumamaru, K. K., George, E., Wake, N., Caterson, E. J., Pomahac, B., Ho, V. B., Grant, G. T., & Rybicki, F. J. (2015). Medical 3D printing for the radiologist. *Radiographics*, 35(7), 1965–1988. <https://doi.org/10.1148/rg.2015140320>
- Mobarak, M. H., Islam, M. A., Hossain, N., Al Mahmud, M. Z., Rayhan, M. T., Nishi, N. J., & Chowdhury, M. A. (2023). Recent advances of additive manufacturing in implant fabrication – A review. In *Applied Surface Science Advances* (Vol. 18). Elsevier B.V. <https://doi.org/10.1016/j.apsadv.2023.100462>
- Mochimaru, M., & Kouchi, M. (2011). 4D measurement and analysis of plantar deformation during walking and running. *Footwear Science*, 3(sup1), S109–S112. <https://doi.org/10.1080/19424280.2011.575878>
- National Institute of Biomedical Imaging and Bioengineering. (2022, March). *Computed Tomography (CT)*. <https://www.nibib.nih.gov/science-education/science-topics/computed-tomography-ct>
- Peels, J. (2018, August 2). *Kupol 3D Printed Cycling Helmets Ready for Prime Time*. 3DPrint.Com. <https://3dprint.com/221323/kupol-3d-printed-cycling-helmets-ready-for-prime-time/>
- Pereira, Helena. (2007). Cork: biology, production and uses. In *Cork: Biology, Production and Uses* (p. 336). Elsevier.
- Plotkowski, A., Rios, O., Sridharan, N., Sims, Z., Unocic, K., Ott, R. T., Dehoff, R. R., & Babu, S. S. (2017). Evaluation of an Al-Ce alloy for laser additive manufacturing. *Acta Materialia*, 126, 507–519. <https://doi.org/10.1016/j.actamat.2016.12.065>
- Ramirez, B. J., & Gupta, V. (2018). Evaluation of novel temperature-stable viscoelastic polyurea foams as helmet liner materials. *Materials and Design*, 137, 298–304. <https://doi.org/10.1016/j.matdes.2017.10.037>

- Raptor Mask. (n.d.). *Raptor Receives A Prestigious Award For Its Breakthrough 3D Printed Design*. Retrieved January 14, 2024, from <https://raptormask.com/red-dot/>
- Rumpf, R. C., Pazos, J., Garcia, C. R., Ochoa, L., & Wicker, R. (2013). 3D PRINTED LATTICES WITH SPATIALLY VARIANT SELF-COLLIMATION. In *Progress In Electromagnetics Research* (Vol. 139).
- Shi, J., Li, H., Xu, F., & Tao, X. (2021). Materials in advanced design of personal protective equipment: a review. In *Materials Today Advances* (Vol. 12). Elsevier Ltd. <https://doi.org/10.1016/j.mtadv.2021.100171>
- Silva, J. S., Rodrigues, J. D., & Moreira, R. A. S. (2010). Application of cork compounds in sandwich structures for vibration damping. *Journal of Sandwich Structures and Materials*, 12(4), 495–515. <https://doi.org/10.1177/1099636209104538>
- Snelling, D., Li, Q., Meisel, N., Williams, C. B., Batra, R. C., & Druschitz, A. P. (2015). Lightweight Metal Cellular Structures Fabricated via 3D Printing of Sand Cast Molds. *Advanced Engineering Materials*, 17(7), 923–932. <https://doi.org/10.1002/adem.201400524>
- Teng, T. L., Liang, C. L., & Nguyen, V. H. (2013). Development and validation of finite element model of helmet impact test. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part L: Journal of Materials: Design and Applications*, 227(1), 82–88. <https://doi.org/10.1177/1464420712451806>
- The British Standards Institution. (2006). *Headforms for use in the testing of protective helmets (BS EN 960:2006)*. BSI.
- The British Standards Institution. (2013). *Helmets for pedal cyclists and for users of skateboards and roller skates (BS EN 1078:2012+A1:2012)*.
- The International Football Association Board (IFAB). (2016). Law 4 - The Players' Equipment. In *Laws of the Game 2016/17* (pp. 40–43).
- Verolme, E., & Mieremet, A. (2017). Application of forensic image analysis in accident investigations. In *Forensic Science International* (Vol. 278, pp. 137–147). Elsevier Ireland Ltd. <https://doi.org/10.1016/j.forsciint.2017.06.039>
- Wang, P., Yang, J., Hu, Y., Huo, J., & Feng, X. (2021). Innovative design of a helmet based on reverse engineering and 3D printing. *Alexandria Engineering Journal*, 60(3), 3445–3453. <https://doi.org/10.1016/j.aej.2021.02.006>
- Williams, S. W., Martina, F., Addison, A. C., Ding, J., Pardal, G., & Colegrove, P. (2016). Wire + Arc additive manufacturing. *Materials Science and Technology (United Kingdom)*, 32(7), 641–647. <https://doi.org/10.1179/1743284715Y.0000000073>
- Yun, S., Min, D., & Sohn, K. (2007). 3D Scene Reconstruction System with Hand-Held Stereo Cameras. *2007 3DTV Conference*, 1–4. <https://doi.org/10.1109/3DTV.2007.4379475>