

1 2



9 0

FACULDADE DE
CIÊNCIAS E TECNOLOGIA
UNIVERSIDADE DE
COIMBRA

Avaliação numérica da resistência ao impacto de diferentes protetores bucais para uso desportivo

Dissertação apresentada para a obtenção do grau de Mestre em Engenharia Biomédica na
Especialidade de Instrumentação Biomédica.

Numerical Evaluation of impact resistance of different Mouthguards for sportive use

Autor

Inês Jorge Gomes

Orientadoras

Maria Augusta Neto

Ana Lúcia de Pereira Neves Messias

Júri

Professora Doutora Ana Paula Bettencourt Martins

Presidente Amaro

Professora da Universidade de Coimbra

Vogal

Professor Doutor João Carlos Tomás Ramos

Professor da Universidade de Coimbra

Orientadora

Professor Doutor Ana Lúcia de Pereira Neves Messias

Professora da Universidade de Coimbra

Este trabalho foi desenvolvido em colaboração com:

Centro de Engenharia Mecânica
Materiais e Processo
CEMPRE
Centre for Mechanical Engineering
Materials and Processes
. UC | UP | UTAD .

CEMMPRE -
Centre for
Mechanical
Engineering,
Materials and
Processes



FMUC FACULDADE DE MEDICINA
UNIVERSIDADE DE COIMBRA

Faculdade de
Medicina da
Universidade
de Coimbra

Coimbra, setembro, 2019

Esta cópia da tese é fornecida na condição de que quem a consulta reconhece que os direitos de autor são pertença do autor da tese e que nenhuma citação ou informação obtida a partir dela pode ser publicada sem a referência apropriada.

This copy of the thesis has been supplied on condition that anyone who consults it is understood to recognize that its copyright rests with its author and that no quotation from the thesis and no information derived from it may be published without proper acknowledgement.

Agradecimentos

Em primeiro lugar gostaria de destacar a professora Augusta Neto que mostrou desde o início total disponibilidade, orientando-me sempre que necessário. Agradecer a sua capacidade para abdicar do seu tempo, bem precioso, elucidando-me em todas as dúvidas que foram surgindo, e para transformar os maiores problemas em problemas mais simples. Um obrigado pelo conhecimento transmitido e pela paciência tida. Gostaria de agradecer também à Professora Ana Messias que, perante maus resultados, teve sempre em mente uma ou duas alternativas. Espero ter correspondido às expectativas, apesar do meu pouco conhecido inicial relativo à medicina dentária. Agradecer à professora Ana Amaro, que apesar de andar sempre assoberbada de trabalho, nunca dispensou uma visita diária ao Laboratório dos alunos para perguntar como é que estava tudo a correr a cada um de nós. Agradeço ao Professor Luís Roseiro por se mostrar sempre disponível a ajudar.

Um obrigado aos meus colegas de laboratório que transformaram os dias mais fastidiosos em dias repletos de risadas. Um obrigado à Sofia, à Raquel, à Sara e à Andreia por serem pessoas pacíficas capazes de estar em silêncio quando é preciso trabalhar, mas sempre disponíveis a pôr uma música para relaxar a mente. Um obrigado ao Daniel, ao Sérgio e ao Alexandre por transportarem sempre a ideia de que a tese não é assim tão importante e de que tudo se faz, com muito esforço e alguma descontração. Agradeço também à Maria, aluna de Medicina Dentária, por ter partilhado algum desespero comigo e ter colaborado para a obtenção de alguns dos resultados usados por mim na tese.

À peça essencial não só desta fase final, mas destes longos e curtos 5 anos, os meus pais, um obrigado. A esta peça um obrigado por aprenderem a lidar com os meus devaneios com uma naturalidade tão grande que me fez pensar que sou uma pessoa como as outras, mesmo com as minhas dúvidas e incertezas comportamentais. Um obrigado por terem posto de lado os seus medos (sei que não puseram, mas disfarçaram muito bem), deixando a sua menina, agora já grande, partir em busca de experiências, por mais elaboradas que estas pudessem parecer. Um obrigado a estes dois que sempre fizeram e fazem todos os dias um excelente trabalho de equipa. À minha pequena mani, a quem eu tento atrasar o crescimento, um obrigado por despertar o melhor que há em mim da mais pura maneira, como só uma irmã

sabe fazer. Por tentar um papel de irmã mais velha, puxando-me para o lado chato das responsabilidades da vida, um obrigado.

Ao Ivo que surgiu numa fase final desta etapa e está pronto para me acompanhar numa próxima. Por despertar em mim ainda mais energia e vontade de viver um obrigado do tamanho do mundo.

Por último, mas claramente não menos importante, um obrigado a todos os meus amigos que, cada um à sua maneira, contribuiu para a minha saúde mental ao longo destes últimos anos. Às melhores colegas de casa que poderia pedir, Mariana, Mafalda e Érica, um obrigado por perceberem a necessidade que tenho do meu espaço e por me emprestarem o chão do quarto delas para longas conversas. À minha Mariana, por perceber a minha ausência e me receber sempre com um sorriso saudosos nos lábios, um obrigado. Agradeço ao João, ao Oshley, ao Nelson e ao Francisco por me fazerem manter a ideia de que uma amizade masculina é algo de aproveitar, pela sua simplicidade. Ao Tomás e à Filipa, por irem um passo à frente e me mostrarem que a fase que aí vem não é assim tão assustadora como a minha cabeça imagina, um obrigado.

Resumo

Objetivo: Avaliação numérica da resistência ao impacto de diferentes protetores bucais para uso desportivo, com diferentes geometrias e materiais constituintes. Apresentação de uma nova metodologia de fabrico destes por impressão 3D, de modo a facilitar a produção deste equipamento. A motivação para este projeto passa pela baixa eficácia do equipamento existente atualmente que leva à reduzida aceitação por parte de potenciais utilizadores.

Método: Inicialmente foi feita a aquisição de ficheiros de imagem médica, por tomografia de feixe cónico, e de ficheiros estereolitográficos, provenientes da leitura das arcadas dentárias com Scanner intraoral. Procedeu-se ao processamento destes ficheiros, no Materialise Mimics software e no Geomagic Studio Software, com o objetivo de construir diferentes modelos tridimensionais de osso, dentes, tecido mole, protetor bucal (3 diferentes). Após a montagem dos modelos, o primeiro com protetor bucal maciço de 4mm, o segundo com protetor bucal dividido em três camadas com um total de 4 mm e o terceiro com protetor bucal interiormente preenchido por ar, os ficheiros foram importados para o ADINA System em formato parasolid, com o objetivo de ser feita também a modulação dos elementos finitos.

De modo a obter uma validação de resultados, foram construídos também modelos de placas simples, com o auxílio do Solidworks Software, sendo cada um constituído apenas por uma placa quadrangular e um objeto de colisão (esfera). Importando estes ficheiros também para o ADINA System em formato parasolid, foi feita a modulação dos elementos finitos em quatro tipos de placas: placa maciça, placa com três camadas de materiais constituintes diferentes, placa com orifícios de ar de forma hexagonal e placa com orifícios de ar de forma oval.

Procedeu-se, por fim, à simulação de uma carga frontal, no caso do modelo completo com protetor bucal, e central, no caso do modelo das placas, com uma energia de 4,4 J.

Resultado: A inserção de um equipamento de proteção reduz o deslocamento e a deformação dos dentes e do osso, assim como a tensão nos mesmos e a energia específica de deformação. O material Eva Foam mostrou-se vantajoso assim como a inserção de orifícios de ar em camadas internas do equipamento de proteção.

Conclusões: Os protetores bucais com camadas e maciços mostraram diminuir efeitos nocivos aquando de um impacto de um objeto rígido e mole, respetivamente. O equipamento que melhor cumpriu a sua função de proteção foi aquele cuja camada interior é constituída por ar.

Palavras-chave: Métodos de Elementos Finitos, Protetor Bucal, EVA, EVA foam, Orifícios de ar

Abstract

Purpose: Numerical Evaluation of the impact resistance of different mouthguards for sportive use, with different geometries and constituent materials. Implementation of a new methodology for the manufacture of these by 3D printing, in order to facilitate the production of this equipment. The main motivation for this project is the low efficiency of the existing equipment that reduce the acceptance by potential users.

Method: Initial acquisition of medical image files, by cone beam computed tomography, and stereolithographic files, by scanning the dental arches with intraoral Scanner. These files were processed in Materialise Mimics software and Geomagic Studio Software, in order to obtain a three-dimensional model of bone, teeth, soft tissue, mouthguard (3 different). After the assembly of the models, the first with the compact mouthguard of 4mm, the second with mouthguard divided into three layers with a total of 4 mm and the third with mouthguard with the implementation of interior air holes, the files were imported to ADINA System in the parasolid format, in order to modulate the finite elements.

In order to get a data validation, simple plate models were also built with the help of Solidworks Software, each one consisting only of a quadrangular plate and a collision object (sphere). Imported for the ADINA System in parasolid format, a modulation of the finite elements was done in four types of plates, solid plate, plate with three layers of different constituent materials, plate with oval shaped empty spaces and plate with hexagonal shaped empty spaces.

Finally, it was done a simulation of a frontal load, in the case of the complete model with mouthguard, and central load, in the case of the model with the plates, with an energy of 4,4J.

Results: The insertion of a protective device reduces displacement and strain of teeth and the bone, as well as the stress felt by them and deformation energy density. Eva foam material and insertion of air holes in the inner layer of the equipment proved to be advantageous.

Conclusions: Layered and compact mouthguards reduce harmful effects on impacts of a soft and rigid object, respectively. The equipment that best fulfills its protective function was the one whose inner layer is air filled.

Keywords: Finite Element Method, Mouthguard, EVA, EVA foam, air holes

Índice

Lista de figuras	ix
Lista de tabelas	xiv
Simbologia e Siglas	xvi
Simbologia.....	xvi
Siglas	xvi
1. Introdução.....	1
2. Revisão Bibliográfica	3
2.1. Dentes	3
2.2. História do Protetor Bucal	4
2.3. Tipos de lesões.....	5
2.4. Fatores predisponentes.....	5
2.5. Medidas preventivas – Protetores Bucais	6
2.6. Tipos de Protetores Bucais e métodos de produção	7
2.7. Características do Protetor Bucal.....	9
2.7.1. Propriedades físicas	9
2.7.2. Materiais e design.....	10
2.7.3. Métodos de teste de Protetores Bucais	15
2.8. Elementos finitos	15
2.8.1. Discretização do domínio	16
2.8.2. Aproximação do deslocamento	16
2.8.3. Equações dos elementos finitos.....	17
2.8.4. Elementos finitos para sólidos 3D.....	18
2.8.5. Estudos desenvolvidos.....	18
3. Materiais e Métodos	20
3.1. Seleção do paciente.....	20
3.2. Reconstrução 3D da maxila e dos dentes.....	21
3.3. Processamento dos componentes não-paramétricos	23
3.4. Processamento dos componentes paramétricos	28
3.5. Modelação dos elementos finitos.....	31
3.5.1. Propriedades dos materiais	31
3.5.2. Superfícies de contacto	35
3.5.3. Definição da malha dos elementos	38
3.5.4. Condições de fronteira e de carga.....	41
3.5.5. Representação do objeto de impacto e pressão aplicada	42
4. Resultados.....	44
4.1. Análise dos modelos numéricos simples	45
4.1.1. Deslocamento das modelos simples	45
4.1.1. Tensão e <i>deformações</i> nas placas	52
4.1.2. Energia específica de deformação	58
4.2. Análise dos modelos numéricos completos	59
4.2.1. Deslocamentos dos modelos completos	59
4.2.2. Tensão e Deformação nos modelos completos.....	69
4.2.3. Energia específica de deformação dos modelos completos	77

5. Discussão	82
5.1.1. Trabalho futuro	91
6. Conclusões.....	94
Referências bibliográficas	95
Apêndice A	100
Apêndice B	103
Apêndice C	106
Apêndice D	109
Apêndice E	113

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1 - Constituição dos dentes do Maxilar (adaptado de [6]).	3
Figura 2.2 – Constituição interna do dente (adaptado de [7]).	3
Figura 2.3 – <i>Overjet</i> (adaptado de [10]).	5
Figura 2.4 – PB Pré-fabricados (adaptado de [13]).	8
Figura 2.5 - <i>Mouth-formed or boil-and-bite mouthguard</i> (adaptado de [14]).	8
Figura 2.6 – <i>CMMG</i> (adaptado de [16]).	9
Figura 3.1 – Máscara de osso e dentes obtida pela leitura do CBCT do paciente.	20
Figura 3.2 - Leitura Scan da zona superior da boca; Vista frontal (esquerda), vista inferior (direita).	20
Figura 3.3 - Processo de segmentação da Maxila, após aplicação da <i>Boolean Operation</i> .	22
Figura 3.4 – Processo de segmentação da Maxila <i>após utilização das ferramentas oferecidas pelo Software</i> .	22
Figura 3.5 – Processo de segmentação dos dentes.	22
Figura 3.6 – Modelo CAD de osso.	23
Figura 3.7 – Vista inferior do modelo CAD de osso.	24
Figura 3.8 – Vista frontal das raízes dos dentes.	24
Figura 3.9 – Imagem obtida por leitura Scan da zona superior da boca.	25
Figura 3.10 – Zona de interesse para criação das coroas dentárias.	25
Figura 3.11 - Vista inferior do modelo CAD dos dentes.	25
Figura 3.12 - Vista frontal do modelo CAD dos dentes.	26
Figura 3.13 – Zona de interesse para criação de tecido mole.	26
Figura 3.14 – Visão superior do modelo CAD de tecido mole.	27
Figura 3.15 - Visão frontal do modelo CAD completo.	27
Figura 3.16 – Visão inferior do modelo CAD completo.	27
Figura 3.17 - Zona de interesse para criação do modelo CAD de qualquer um dos PB a ser testado.	28
Figura 3.18 – Vista superior do modelo CAD representativo de um PB 1.	29
Figura 3.19 - Vista superior do modelo CAD representativo do PB 2.	29
Figura 3.20 – Placa maciça com 4mm, Pl 1; a representação é a mesma para a placa maciça dividida em camadas, Pl 2.	30
Figura 3.21 – Geometria da Pl 3 (esquerda); Camada interior da Pl 3 (direita).	30
Figura 3.22 – Geometria da Pl 4 (esquerda); Camada interior da Pl 4 (direita).	31

Figura 3.23 – Curva Tensão-Deformação para os dados experimentais de propriedade do tecido mole utilizado neste estudo.....	33
Figura 3.24 - Curva tensão-deformação para os dados experimentais obtidos para EVA. .	34
Figura 3.25 - Curva tensão-deformação para os dados experimentais obtidos para EVA foam.	34
Figura 3.26 – Aproximação de <i>Ogden</i> da curva tensão-deformação do tecido mole.....	35
Figura 3.27 – Aproximação de <i>Ogden</i> da curva tensão-deformação do material EVA.	35
Figura 3.28 - Aproximação de <i>Ogden</i> da curva tensão-deformação do material EVA foam.	35
Figura 3.29 - Malha do modelo numérico PB0.	40
Figura 3.30 - Malha do modelo numérico PB1.	40
Figura 3.31 - Malha do modelo numérico PB2.	40
Figura 3.32 – Malha do modelo numérico PB3.	40
Figura 3.33 – Malha do modelo numérico P11.	41
Figura 3.34 – Malha do modelo numérico P12.	41
Figura 3.35 - Malha do modelo numérico P13.....	41
Figura 3.36 - Malha do modelo numérico P14.....	41
Figura 3.37 – Condições de fronteira (verde) aplicadas nos modelos numéricos completos.	42
Figura 3.38 – Condições de fronteira (verde) aplicadas nos modelos numéricos simples. .	42
Figura 3.39 – Pressão aplicada nos diferentes modelos numéricos completos (cor de rosa); PB0 (cima, esquerda), PB1 (cima, direita), PB2 (baixo, esquerda), PB3 (baixo, direita).	43
Figura 4.1 – Deslocamento da P11; Relativamente ao eixo x (cima, esquerda), y (cima, direita), z (baixo, esquerda), magnitude de deslocamento (baixo, direita).	45
Figura 4.2 - Deslocamento da P12; Relativamente ao eixo x (cima, esquerda), y (cima, direita), z (baixo, esquerda), magnitude de deslocamento (baixo, direita).	46
Figura 4.3 - Deslocamento da P13; Relativamente ao eixo x (cima, esquerda), y (cima, direita), z (baixo, esquerda), magnitude de deslocamento (baixo, direita).	47
Figura 4.4 - Deslocamento da P14; Relativamente ao eixo x (cima, esquerda), y (cima, direita), z (baixo, esquerda), magnitude de deslocamento (baixo, direita).	48
Figura 4.5 – Histograma de valores de deslocamento relativamente ao eixo x em cada uma das placas.....	50
Figura 4.6 - Histograma de valores de deslocamento relativamente ao eixo y em cada uma das placas.....	50
Figura 4.7 - Histograma de valores de deslocamento relativamente ao eixo z em cada uma das placas.....	51

Figura 4.8 - Histograma de valores de magnitude de deslocamento em cada uma das placas.....	51
Figura 4.9 - Valor médio de magnitude de deslocamento de cada placa ao longo das iterações.....	51
Figura 4.10 - <i>Stretch</i> P1 na P11 (esquerda, cima) , P12 (direita, cima), P13 (esquerda, baixo) e P14 (direita, baixo).....	52
Figura 4.11 - <i>Stretch</i> P3 na P11 (esquerda, cima) , P12 (direita, cima), P13 (esquerda, baixo) e P14 (direita, baixo).....	53
Figura 4.12 - Valor de <i>stretch</i> P1 durante a análise dinâmica do impacto em cada uma das placas.....	54
Figura 4.13 - Valor de <i>stretch</i> P3 durante a análise dinâmica do impacto em cada uma das placas.....	55
Figura 4.14 - Tensão efetiva na P11 (cima, esquerda), na P12 (cima, direita), na P13 (baixo, esquerda) e na P14 (baixo, direita).....	56
Figura 4.15 – Valor da tensão efetiva durante a análise dinâmica do impacto em cada uma das placas.....	57
Figura 4.16 - Valor de tensão efetiva em função de <i>stretch</i> P1.....	57
Figura 4.17 - Valor de tensão efetiva em função de <i>stretch</i> P3.....	57
Figura 4.18 - Energia específica de deformação de P11 (cima, esquerda), P12 (cima, direita), P13 (baixo, esquerda) e P14 (baixo, direita).	58
Figura 4.19 - Histograma de valores médios de deslocamento no eixo x do PB em cada um dos modelos.....	62
Figura 4.20 - Histograma de valores médios de deslocamento no eixo y do PB em cada um dos modelos.....	62
Figura 4.21 - Histograma de valores médios de deslocamento no eixo z do PB em cada um dos modelos.....	62
Figura 4.22 – Histograma de valores médios da magnitude de deslocamento do PB em cada um dos modelos.	63
Figura 4.23 - Valor médio de deslocamento de cada PB ao longo das iterações.....	63
Figura 4.24 - Valor médio dos deslocamentos dos dentes ao longo das iterações.....	66
Figura 4.25 – <i>Stretch</i> P1 em PB1 (cima, esquerda), PB2 (cima, direita) e PB3 (baixo).	70
Figura 4.26 – <i>Stretch</i> P3 em PB1 (cima, esquerda), PB2 (cima, direita) e PB3 (baixo).	71
Figura 4.27 - Tensão efetiva em PB1 (cima, esquerda), PB2 (cima, baixo) e PB3 (baixo).72	
Figura 4.28 - Valor da tensão efetiva no PB de cada modelo numérico ao longo das iterações.....	73
Figura 4.29 - Tensão efetiva nos dentes em cada um dos modelos numéricos.	74
Figura 4.30 - Valor da tensão efetiva nos dentes de cada modelo numérico ao longo das iterações.....	75

Figura 4.31 - Energia específica de deformação no PB no modelo numérico PB1 (cima, esquerda), PB2 (cima, direita) e PB3 (baixo).....	78
Figura 4.32 - Energia específica de deformação nos dentes de cada PB0 (cima, esquerda), PB1 (cima, direita), PB2 (baixo, esquerda) e PB3 (baixo, direita).	79
Figura 5.1 – Pl1 impressa.	85
Figura 5.2 – Pl2 impressa.	85
Figura A.1 – Vista frontal da malha do modelo dos dentes.	100
Figura A.2 – Vista inferior da malha do modelo de tecido mole.	100
Figura A.3 - Malha do modelo de osso; Vista frontal (esquerda), vista inferior (direita).	100
Figura A.4 – Malha de PB 1; Vista frontal (esquerda), vista superior (direita).	101
Figura A.5 - Malha de PB 2; Vista frontal (esquerda), vista superior (direita).	101
Figura A.6 – Malha de PB 3; Vista frontal (esquerda), vista superior (direita).	101
Figura A.7 – Malha do objeto de impacto.	102
Figura A.8 – Malha de Pl 1.	102
Figura A.9 – Malha de Pl 2.	102
Figura A.10 – Malha de Pl 3.....	102
Figura A.11 – Malha de Pl 4.....	102
Figura B.1 – Deslocamentos no modelo PB1; Relativamente ao eixo x (primeira linha), y (segunda linha), z (terceira linha), magnitude de deslocamento (última linha). .	103
Figura B.2 - Deslocamentos no modelo PB2; Relativamente ao eixo x (primeira linha), y (segunda linha), z (terceira linha), magnitude de deslocamento (última linha). .	104
Figura B.3 – Deslocamentos no modelo PB3; Relativamente ao eixo x (primeira linha), y (segunda linha), z (terceira linha), magnitude de deslocamento (última linha). .	105
Figura C.1 - Deslocamento dos dentes em PB0; Relativamente ao eixo x (cima, esquerda), y (cima, direita), z (baixo, esquerda), magnitude de deslocamento (baixo, direita).	106
Figura C.2 - Deslocamento dos dentes em PB1; Relativamente ao eixo x (cima, esquerda), y (cima, direita), z (baixo, esquerda), magnitude de deslocamento (baixo, direita).	107
Figura C.3 - Deslocamento dos dentes em PB2; Relativamente ao eixo x (cima, esquerda), y (cima, direita), z (baixo, esquerda), magnitude de deslocamento (baixo, direita).	107
Figura C.4 - Deslocamento dos dentes em PB3; Relativamente ao eixo x (cima, esquerda), y (cima, direita), z (baixo, esquerda), magnitude de deslocamento (baixo, direita).	108
Figura D.1 - Deslocamento do osso para PB0; Relativamente ao eixo x (primeira linha), y (segunda linha), z (terceira linha), magnitude de deslocamento (última linha). .	109

Figura D.2 - Deslocamento do osso para PB1; Relativamente ao eixo x (primeira linha), y (segunda linha), z (terceira linha), magnitude de deslocamento (última linha). .	110
Figura D.3 - Deslocamento do osso para PB2; Relativamente ao eixo x (primeira linha), y (segunda linha), z (terceira linha), magnitude de deslocamento (última linha). .	111
Figura D.4 - Deslocamento do osso para PB3; Relativamente ao eixo x (primeira linha), y (segunda linha), z (terceira linha), magnitude de deslocamento (última linha). .	112
Figura E.1- Deslocamento do tecido mole em PB0; Relativamente ao eixo x (cima, esquerda), y (cima, direita), z (baixo, esquerda), magnitude de deslocamento (baixo, direita).	113
Figura E.2 - Deslocamento do tecido mole em PB1; Relativamente ao eixo x (cima, esquerda), y (cima, direita), z (baixo, esquerda), magnitude de deslocamento (baixo, direita).	113
Figura E.3 - Deslocamento do tecido mole em PB2; Relativamente ao eixo x (cima, esquerda), y (cima, direita), z (baixo, esquerda), magnitude de deslocamento (baixo, direita).	114
Figura E.4 - Deslocamento do tecido mole em PB3; Relativamente ao eixo x (cima, esquerda), y (cima, direita), z (baixo, esquerda), magnitude de deslocamento (baixo, direita).	114

LISTA DE TABELAS

Tabela 3.1 – Tipos de PB utilizados para testes.	28
Tabela 3.2 - Tipos de Placas utilizadas para teste.	30
Tabela 3.3 – Propriedades atribuídas a cada um dos materiais [23], [41] [29], [30], [42], [43], [44], [45].	32
Tabela 3.4 – Grupos de Contacto no estudo em PB.	37
Tabela 3.5 – Grupos de Contacto no estudo em Placas quadrangulares.	37
Tabela 3.6 – Comprimento dos elementos para cada um dos corpos sólidos no estudo em PB.	38
Tabela 3.7 - Comprimento dos elementos para cada um dos corpos sólidos no estudo em placas quadrangulares.	39
Tabela 3.8 – Número de nós e elementos existentes em cada modelo de teste.	39
Tabela 4.1 - Valores médios, de desvio padrão, mínimos e máximos dos valores de deslocamento nos três eixos, bem como a magnitude de deslocamento, nos quatro modelos de placas.	49
Tabela 4.2 – Valores médios, desvios padrão, mínimos e máximos dos valores de <i>stretches</i> principais (P1 e P3) em cada uma das placas.	54
Tabela 4.3 - Valores médios, desvios padrão, mínimos e máximos dos valores de tensão efetiva em cada uma das placas.	56
Tabela 4.4 - Valores médios, desvios padrão, mínimos e máximos dos valores de energia específica de deformação em cada uma das placas.	59
Tabela 4.5 - Valores médios, desvios padrão, mínimos e máximos dos valores de energia de deformação em cada uma das placas.	59
Tabela 4.6 - Valores médios, de desvio padrão, mínimos e máximos dos valores de deslocamento do PB nos três eixos, bem como a magnitude de deslocamento, nos três modelos numéricos completos.	61
Tabela 4.7 - Valores médios, de desvio padrão, mínimos e máximos dos valores de deslocamento da dos dentes nos três eixos, bem como a magnitude de deslocamento, nos três modelos numéricos completos.	65
Tabela 4.8 - Valores médios, de desvio padrão, mínimos e máximos dos valores de deslocamento do osso nos três eixos, bem como a magnitude de deslocamento, nos três modelos numéricos completos.	67
Tabela 4.9 - Valores médios, de desvio padrão, mínimos e máximos dos valores de deslocamento do tecido mole nos três eixos, bem como a magnitude de deslocamento, nos três modelos numéricos completos.	69
Tabela 4.10 – Valores médios, de desvio padrão, mínimos e máximos dos valores de <i>stretch</i> principais (P1 e P3) do PB em cada uma dos modelos.	71

Tabela 4.11 - Valores médios, de desvio padrão, mínimos e máximos dos valores de tensão efetiva no PB em cada um dos modelos.....	73
Tabela 4.12 - Valores médios, de desvio padrão, mínimos e máximos dos valores de tensão efetiva nos dentes em cada um dos modelos.....	74
Tabela 4.13 - Valores médios, de desvio padrão, mínimos e máximos dos valores de tensão efetiva no osso em cada um dos modelos.	75
Tabela 4.14 - Valores médios, de desvio padrão, mínimos e máximos dos valores de <i>stretches</i> principais (P1 e P3) do tecido mole em cada um dos modelos.....	76
Tabela 4.15 - Valores médios e desvios padrão da tensão efetiva no tecido mole em cada um dos modelos.....	77
Tabela 4.16 - Valores médios, de desvio padrão, mínimos e máximos dos valores de energia específica de deformação do PB em cada um dos modelos.	78
Tabela 4.17 - Valores médios, de desvio padrão, mínimos e máximos dos valores de energia de deformação do PB em cada um dos modelos.	79
Tabela 4.18 - Valores médios, desvios padrão, mínimos e máximos dos valores de energia específica de deformação dos dentes em cada um dos modelos.	80
Tabela 4.19 - Valores médios, desvios padrão, mínimos e máximos dos valores de energia específica de deformação do osso em cada um dos modelos.....	80
Tabela 4.20 - Valores médios, desvios padrão, mínimos e máximos dos valores de energia de deformação do tecido mole em cada um dos modelos.	81

SIMBOLOGIA E SIGLAS

Simbologia

ε - Deformação

μ - Coeficiente de Poisson

σ - Tensão

E - Módulo de Young

Siglas

3D - 3-dimensões

ADINA - Automatic Dynamic Incremental Nonlinear Analysis

CAD - Computer Aided Design

CBCT - Cone beam computed tomography

CMMG - Custom-made mouthguard

DICOM - Digital Imaging and Communications in Medicine

EVA - Etil Vinil Acetato

EVA foam - Espuma de Copolímero Etil Vinil Acetato

FMUC - Faculdade de Medicina de Universidade de Coimbra

HU - Hounsfield Units

MA - Meta-Análise

MEF - Método dos Elementos Finitos

P1 - Principal 1

P3 - Principal 3

PB - Protetor Bucal ou Protetores Bucais

PB 1 - Protetor Bucal 1

PB 2 - Protetor Bucal 2

PB 3 - Protetor Bucal 3

PB0 - Modelo numérico sem Protetor Bucal

PB1 - Modelo numérico com Protetor Bucal 1

PB2 - Modelo numérico com Protetor Bucal 2

PB3 - Modelo numérico com Protetor Bucal 3

PI 1 - Placa 1

PI 2 - Placa 2

PI 3 - Placa 3

PI 4 - Placa 4

PI1 - Modelo numérico com Placa 1

PI2 - Modelo numérico com Placa 2

PI3 - Modelo numérico com Placa 3

PI4 - Modelo numérico com Placa 4

.*stl* - ficheiros estereolitográficos

TD - Traumatismo Dentoalveolar

1. INTRODUÇÃO

A condição oral de um indivíduo é um fator determinante na sua saúde e conseqüentemente na sua qualidade de vida. A atividade física é responsável por cerca de um terço das lesões dentárias que ocorrem na população mundial [1]. Para um praticante de uma atividade física, como um desportista ou militar, a saúde oral torna-se então um fator de ainda maior importância. Qualquer patologia a nível dentário afeta o bem-estar de um atleta, diminuindo o seu rendimento de treino e piorando a sua performance. Este tipo de patologia não permite que o indivíduo complete atividades básicas com normalidade, como comer, comunicar e respirar. Para além disso, a questão estética é também fator de interesse, vendo-se esta afetada nestes casos [2].

A prática desportiva envolve um elevado risco de lesões dentárias ou orofaciais e concussão do cérebro [3]. Muitas destas lesões são irreversíveis, sendo apenas tratadas com substituição artificial ou protética. Pela reduzida eficácia dos métodos de tratamento e pelos elevados custos que a medicina dentária envolve, vemos necessidade de apostar na proteção e não no tratamento destas lesões.

O uso de protetor bucal (PB) não é aceite pela generalidade dos indivíduos devido às dificuldades inerentes ao uso que estes acarretam como dificuldade respiratória, dificuldade de comunicação, mau hálito, boca seca, náuseas, custos elevados ou falta de informações sobre o uso deste dispositivo de segurança [4][5].

Sabe-se que o comportamento de um PB é dependente de diversas variáveis como o seu design, materiais constituintes, espessura, tipo de protetor, direção do impacto, a sua estabilidade e dimensão. Neste projeto, foram testadas as duas primeiras variáveis referidas.

O objetivo principal deste projeto passa pelo estudo do comportamento de diferentes PB, com diferentes estruturas e materiais constituintes, quando expostos a uma carga frontal. Para tal, foram projetados modelos numéricos a 3 dimensões (3D) que incluem osso, dentes e tecido mole, onde é acrescentado um PB. Posteriormente, foi feita uma avaliação numérica pelo método dos elementos finitos (MEF) das deformações, deslocamentos, tensões e energias causadas quer no equipamento, quer nos dentes, osso e tecido mole protegidos por este. O mesmo estudo foi feito para modelos numéricos de placas simples, também estas com diferentes estruturas e materiais constituintes, de modo a poder ser feita uma

comparação entre modelos complexos e simples e entre testes experimentais e simulações numéricas.

O trabalho está dividido em 6 capítulos. A Introdução, onde está expressa a descrição do tema, a motivação para este, o enquadramento e os objetivos do trabalho. O segundo capítulo apresenta os conceitos teóricos e uma revisão bibliográfica. No capítulo de Materiais e Métodos é explicado todo o procedimento experimental e condições em que este se desenvolveu. No capítulo de Resultados, são demonstrados todos os resultados obtidos nos testes de simulação. No quinto capítulo é feita a discussão dos resultados e são feitas sugestões para trabalho futuro. Por último, são tiradas conclusões acerca do estudo.

2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1. Dentes

A arcada dentária superior humana, Figura 2.1, é constituída por 4 incisivos, 2 caninos, 4 pré-molares e 6 molares. O dente, Figura 2.2, é uma estrutura esbranquiçada e dura, constituída por esmalte, dentina e polpa, sendo implantado em osso (maxilar e mandíbula), rodeado pelo tecido mole (gengiva). O ligamento periodontal, constituído por tecido conjuntivo, permite a ligação do dente ao osso.

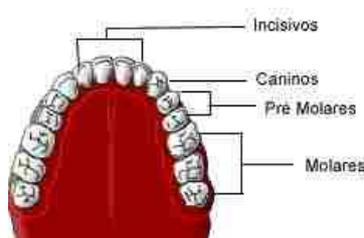


Figura 2.1 - Constituição dos dentes do Maxilar (adaptado de [6]).



Figura 2.2 – Constituição interna do dente (adaptado de [7]).

2.2. História do Protetor Bucal

O PB surgiu da necessidade de proteção dentária dos praticantes de boxe e era inicialmente constituído por algodão, fita, esponja e pequenos pedaços de madeira. Devido à necessidade de concentração durante o uso deste equipamento e ao relato de episódios em que o PB se deslocava na boca, entrando na laringe, a utilização deste foi proibida. O primeiro PB reutilizável foi usado por Ted Lewis durante os seus campeonatos nos anos 10 e 20 do século XX, sendo que a utilização deste ainda não estava no regulamento oficial do desporto. O uso de PB foi permitido pela *New York State Athletic Commission*, após uma luta entre Jack Sharkey e Mike McTigue, em 1927, que teve de ser interrompida após Skarkey dar um murro na boca de McTigue e este cortar o lábio. Desde aí, diversos estudos se basearam no aperfeiçoamento deste equipamento e no fabrico do mesmo de maneira individualizada através de impressões dentárias, em borracha e cera, tendo-se adicionado mais tarde molas de aço para reforçar a estrutura do mesmo [8].

Nos anos 40 e 50, chegando-se à conclusão que as lesões dentárias representavam cerca 23-54% das lesões no futebol americano, os PB foram implementados nesta modalidade. A partir daí o seu uso foi incentivado através da publicação nos meios de comunicação sociais de imagens de jogadores com dentes incompleta [8].

Em 1960, a *American Dental Association House of Delegates* incentivou a utilização de PB de latex no futebol e noutros desportos de contacto. Em 2007, o regulamento de futebol e hóquei no gelo da *National Collegiate Athletic Association* começou a exigir a utilização de um PB intra-oral que cubra toda a arcada superior de qualquer cor visível e constituída por um material aprovado pela *Food and Drug Administration* [8].

Um PB apresenta ainda hoje algumas desvantagens no que toca é sua utilização. Este é ainda um equipamento que causa desconforto, dificultando a alimentação e respiração e que pode causar reação tecidual quando mal-adaptado. Torna-se necessário por estas razões estudar e desenvolver alguns parâmetros como a sua biocompatibilidade, as suas propriedades físicas, materiais para a sua constituição e a espessura adequada para cada tipo de desporto e tipo de dentes.

2.3. Tipos de lesões

As lesões orais resultantes da prática de uma atividade desportiva são mais frequentemente detetadas ao nível do lábio superior, maxilar e incisivos superiores. Destas lesões, cerca de 50% são lesões de tecidos moles, 40% são lesões dentárias, como fratura óssea ou dentária, avulsão, luxação, intrusão ou extrusão, e menos de 10% representam lesões na articulação temporomandibular e estruturas anatómicas adjacentes [9].

O traumatismo dentário pode levar a diversas consequências como dor, perda de função do dente, perda de qualidades estéticas e custos individuais [9]. Este podem ocorrer a diferentes níveis, tendo assim diferentes consequências para o indivíduo. No caso de fratura do esmalte ou dentina, o atleta poderá continuar a competir após a restauração do dente, sem consequências secundárias. Já no caso de exposição parcial da polpa, é necessário que o atleta seja exposto a um tratamento endodôntico, com preservação parcial do tecido pulpar ou sua total remoção. Já no que toca às fraturas radiculares, que podem não ser visíveis caso não tenham envolvimento coronário, o dente em questão apresenta muito reduzida probabilidade de recuperação [2].

2.4. Fatores predisponentes

Existem vários fatores que aumentam a tendência para os atletas sofrerem lesões dentárias ou orofaciais.

Um atleta com grande *overjet* dos dentes incisivos, Figura 2.3, tem três vezes maior probabilidade de sofrer uma lesão dentária.



Figura 2.3 – *Overjet* (adaptado de [10]).

Durante o período de tratamento ortodôntico, o indivíduo apresenta uma maior tendência para lesões no tecido mole ou mesmo fratura da tábua alveolar devido à presença de objetos metálicos (brackets, ligaduras, arco) [2].

Estudos feitos na Suécia mostram que o sexo masculino tem 1.8 a 2.7 vezes maior probabilidade de sofrer lesões dentárias que o sexo feminino [11].

2.5. Medidas preventivas – Protetores Bucais

As medidas preventivas de lesões dentárias ou orofaciais passam muito pela consciencialização da população para a saúde oral e alimentação equilibrada, com ações preventivas de formação para a educação dos praticantes de atividade desportiva, mas também pela implementação de regras, como o uso obrigatório de PB em qualquer prática desportiva que acarrete algum de traumatismo. Considera-se relevante também que cada atleta tenha na sua ficha de exame médico desportivo um exame estomatológico de modo a ser mais fácil prevenir e identificar métodos preventivos para cada indivíduo [9].

A Federação Dentária Internacional (FDI) consciencializa e recomenda o uso de PB para pessoas que possam correr algum tipo de risco de lesão [9]. A função de um PB passa pela dissipação da força aplicada neste, redução do impacto causado no complexo articular temporomandibular e estabilização dos órgãos da cabeça e do pescoço no momento de choque [2]. Por estas razões, sabe-se que este equipamento, usado normalmente no maxilar, reduz em cerca de 80% a probabilidade e gravidade de lesões dentárias, dos tecidos moles, de estruturas ósseas, no pescoço e concussões [9].

Um PB permite manter a arcada dentária superior separada dos tecidos moles faciais, prevenindo laceração do lábio, fratura ou deslocação dos dentes, evitando o contacto da arcada inferior com a arcada superior, prevenindo alterações no sistema temporomandibular, concussões e até hemorragias intracranianas. Para além destes fatores diretos, este equipamento transmite confiança e segurança ao atleta, podendo minimizar as sequelas da ingestão de bebidas energéticas que poderiam causar danos dentários devido ao seu ácido pH e evitam custos de tratamentos dentários [9].

Ferreira et al. [12] fez uma revisão sistemática da literatura (com bases de dados do *Pubmed*, *Scopus*, *Web of Science* e *Cochrane Library* desde o início até fevereiro de 2017) de modo

a perceber o efeito dos protetores bucais no desempenho do atleta e se o tipo de protetor afeta este mesmo. Tendo avaliado uma população de 312 atletas, concluiu que, no geral, os protetores bucais feitos à medida não interferem ou chegam mesmo a melhorar o desempenho dos atletas quando comparados com o grupo controle (sem PB). A revisão permite obter evidências de que o uso deste equipamento de proteção personalizado para cada indivíduo é vantajoso, evitando lesões e não prejudicando o desempenho do atleta.

2.6. Tipos de Protetores Bucais e métodos de produção

Um PB deve cumprir a função protetora, ser confortável, resiliente, resistente ao corte, inodoro, biocompatível, ter boa durabilidade, ter as dimensões adequadas e o mais reduzidas possível e causar a mínima interferência na fonação, respiração e mastigação [2]. Para além destes fatores, este deve cobrir toda a superfície dentária e parte do osso alveolar do maxilar, garantindo a oclusão com a arcada anagônica, não deve influenciar a prática da atividade física e deve ser de fácil limpeza e desinfecção [9].

O tipo e a utilização de PB varia consoante o tipo de desporto praticado, a idade do atleta, o nível de competição, histórico de doenças do atleta, se este está em tratamento ortodôntico e se tem o número total de dentes ou não [2].

Um PB pode ser extra-oral, intra-oral ou combinado. Neste projeto iremos estudar apenas os PB intra-orais.

Atualmente, cerca de 90% dos PB utilizados são comprados em lojas de desporto não sendo completamente adequados para cada cliente, sendo os restantes 10% desenhados e personalizados por profissionais para cada indivíduo [2].

Existem três tipos de PB:

- Pré-fabricados, Figura 2.4:

Estes são os PB disponíveis, num limitado número de tamanhos, em lojas de desporto, podendo ser comprados por qualquer pessoa. São comprados prontos a usar e apenas precisam de ser experimentados antes de exercer atividade física para que a pessoa se adapte minimamente ao uso destes. São

os protetores mais baratos, no entanto, aqueles que menos protegem o indivíduo, por não se ajustarem à arcada dentária de cada um, e os mais desconfortáveis, interferindo com a respiração e com o discurso. Este tipo de protetor não é recomendado por dentistas nem preparados físicos [2].



Figura 2.4 – PB Pré-fabricados (adaptado de [13]).

- *Mouth-formed or boil-and-bite mouthguard*, Figura 2.5:

Estes são os protetores mais comuns no mercado. São feitos de materiais termoplásticos, que são imersos em água a ferver, moldando-se à forma previamente desenhada e estabelecida para um determinado indivíduo. Têm algumas limitações no que toca às dimensões disponíveis e aos dentes que se conseguem incluir, sendo que por vezes o material não consegue abranger os posteriores. Regularmente, após o seu fabrico, o atleta tem ainda a necessidade de adaptar o equipamento à sua boca, alterando-a e cortando-a, reduzindo a eficácia do protetor [2].



Figura 2.5 - *Mouth-formed or boil-and-bite mouthguard* (adaptado de [14]).

- *Custom-made mouthguard (CMMG)*, Figura 2.6:

São os recomendados pelos dentistas, por serem os mais eficazes no que toca à proteção dos dentes e da sua envolvente [8]. Podem ser produzidas em vácuo ou por pressão laminar. As primeiras são utilizadas por serem de mais fácil e económica produção [15]. Nestes casos, é feito um molde que será posto em contacto, sob pressão, com o material termoplástico constituinte do PB. Após ser feito o molde, o PB é polido de modo a permitir uma correta adesão à gengiva e aos dentes e permitir a cobertura completa dos dentes. O método mais eficaz de produção de CMMG é o de pressão laminar. Neste método, ao contrário do anterior, são produzidos PB com várias camadas laminadas. Torna-se mais fácil obter protetores com a espessura pretendida, assim como implementar a variedade de materiais necessária para a obtenção de determinadas características de proteção.



Figura 2.6 – CMMG (adaptado de [16]).

2.7. Características do Protetor Bucal

2.7.1. Propriedades físicas

São várias as propriedades físicas dos materiais que definem se estes são ou não apropriados para a produção de instrumentos de proteção, como os PB. Um PB, para cumprir as suas funções protetoras, deve ser estruturado de modo a ter boa capacidade de absorção ao choque, rigidez e dureza. A durabilidade deste é definida pela resistência à tração e ao corte, devendo estes valores ser elevados para se obter um maior valor associado a esta característica. Espera-se também que os materiais utilizados não sejam prejudiciais ao indivíduo que os utiliza, não sendo tóxicos nem retendo substâncias que alterem o normal funcionamento do sistema oral. Para isso, são utilizados materiais de reduzida capacidade

de absorção de água, pois estes têm uma maior estabilidade, isto é, têm uma menor tendência para reter saliva e bactérias orais [8].

A capacidade de absorção ao choque de um PB é definida como a redução da energia de impacto transmitida à superfície deste. Assim, quanto maior for a capacidade de absorção do PB, menor será a força exercida nas estruturas subjacentes. Sabe-se que a energia média de um soco de um pugilista profissional ou inexperiente é de cerca de 4000 e 2300 N, respetivamente. É necessário portanto que um PB consiga absorver forças nesta gama de energias [17]. A dureza traduz a resistência do material à penetração aquando de uma carga aplicada. A rigidez representa a resistência que o material apresenta a uma deformação, durante a aplicação de uma força. A resistência ao corte dá-nos informação acerca da resistência do material a forças de corte, sendo obtida pela divisão do valor da força necessária para cortar o material pelo valor da espessura do material nessa zona de corte [8]. A resistência à tração define a força necessária para quebrar o material. Por último, a capacidade de absorção de água é traduzida pelo volume de água que o material é capaz de absorver quando em contacto com este líquido [8].

No fabrico de um PB interessa que sejam usados materiais com propriedades elásticas, permitindo que estes sofram uma alteração na sua forma proporcional à força aplicada e que retome a sua forma inicial após a sessão desta mesma.

2.7.2. Materiais e design

Os materiais mais utilizados na constituição dos PB são o Etil Vinil Acetato (EVA), o poliuretano e o cloreto de polivinil.

O EVA é o material mais utilizado no fabrico de PB por se tratar de um material facilmente adaptável aos dentes de cada indivíduo. As propriedades físicas de uma PB de EVA, dependem da percentagem de polivinilacetato, sendo que uma maior percentagem irá resultar num material com menor cristalinidade e, por isso, maior flexibilidade, mais suave ao toque, com maior capacidade de absorção ao choque e menor capacidade de absorção da água, pelo contrário, uma menor percentagem deste componente resulta num material mais rígido, duro, com menor capacidade de absorção ao choque e maior capacidade de absorção da água [8],[16],[18].

Protetores bucais maioritariamente constituídos por Poliuretano apresentam valores de capacidade de absorção ao choque e dureza idênticos aos constituídos por EVA, no entanto, valores de resistência ao corte, resistência à tração e capacidade de absorção da água mais elevados. A implementação de laminas de Sorbathane (poliuretano viscoelástico) entre camadas de EVA permite obter um material com maior capacidade de absorção ao choque [8],[19],[20].

A borracha de silicone é bastante útil para o fabrico de PB pois esta é facilmente modificada através da manipulação da sua constituição, conseguindo-se então obter materiais de elevada capacidade de absorção ao choque. Relativamente às outras características físicas, este não se trata de um material de superior qualidade comparativamente com o EVA, o poliuretano e o cloreto de polivinila. Trata-se de um material de proteção adequado para choques de baixa intensidade [8].

Westerman et al. [21] estudaram a influência materiais rígidos, testando se estes permitem melhorar o desempenho do protetor. Foram estudados equipamentos constituídos por camadas de EVA com inclusão de estruturas rígidas, sujeitos a repetidos impactos. Esta inserção resultou numa redução da absorção de energia quando comparados com um equipamento de controle do mesmo material e espessura aproximada, mas sem as inserções duras. Quanto mais afastadas as inserções da superfície de impacto, menor a redução na absorção de energia.

J. J. Knapik et al. [8] estudaram também a implementação de uma folha de aço inoxidável, tendo-se percebido que esta implementação permite a distribuição de forças de um modo mais uniforme sobre toda a arcada, não causando um dano tão visível em cada um dos dentes. No entanto, este pode ser um elemento estranho, podendo causar lesões adicionais caso este material fique exposto ao tecido mole ou dentes.

Takeda et al. [22] testaram três tipos de PB: o primeiro constituído por EVA com proteção laminar, o segundo constituído por três camadas, sendo a interna de resina acrílica (inserção rígida) e o terceiro idêntico ao segundo mas com espaços vazios na sua constituição. Ao fazer embater o pêndulo, esfera de aço, notou-se uma capacidade de absorção ao choque de cerca de 40% para o primeiro e o segundo e de cerca de 50% para o terceiro caso, notando-se neste uma menor distorção dos dentes. Fazendo os mesmos testes, utilizando uma bola de baseball, mais macia que a bola de aço, foi notada uma taxa de diminuição de energia menor,

verificando-se uma redução de 4% para o primeiro caso, 12% para o segundo e 25% para o terceiro.

O tipo de material de que é feito o PB depende do desporto para o qual este vai ser utilizado, isto é, do objeto de colisão a que o desportista poderá estar exposto.

Takeda et al. [23] mediram a força de impacto no equipamento desportivo de modo a estabelecer uma relação exata entre as lesões dentárias desportivas e os efeitos protetores dos PB. Foram estudados vários tipos de impacto, utilizando como objetos de impacto: uma bola de aço, baseball, softball, bola de hóquei, disco de hóquei no gelo, bola de críquete e taco de baseball de madeira. A força transmitida aos dentes sem PB foi inferior para o bastão de hóquei e superior para a bola de aço. Deu-se uma redução da força transmitida quando foi anexado o material de proteção para qualquer tipo de impacto. Para a bola de aço observou-se a maior capacidade de absorção, 62,1%, enquanto que para o bastão de madeira, 38,3%. As outras bolas e o disco mostraram de 0,6 a 6,0% de absorção. Estes resultados mostram que é importante testar a eficácia dos PB em tipos específicos de equipamentos desportivos.

Em desportos, cujos objetos de colisão são duros, o PB deve ter maior espessura e ser constituído por materiais mais macios, que se deformam no momento de impacto, aumentando o tempo de contacto do objeto e resultando numa diminuição no pico de força exercida. Pelo contrário, quando o objeto de impacto é mole, isto é, quando ele próprio se deforma no momento do impacto, o PB deve ser menos espesso e mais rígido, de modo a melhorar a capacidade de absorção ao impacto e ajudar na distribuição da força por uma maior área, gerando uma menor potência de impacto [8].

O material utilizado varia também de acordo com a anatomia da boca e com o tecido que se pretende proteger. A zona de oclusão, sendo mais larga e, por isso, exposta a menores valores de potência, pode ser preenchida com um material menos rígido e com boa capacidade de absorção ao choque. Pelo contrário, a zona dos incisivos está exposta a forças mais concentradas, por apresentar uma área de exposição menor, e, por essa razão, deve ser preenchida por um material de rigidez intermédia e capacidade de absorção ao choque moderada. A gengiva, tratando-se de uma zona com grande capacidade de absorção de forças, pode ser protegida por um material rígido [8].

Sabe-se que a implementação de espaços preenchidos por ar na matriz do PB melhora as suas capacidades de absorção. É colocada a hipótese de a implementação de um constituinte esponjoso ter este mesmo efeito.

Westerman et al. [24] estudou a influência da inclusão de volumes de ar num PB constituído de EVA. Foram utilizados PB com 4mm de espessura, com e sem inclusões de ar, nos quais foi aplicada uma força de impacto de 4,4 J e velocidade de 3 m.s⁻¹ através de um pêndulo. Foram obtidas reduções de 32% nas forças transmitidas para os casos em que há inclusão de volumes de ar quando comparados com os PB sem esta inclusão. Nota-se, por isso, uma melhoria das características de impacto do equipamento de proteção quando são incluídos espaços do ar na estrutura do mesmo.

Westerman et al. [25] comparou forças transmitidas através de uma estrutura de 4mm de EVA e o mesmo material com inclusões de gás, em forma de espuma, em células fechadas. Assim foram criados materiais com diferentes níveis de porosidade, com 1%, 5% e 10% de peso de agente espumante. Fez-se incidir um pêndulo com uma força de impacto de 4,4 J sendo medidas as forças transmitidas atrás do PB e sendo detetadas pequenas alterações entre modelos, não consideradas significantes.

Neste projeto serão testadas estas duas variações na estrutura do PB através do Método dos elementos finitos (MEF), com a criação de um PB maciço, um PB que contém uma camada esponjosa de 2 mm e um outro que contém uma camada de ar de 2 mm.

A retenção do equipamento está muito dependente da forma como este encaixa nos dentes e se adapta ao tecido mole, e, portanto, das suas dimensões e design.

Karaganeva et al. [26] analisou a correlação entre as propriedades de retenção de PB e as condições de humidade e a espessura do equipamento. As forças de retenção registadas na região anterior foram superiores em condições de elevada humidade. Concluiu-se que 64% da retenção do PB pode ser explicada pela sua espessura sob condições secas e 55% quando molhada. Uma maior espessura e uma maior percentagem de humidade mostrou levar a uma maior retenção do equipamento.

Takeda et al. [27] estudou a influência da maior ou menor oclusão aquando do impacto. Neste estudo, as áreas de apoio oclusal foram variadas e as acelerações de cabeça e distorções da mandíbula foram medidas usando um modelo de crânio artificial e um dispositivo de

impacto pendular. Concluiu-se que, à medida que a área de suporte diminuiu, as distorções do modelo artificial aumentaram. Já a aceleração da cabeça diminuiu à medida que a oclusão diminuiu. Isto deve-se ao facto de ter havido uma maior dissipação da energia impactante, usada para distorção da mandíbula. Consequentemente, os PB devem permitir oclusão adequada de modo a reduzir lesões quer ao nível dos dentes quer ao nível do crânio.

Existe uma relação não linear entre a espessura do PB e a sua capacidade de absorção de energia de impacto [28], [29].

Westerman et al. [30] avaliou a capacidade de absorção de energia e redução de forças transmitidas no momento do impacto, para PB constituídos de EVA com diferentes espessuras. Um importante fator tido em conta neste estudo passou pelo conforto que o equipamento oferece ao usuário. Com o auxílio de um pêndulo, foi produzida uma força de energia 4,4 J e uma velocidade de 3 m.s⁻¹. Inicialmente, ao aumentar a espessura do equipamento, verificam-se melhorias na absorção de energia e redução nas forças transmitidas. No entanto, essas melhorias diminuem quando a espessura PB ultrapassa os 4 mm, devido à falta de adaptabilidade do indivíduo ao equipamento.

Verissimo et al. [31] avaliou as tensões, deformações, absorção de energia e deslocamento durante o impacto de PB personalizados com diferentes espessuras. Foram criados modelos bidimensionais que incluíam um incisivo central maxilar humano, ligamento periodontal, osso, tecido mole e PB, sendo este último modelado com cinco espessuras diferentes (2, 3, 4, 5 e 6 mm). Um outro modelo foi criado excluindo o PB. Uma análise de impacto dinâmico não-linear foi realizada na qual um objeto rígido atingiu o modelo a 1 m.s⁻¹. Da análise numérica, repara-se, no caso do modelo que não incluía PB, valores mais elevados de tensão nas estruturas de esmalte e dentina na coroa dentária durante o impacto, em relação ao modelo que inclui PB. Pelo contrário, no modelo com proteção, os valores máximos de stress foram encontrados na zona da raiz, independentemente da espessura do protetor. Não foram verificadas diferenças substanciais entre modelos com PB de diferentes espessuras relativamente às tensões efetivas nos dentes e absorção ao choque.

2.7.3. Métodos de teste de Protetores Bucais

Os estudos de otimização do equipamento são maioritariamente testes experimentais que requerem dispêndio de recursos e utilização de equipamento de teste também este dispendioso. Desde os anos 60, têm vindo a ser desenvolvidos estudos experimentais, na sua maioria utilizando um pêndulo que embate no objeto a testar e retirando valores absorção do choque.

Mais recentemente, tem-se desenvolvido uma ferramenta de análise mais rápida e económica, o método dos elementos finitos, utilizado ao longo deste estudo.

2.8. Elementos finitos

O Método dos Elementos Finitos (MEF) é uma ferramenta numérica e não analítica utilizada para encontrar uma solução aproximada de uma determinada equação diferencial. A solução é expressa em termos de um número finito de graus de liberdade caracterizados como o valor de uma função.

Este é essencial na resolução de problemas complexos de mecânica estrutural, engenharia e física, expressos em termos de equações diferenciais parciais sem solução exata possível de representar matematicamente, permitindo então modelar estruturas de alguma complexidade e analisar o seu comportamento mecânico. É considerado um método não invasivo de estudo do comportamento biomecânico de diferentes estruturas, biológicas ou não.

Esta metodologia apresenta diversas vantagens comparativamente a outros métodos de estudos experimentais, como o facto de permitir a modelação de estruturas complexas e com geometrias difíceis de obter *in vivo*, facilidade de obtenção de variáveis de estudo sem necessidade de diferentes equipamentos de teste e tratar-se de um procedimento repetível, fácil de modificar e aperfeiçoar consoante os requisitos pretendidos, sem restrições morais e éticas. Para além disso, este método permite um estudo mais específico de determinadas zonas do modelo a estudar, análise interna reações mecânicas das estruturas e visualização de comportamentos muitas vezes invisíveis a olho nu. No entanto, este método apresenta também algumas limitações, como a dificuldade de replicação de casos clínicos de forma exata.

Este método pode ser dividido em três etapas: discretização do domínio, aproximação do deslocamento e formulação das equações dos elementos finitos.

2.8.1. Discretização do domínio

O MEF inicia-se com a definição de diferentes fatores como o domínio geométrico, os materiais e restrições físicas (zonas contacto, condições de fronteira, loading status), e com a discretização de domínio.

A discretização do domínio passa pela subdivisão do domínio contínuo de interesse em pequenas partes, os elementos finitos, tendo estes um comportamento bem definido e estando conectados por nós criando um padrão consistente pré-definido que garante a continuidade da malha. Um elemento finito é composto por nós e arestas e pode assumir várias entidades geométricas, como uma linha, quando em problemas unidimensionais, um triângulo ou um quadrilátero, em problemas bidimensionais e um hexaedro, um pentaedro ou tetraedro, em problemas tridimensionais [32]. No projeto em questão, foram apenas feitas simulações de problemas tridimensionais.

A dimensão dos elementos finitos, ou seja, a qualidade da malha definida, é um fator determinante na precisão das simulações que serão feitas baseadas nas equações diferenciais. Uma malha pode resultar em bons resultados num estudo estático e maus resultados num estudo dinâmico, portanto este é outro fator a ter em conta aquando da aplicação desta malha.

2.8.2. Aproximação do deslocamento

Nesta etapa, é utilizado um sistema de coordenadas local para a formulação das equações a utilizar para o MEF. Sabe-se que as variações verificadas nas coordenadas estão relacionadas com a variação da posição do ponto base do sistema local e com os limites geométricos dos elementos finitos [33]. Este sistema de coordenadas permite então o cálculo aproximado do deslocamento verificado para cada elemento finito ao longo de uma determinada simulação numérica.

É então feita uma aproximação dos valores de deslocamento de cada elemento finito pela interpolação dos deslocamentos nos nós utilizando funções de forma polinomiais.

O deslocamento do elemento finito é dado por:

$$\tilde{u}(\bar{x}_1, \bar{x}_2, \bar{x}_3) = \bar{N}(\bar{x}_1, \bar{x}_2, \bar{x}_3)\bar{u} \quad (1)$$

sendo \tilde{u} a aproximação de valores de deslocamento, \bar{u} o vetor com os graus de liberdade do elemento finito, \bar{N} a matriz com as funções de interpolação para os nós do elemento finito e $\bar{x}_1, \bar{x}_2, \bar{x}_3$ as coordenadas dos pontos [33].

2.8.3. Equações dos elementos finitos

Nesta etapa começa-se por se definir as funções de forma. O número de funções de forma deve ser igual ou superior ao número de nós existentes no modelo numérico, de modo a ser possível criar uma função de interpolação para cada componente dos elementos finitos [33]. A solução das equações diferenciais referentes ao problema em questão é obtida pelo cálculo das equações que modelam o comportamento de cada elemento finito e pela montagem matricial de todas estas. As equações de elementos individuais são reunidas num sistema de equações, escritas num mesmo sistema global de coordenadas, descrevendo o comportamento do volume do corpo como um todo. Estas equações associadas a cada elemento finito devem basear-se no princípio de Hamilton.

De modo a ser possível criar uma função de interpolação de cada componente de deslocamento de cada elemento finito, é necessário um número de funções igual ou superior ao número de nós do modelo em questão. Para além disso, são necessárias condições de fronteiras (dependentes dos graus de liberdade), que inibem o corpo de se mover livremente no espaço, por apresentar limitações de movimento.

A equação global dos elementos finitos é dada pela seguinte equação:

$$M\ddot{U} + KU = F \quad (2)$$

sendo M a matriz da massa global, K a matriz de rigidez, U o vetor de deslocamentos global, que inclui o deslocamento de cada um dos nós e F o vetor de forças equivalentes nos nós.

é obtida em função das condições de fronteira anteriormente estabelecidas e dos graus de liberdade estabelecidos.

No final deste processo, os resultados podem ser lidos em forma de gráfico de cores ou valores numéricos e analisados.

2.8.4. Elementos finitos para sólidos 3D

A representação de um sólido 3D, trata-se da representação mais geral de elementos finitos, sendo o deslocamento dependente de três variáveis, x_1 , x_2 e x_3 .

Numa representação por elementos finitos, estes apresentam-se conectados por nós de acordo com um padrão que garante a continuidade da malha. No caso da representação em três dimensões o elemento finito pode adquirir diferentes geometrias (tetraédrica, pentaédrica e hexaédrica, como geometrias padrão, e pirâmide e *wrick*, como geometrias menos comuns) e dimensões. Sendo os nós posicionados nos vértices dos volumes representados, o número de nós varia então de acordo com esta geometria, 4,6 ou 8 para estrutura tetraédrica, pentaédrica e hexaédrica, respetivamente. Para além destes, podem ser adicionados outros nós às arestas dos elementos ou mesmo ao interior do volume. Sabendo que cada nó tem três graus de liberdade, isto é, três possíveis direções de deslocamento, x_1 , x_2 e x_3 , o número de graus de liberdade é diferentes para cada geometria, sendo este 12, 18 e 24 para estrutura tetraédrica, pentaédrica e hexaédrica, respetivamente [34].

No modelo tridimensional desenvolvido ao longo do projeto foi empregue uma malha com estrutura hexaédrica e tetraédrica.

2.8.5. Estudos desenvolvidos

Encontram-se desenvolvidos estudos, alguns deles já referidos, de avaliação do desempenho de diferentes PB através do MEF. Estes estudos baseiam-se, em grande parte, em simulações de aplicação de cargas com análise da reação da estrutura dentária e óssea através de um gráfico de cores.

Gialain et al. [35] avaliou pelo MEF as forças compressivas e de tração exercidas na dentina e no esmalte por uma bola de borracha com velocidade 5 m.s^{-1} para cinco situações diferentes, com ausência de PB e com presença de PB com diferentes espessuras, entre 1 e 4 mm. Após a aplicação desta força no incisivo central superior direito, o método utilizado mostrou que os valores máximos obtidos referentes ao esmalte dizem respeito à simulação de controlo, sem PB. Conclui-se também que estes valores diminuem de forma não

proporcional à medida que se aumenta a espessura do equipamento de proteção. É notória uma variação de 66,62% a 85,5% para a compressão e de 9,76% para 33,37% para a tração no esmalte aquando da utilização do PB. Quanto aos resultados obtidos para análise da dentina, não se verificaram grandes diferenças entre as situações com ou sem PB.

Veríssimo et al. [36] verificou a influência do contacto antagonista dos dentes anteriores, aquando do impacto de um objeto rígido a 1 m.s^{-1} , quanto à tensão e deformação dos dentes e quanto à absorção do choque e deslocamento do PB. Foram testadas diferentes situações utilizando modelos de elementos finitos de incisivos centrais superiores humanos com e sem PB e com ou sem contacto antagonista. Verificaram-se maiores valores de tensão e, como consequência, deformação para os casos de ausência, quer de PB, quer de contacto antagonista. Independentemente das condições de oclusão, a presença de PB mostrou-se vantajosa, visto diminuir os valores de tensão e deformação, com uma capacidade de absorção ao choque superior a 90%. Já o deslocamento do PB é dependente do contacto antagonista, sendo que deste diminui quando existe contacto. Concluiu-se, portanto, que um PB com oclusão balanceada e número máximo de contactos com os dentes anteriores mandibular apresenta-se como uma solução favorável.

Cummins et al. [37] estudou os efeitos da variação da espessura (1-6mm) e rigidez do PB (9-900MPa) na resistência à tração do complexo dente-osso. Foi criada a representação bidimensional de elementos finitos incluindo o incisivo central superior, espessura labial e PB e aplicada à superfície anterior do PB uma carga estática horizontal de 500 N e as tensões foram medidas no complexo osso-dente. Verifica-se que quanto maior a espessura e a rigidez do PB, menores são as tensões efetivas complexo, e que, independentemente da espessura, a proteção oferecida pelos PB de baixa rigidez é mínima.

Acontece que grande parte dos materiais constituintes dos PB são de reduzida rigidez, sendo que esta pode ser uma das razões de não cumprimento das funções de proteção do equipamento. Este equipamento de reduzida rigidez é adequado para colisões com objetos rígidos, como uma bola de golf, mas não para colisões com objetos de menor rigidez, como uma luva de boxe.

3. MATERIAIS E MÉTODOS

3.1. Seleção do paciente

Foi escolhido um paciente da Faculdade de Medicina de Universidade de Coimbra (FMUC) cuja dentição era favorável ao estudo, isto é, não apresentava imperfeições.

Após a seleção, foi feita a aquisição de ficheiros de imagem médica, por Tomografia Computorizada de feixe cónico (CBCT), Figura 3.1, e de ficheiros estereolitográficos, provenientes da leitura das arcadas dentárias com Scanner intraoral, Figura 3.2.

As imagens resultantes do CBCT, foram obtidas através de um sistema *i-Cat® FLX Cone Beam 3D (Kavo-kerr, Germany)* com um tempo de varredura de 26,9 s e um *field of view* de 16x10 cm e 0,25 mm de tamanho de voxel. As resultantes do Scan Intraoral foram adquiridas por um sistema Cerec Omnicam® com dimensões de scan de 228x16x16 mm, utilizando uma tecnologia de aquisição triangular ótica e microscopia confocal.

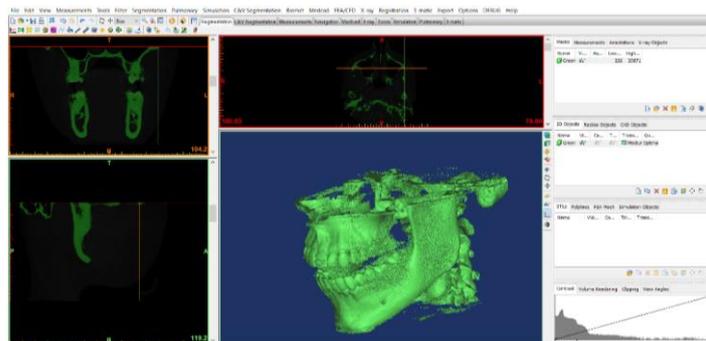


Figura 3.1 – Máscara de osso e dentes obtida pela leitura do CBCT do paciente.



Figura 3.2 - Leitura Scan da zona superior da boca; Vista frontal (esquerda), vista inferior (direita).

3.2. Reconstrução 3D da maxila e dos dentes

Numa primeira fase, foi feita a aquisição de ficheiros de imagem médica, por Tomografia Computorizada de feixe cónico (CBCT), e de ficheiros estereolitográficos, provenientes da leitura das arcadas dentárias com Scanner intraoral.

A reconstrução da maxila e dos dentes foi feita utilizando os dados CBCT do paciente, convertendo-os num modelo 3D, e, numa fase posterior, em documento *Computer Aided Design* (CAD).

As imagens obtidas por CBCT foram guardadas em formato *Digital Imaging and Communications in Medicine* (DICOM) e lidas no *Materialise Mimics Software* (*Mimics 19.0, Materialise, Leuven, Belgium*), *Software* de processamento de imagem, onde foram processadas, permitindo fazer a segmentação e modelação 3D destas mesmas. Através deste processo de segmentação foi possível obter diferentes máscaras, representativas de diferentes estruturas anatómicas, tendo por base a escala de cinzentos dos pixéis da imagem, isto é, tendo por base as suas radiodensidades expressas em *Hounsfield Units* (HU).

Inicialmente, tendo por base os valores *threshold* dados por *Bone* (CT) e *Tooth* (CT), oferecidos pelo *Software*, e a ferramenta *Boolean Operations*, foi obtida uma fase intermédia da máscara de osso, representada na Figura 3.3, através da subtração da máscara de dentes à máscara de osso total.

Posteriormente, editando esta máscara intermédia, com a utilização de ferramentas como *Edit Masks*, *Region Growing*, *Boolean Operations*, *Smooth Mask* e *Wrap*, que permitem a correção de descontinuidades, exclusão do ruído, correção de contornos e seleção da zona de interesse, foi possível obter uma máscara de osso aproximada da representação real, Figura 3.4.

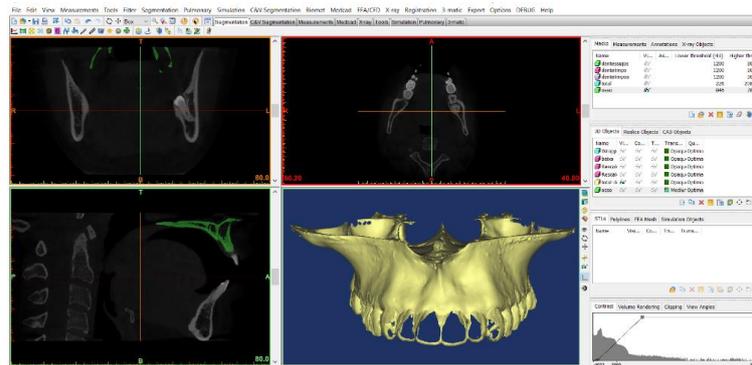


Figura 3.3 - Processo de segmentação da Maxila, após aplicação da *Boolean Operation*.

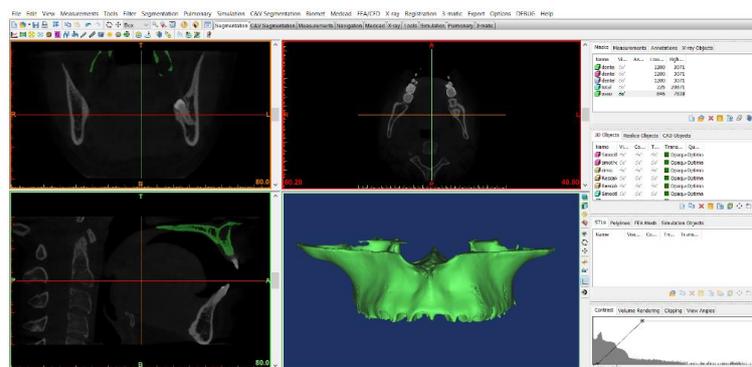


Figura 3.4 – Processo de segmentação da Maxila após utilização das ferramentas oferecidas pelo Software.

Na Figura 3.5 está representada a máscara dos dentes superiores do paciente, obtida tendo por base os valores *threshold* dados por *Tooth (CT)* oferecidos pelo *software* e pela utilização das ferramentas já utilizadas para a obtenção da máscara anterior.

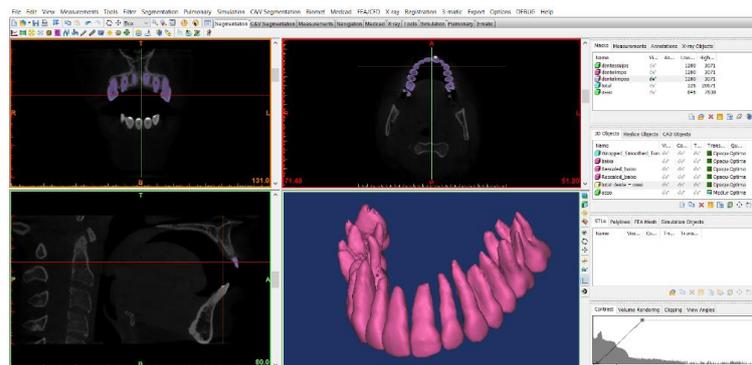


Figura 3.5 – Processo de segmentação dos dentes.

3.3. Processamento dos componentes não-paramétricos

Após a obtenção das máscaras anteriores, procedeu-se ao processamento destas mesmas. O primeiro passo passou pela importação dos dados estereolitográficos (.stl) para o *Geomagic Studio* (Geomagic Studio 2013.0.1, Geomagic Inc), *Software* de engenharia inversa, para ser efetuado o processamento da malha e para ser feita a conversão para ficheiros em formato CAD. Neste *Software* foram usadas diversas ferramentas de reparação manual e automática, de preenchimento, de corte, de suavização, de alinhamento e de edição de malha tendo-se obtido um modelo CAD com osso da maxila, dentes e tecido mole.

Para criação do modelo de osso foi feito o tratamento dos dados .stl de modo a reduzir pequenas falhas e criar uma malha adequada para conversão para formato CAD, obtendo-se o modelo representado na Figura 3.6.

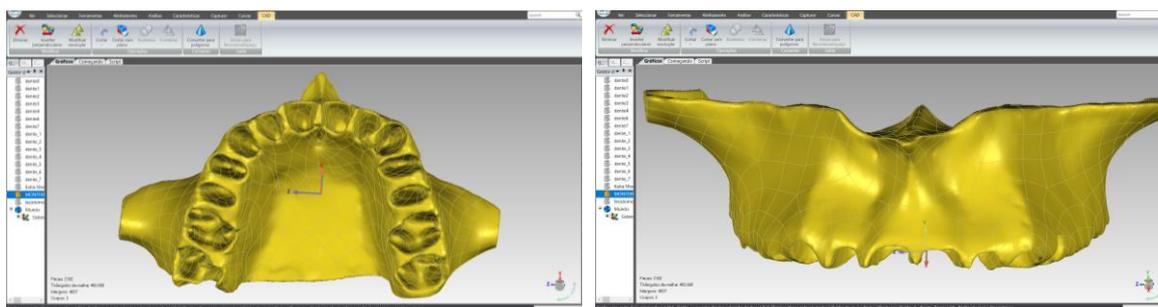


Figura 3.6 – Modelo CAD de osso.

De modo a facilitar processos posteriores, prevenindo a existência de regiões de interseção osso-dente, foram preenchidas as cavidades existentes no modelo anterior e utilizada a operação Booleana para subtração do modelo de dente ao modelo de osso, obtendo-se o modelo CAD representado na Figura 3.7.

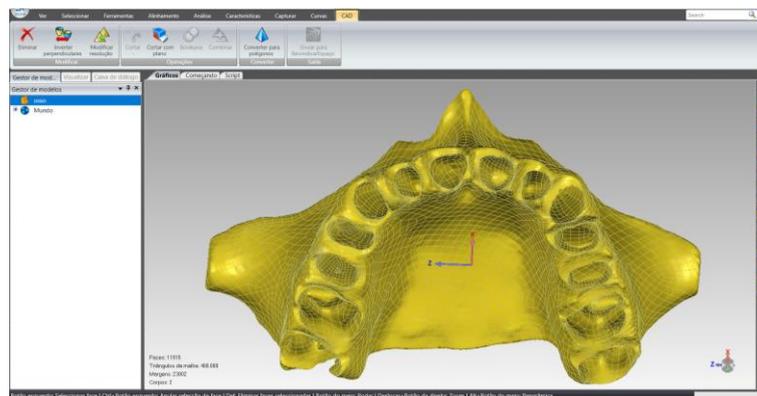


Figura 3.7 – Vista inferior do modelo CAD de osso.

Para a criação do modelo de dentes, também foi feito o tratamento dos dados .stl. Começou por ser separar a raiz da coroa dos dentes, sendo apenas aproveitada a zona da raiz de cada um destes, Figura 3.8.

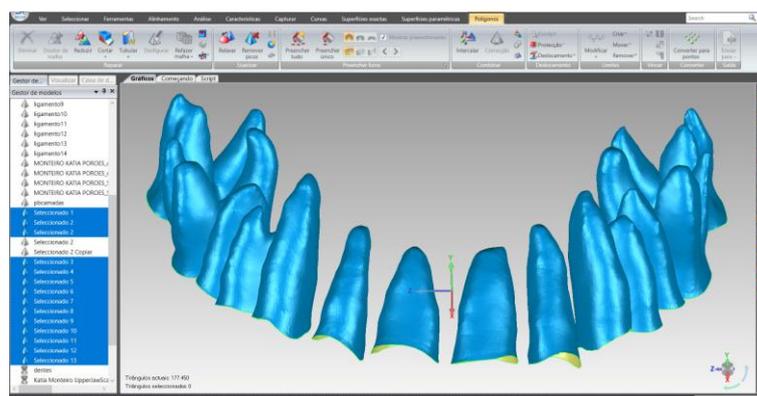


Figura 3.8 – Vista frontal das raízes dos dentes.

De seguida, de modo a tornar as dimensões do modelo de dentes mais realistas que o conseguido na Figura 3.5, foram utilizados dados obtidos por leitura de Scan da boca, representados na Figura 3.9, para criação de coroas dentárias. Posteriormente, foi feita a limitação da zona de interesse, tendo resultado na representação da Figura 3.10. Por último, uniu-se esta zona á zona de raiz, obtendo-se a máscara com cada um dos dentes, representada na Figura 3.11 e na Figura 3.12.

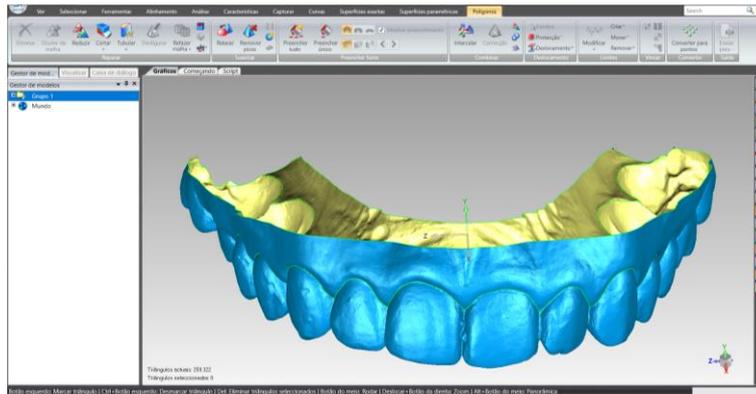


Figura 3.9 – Imagem obtida por leitura Scan da zona superior da boca.

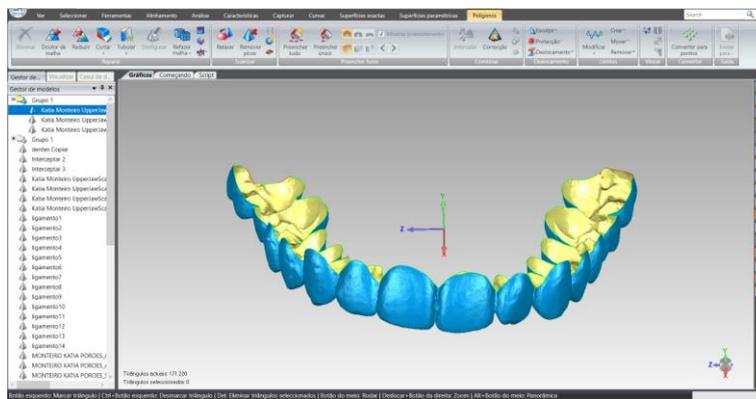


Figura 3.10 – Zona de interesse para criação das coroas dentárias.

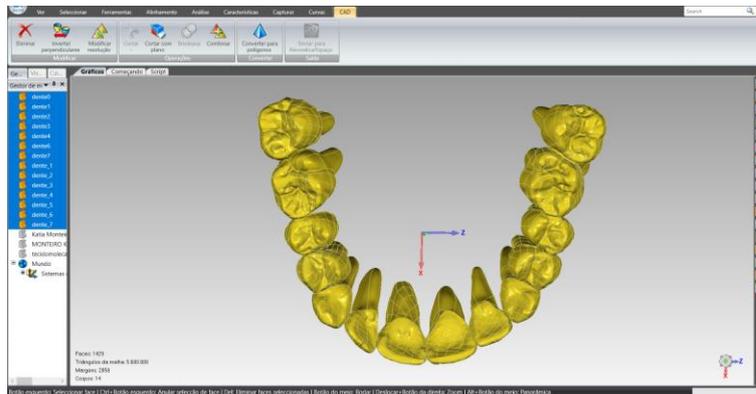


Figura 3.11 - Vista inferior do modelo CAD dos dentes.

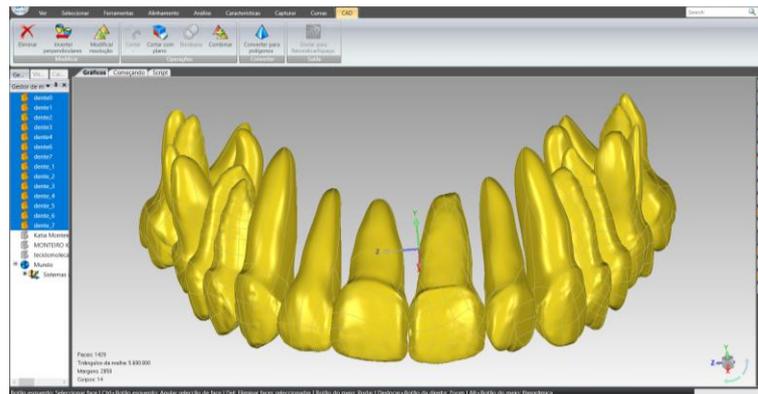


Figura 3.12 - Vista frontal do modelo CAD dos dentes.

No momento de criação do modelo CAD de tecido mole, foi também utilizada a leitura de Scan da zona superior da boca representada na Figura 3.9 e feita a seleção da zona de interesse, representada na Figura 3.13. Após esta seleção, foi feita a união desta zona à zona de osso, obtendo-se um modelo representativo do tecido mole, Figura 3.14. Utilizando a operação Booleana garantiu-se que não haveria interseção entre o modelo de dentes e tecido mole.

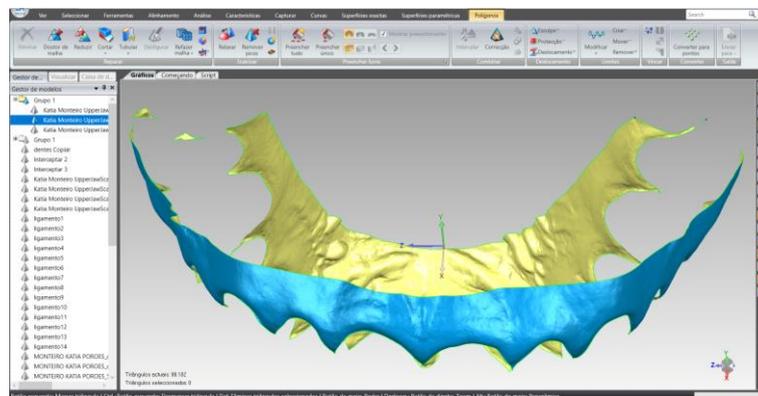


Figura 3.13 – Zona de interesse para criação de tecido mole.

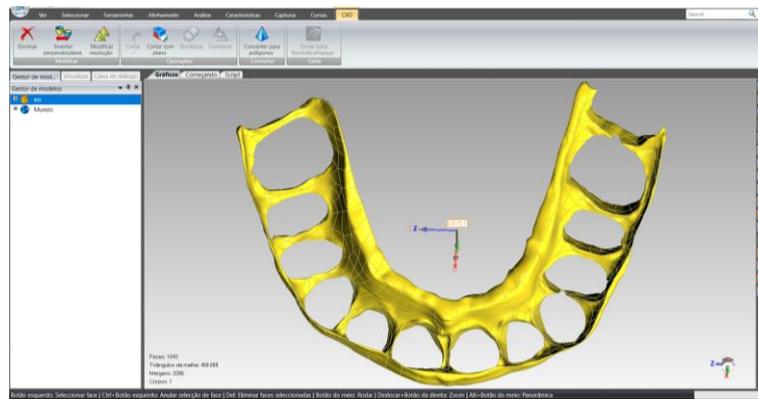


Figura 3.14 – Visão superior do modelo CAD de tecido mole.

Fazendo o alinhamento de todas as camadas desenvolvidas, obtém-se o modelo de estudo a utilizar de representação de osso, dentes e tecido mole, Figura 3.15 e Figura 3.16.

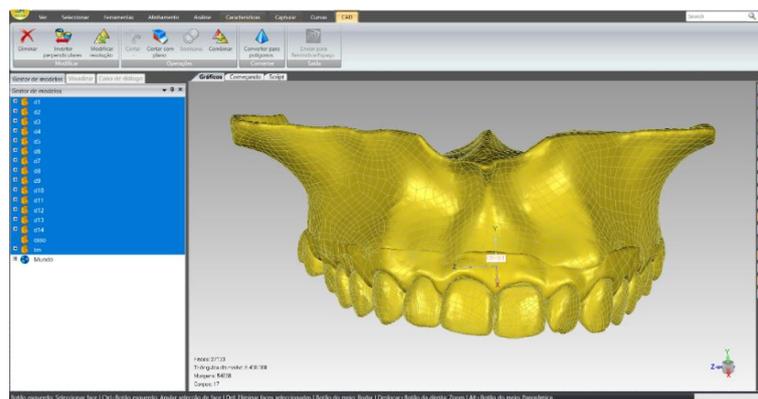


Figura 3.15 - Visão frontal do modelo CAD completo.

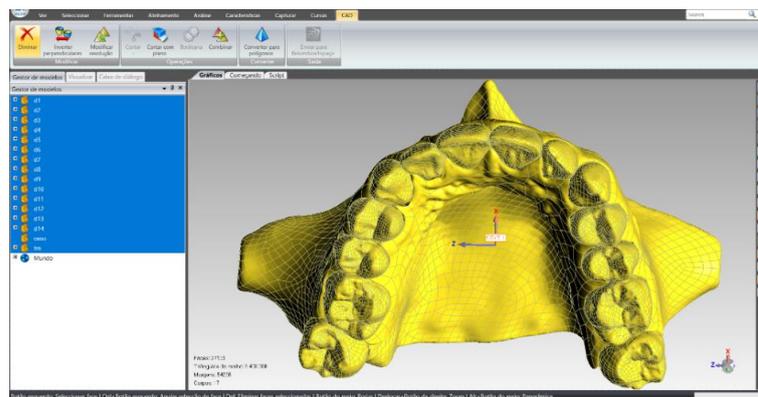


Figura 3.16 – Visão inferior do modelo CAD completo.

3.4. Processamento dos componentes paramétricos

Foi também utilizado o *Software* Geomagic Studio para o processamento dos componentes paramétricos, sendo estes os diferentes tipos de placas (placa 1, placa 2, placa 3 e placa 4) e de PB (PB 1, PB 2 e PB 3).

Com o objetivo de desenhar os PB, importaram-se os dados obtidos pela leitura Scan da zona superior da boca, já anteriormente utilizados, representados na Figura 3.2, para este *Software* de modo a que estes pudessem ser processados.

O processamento passou pela seleção da zona de interesse, representada na Figura 3.17, e aplicação de um volume a esta zona, com suavização da superfície exterior do PB e permanência do recorte da superfície interior, que se encontrará em contacto com a superfície dos dentes do indivíduo.

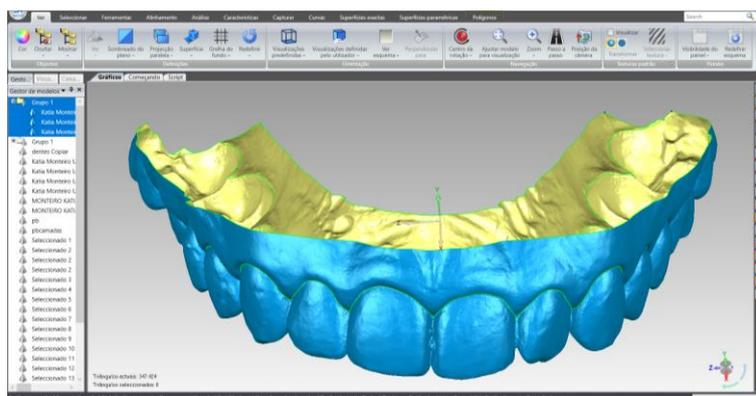


Figura 3.17 - Zona de interesse para criação do modelo CAD de qualquer um dos PB a ser testado.

Tirando partido das ferramentas já utilizadas para o processamento dos componentes não paramétricos, foram obtidos vários modelos CAD representativos dos diferentes PB a serem testados, estando PB 1 e PB 2 representados nas Figura 3.18 e Figura 3.19, respetivamente. Relativamente ao modelo PB 3, este tem origem na modelo CAD de PB 2, sendo-lhe apenas posteriormente retiradas as camadas interiores de modo a representar este interior com preenchimento de ar.

A Tabela 3.1 tem resumidas as características dos PB a serem testados e comparados.

Tabela 3.1 – Tipos de PB utilizados para testes.

Protetor Bucal	Espessura (mm)	Tipo de material de constituição	Presença/Ausência da camada de ar
PB 1	4	EVA (maciço)	Ausência
PB 2	(1:2:1)	EVA + EVA <i>foam</i> (camadas)	Ausência
PB 3	(1:2:1)	EVA	Presença

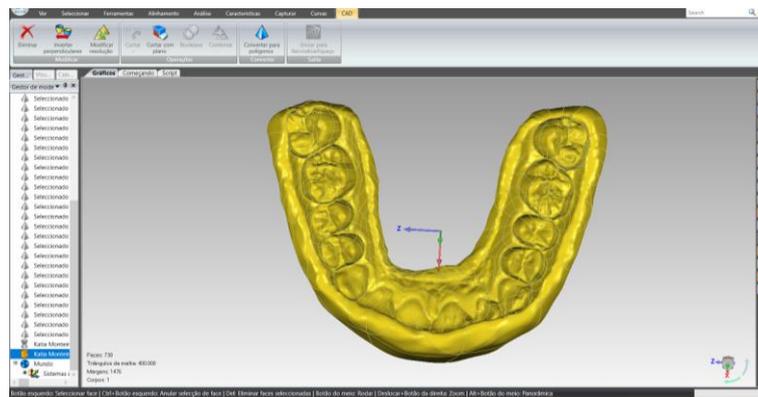


Figura 3.18 – Vista superior do modelo CAD representativo de um PB 1.

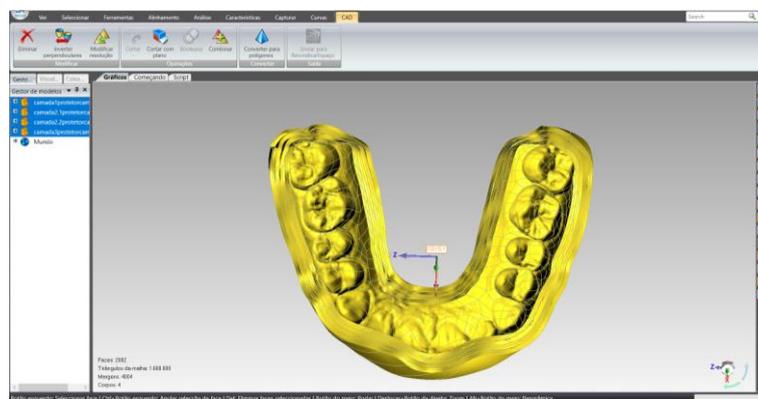


Figura 3.19 - Vista superior do modelo CAD representativo do PB 2.

Foram construídos também modelos de placas simples, com o auxílio do *Solidworks Software* (Solidworks 2014, Dassault Systèmes SOLIDWORKS Corp.). A Tabela 3.2 tem resumidas as características das placas a serem testadas e comparadas, placa 1, placa 2, placa 3 e placa 4.

Tabela 3.2 - Tipos de Placas utilizadas para teste.

Placa	Espessura (mm)	Tipo de material de constituição	Presença/Ausência de orifícios de ar
Pl 1	4	EVA	Ausência
Pl 2	1+2+1	EVA + EVA <i>foam</i>	Ausência
Pl 3	1+2+1	EVA	Orifícios Hexagonais
Pl 4	1+2+1	EVA	Orifícios Ovais

A Figura 3.20 representa a placa maciça de 4mm de EVA. A placa dividida em três camadas, 1mm de EVA, 2 mm de EVA foam, 1 mm de EVA, tem a mesma representação, sendo apenas atribuídas diferentes propriedades às diferentes camadas numa fase posterior.



Figura 3.20 – Placa maciça com 4mm, Pl 1; a representação é a mesma para a placa maciça dividida em camadas, Pl 2.

A Figura 3.21 representa a geometria da placa com 1mm de volume maciço na zona inferior, 2 mm de volume preenchido com orifícios hexagonais no interior e 1 mm de volume maciço na zona superior. Em detalhe, são observados os orifícios nas superfícies laterais da placa. A Figura 3.21 mostra também o interior desta mesma placa. Os hexágonos do padrão criado têm apótema de 2,5 mm, um lado de 2,89 mm e estão separados por zonas maciças de 1 mm.

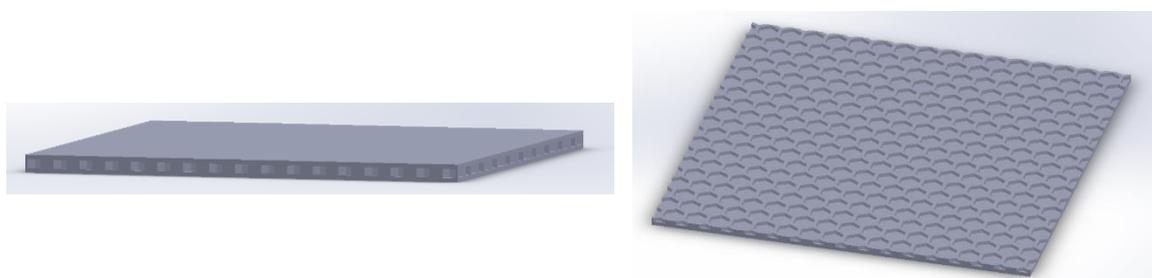


Figura 3.21 – Geometria da Pl 3 (esquerda); Camada interior da Pl 3 (direita).

A Figura 3.22 representa o desenho da placa com 1mm de volume maciço na zona inferior, 2 mm de volume preenchido com orifícios ovais no interior e 1 mm de volume maciço na zona superior. A Figura 3.22 mostra também o interior desta mesma placa. As elipses do

padrão criado têm largura de 6 mm, um comprimento de 9 mm, e estão separados por zonas maciças de 1 mm numa direção e 2 mm noutra.

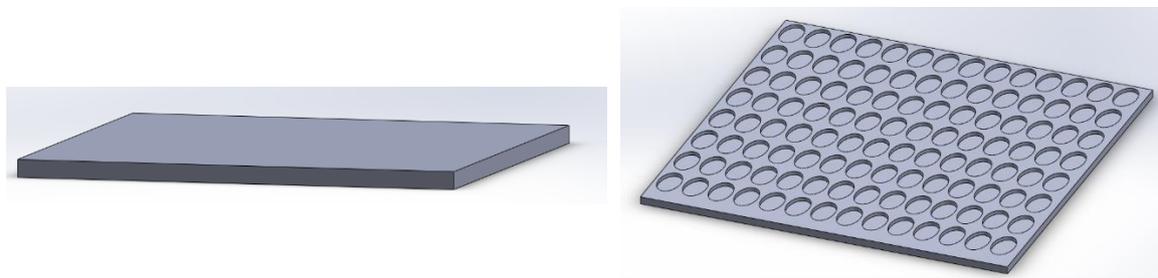


Figura 3.22 – Geometria da PI 4 (esquerda); Camada interior da PI 4 (direita).

3.5. Modelação dos elementos finitos

Os modelos anteriormente modelados e posicionados foram importados para o ADINA System, em formato ficheiro parasólido (.x_t), para análise de elementos finitos (ADINA AUI version 9.3.1, ADINA R&D Inc., Watertown, USA). No momento de importação de ficheiros, foi utilizada uma tolerância de 1×10^{-7} m para verificação de coincidência de pontos. Posteriormente, os modelos geométricos foram utilizados para gerar os modelos numéricos P11, P12, P13 e P14, e PB0, PB1, PB2 e PB3.

3.5.1. Propriedades dos materiais

Foram definidas características dos materiais para cada um dos corpos utilizados nas simulações, sendo estas o coeficiente de Poisson (ν), Módulo de Young (E) e a massa específica (ρ). As duas primeiras características estão associadas à capacidade de deformação do material no regime linear elástico.

O módulo de Young, E , é uma propriedade mecânica que quantifica a rigidez do material e define a relação entre tensão (força por unidade de área) e a deformação de um material num ensaio de tração uniaxial.

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} \quad (3) [38]$$

$$\sigma = \frac{F}{A} \quad (4)$$

$$\varepsilon = \frac{dL}{L} \quad (5)$$

O coeficiente de Poisson, ν , é estimado pela relação entre a contração do material relativa à direção normal à solicitação aplicada e a deformação na direção da solicitação aplicada, sendo que dr representa a mudança de dimensões radiais e dl a mudança de dimensões longitudinais.

$$\nu = -\frac{\varepsilon_t}{\varepsilon_l} \quad (6) \text{ [38]}$$

$$\varepsilon_t = \frac{dr}{r} \quad (7)$$

$$\varepsilon_l = \frac{dl}{L} \quad (8)$$

Assumindo-se um comportamento linear elástico e isotrópico para osso e dentes, foram atribuídas as propriedades sumarizadas na Tabela 3.3. Também na Tabela 3.3, estão descritas as propriedades atribuídas ao objeto de colisão a ser utilizado, também considerado um material com comportamento linear elástico e isotrópico.

Tabela 3.3 – Propriedades atribuídas a cada um dos materiais [23], [41] [29], [30], [42], [43], [44], [45].

Material	Coefficiente de Poisson	Módulo de Young (GPa)	Massa específica (kg.m ⁻³)
Osso	0,3	13,7	-
Dente	0,366	13	-
Objeto de colisão nas placas (Aço)	0,25	210	6493521,678

Por outro lado, assumiu-se um comportamento não-linear hiper-elástico para o tecido mole e para o material constituinte das placas e dos diferentes PB. O comportamento deste tipo de material depende da energia específica de deformação, W , que pode ser definida em termos dos três invariantes do tensor de Deformações de Green I_1 , I_2 e I_3 [46].

$$W = f(I_1, I_2, I_3) \quad (9)$$

Estes invariantes são definidos a partir dos *stretches* principais, λ_i :

$$I_1 = \lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2 \quad (10)$$

$$I_2 = \lambda_1^2\lambda_2^2 + \lambda_2^2\lambda_3^2 + \lambda_3^2\lambda_1^2 \quad (11)$$

$$I_3 = \lambda_1^2 \lambda_2^2 \lambda_3^2 \quad (12)$$

Os materiais hiper-elásticos são, na sua generalidade, materiais incompressíveis, verificam-se condições $I_3 = 1$.

No caso do material constituinte das placas e dos PB, bem como no caso dos tecidos biológicos considerados, foram feitas aproximações de terceira ordem da curva tensão-deformação e foi utilizado o modelo que mais se adequa ao comportamento destes, nomeadamente a aproximação proposta por *Ogden* [32], [33], [35]. Este modelo baseia-se nas *stretches* principais de modo a determinar o desvio da energia específica de deformação, W_D , e tem em conta a compressibilidade volumétrica, incluindo então o termo da energia específica volumétrica, W_V . Temos então [46]:

$$W = W_D + W_V \quad (13)$$

$$W = \sum_{i=1}^N \frac{2\mu_i}{\alpha_i^2} [\bar{\lambda}_1^{\alpha_i} + \bar{\lambda}_2^{\alpha_i} + \bar{\lambda}_3^{\alpha_i} + 3] + \sum_{i=1}^N \frac{1}{D_i} (J_{el} - 1)^{2i} \quad (14)$$

onde, μ e α são constantes do tipo de material em questão, $\bar{\lambda}$ é o desvio do *stretch* principal, D_i está relacionado com o módulo da massa e J_{el} é o rácio entre o volume deformado e o volume não deformado.

Assim, para o caso do tecido mole, a função W foi definida tendo por base o ajuste de uma curva tensão-deformação a partir de dados experimentais referidos por *Kishi et al.* [47], obtendo-se então a curva tensão-deformação da Figura 3.23.

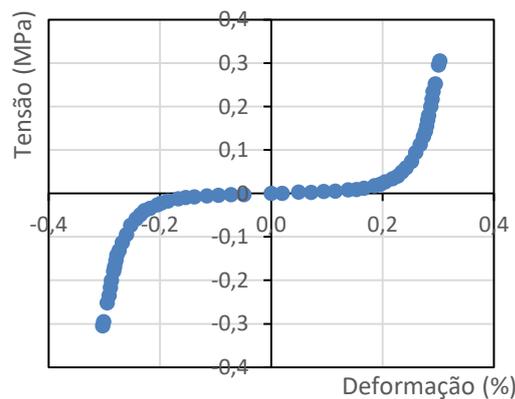


Figura 3.23 – Curva Tensão-Deformação para os dados experimentais de propriedade do tecido mole utilizado neste estudo.

Para o caso dos dois materiais estudados, EVA e EVA *foam*, a função W foi obtida através do ajuste de uma curva tensão-deformação tendo por base dados experimentais obtidos em ensaios de compressão (usados para obter resultados do lado negativo do eixo x) e tração (usados para obter resultados do lado positivo do eixo x) [48]. As curvas de tensão-deformação obtidas são representadas na Figura 3.24 e Figura 3.25.

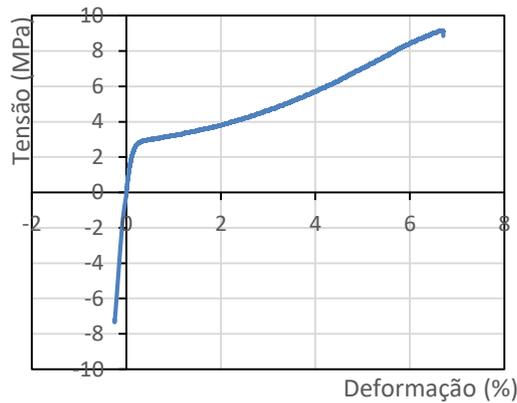


Figura 3.24 - Curva tensão-deformação para os dados experimentais obtidos para EVA.

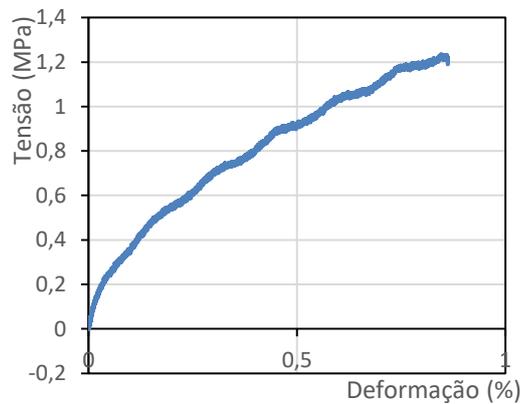


Figura 3.25 - Curva tensão-deformação para os dados experimentais obtidos para EVA *foam*.

Todas as aproximações de *Ogden* foram obtidas usando o método de decomposição do valor singular e com uma aproximação de 3ª ordem e 3 constantes de *Ogden*. Os resultados destas aproximações encontram-se na Figura 3.26, Figura 3.27 e Figura 3.28.

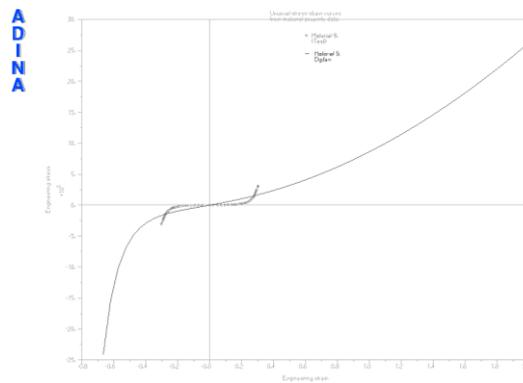


Figura 3.26 – Aproximação de Ogden da curva tensão-deformação do tecido mole.

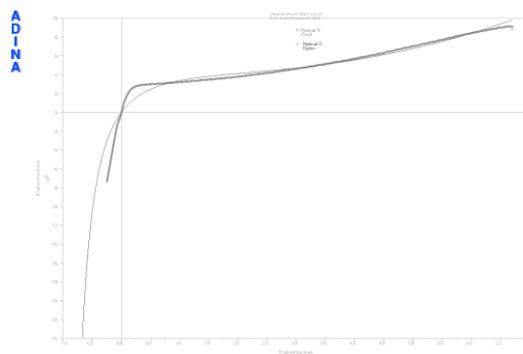


Figura 3.27 – Aproximação de Ogden da curva tensão-deformação do material EVA.

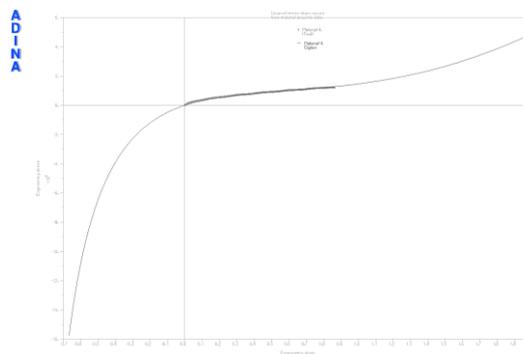


Figura 3.28 - Aproximação de Ogden da curva tensão-deformação do material EVA foam.

3.5.2. Superfícies de contacto

As superfícies de contacto são definidas com base nos pares de superfície inicialmente em contacto ou que entram em contacto após o impacto, entre as quais existe uma possibilidade de deslizamento. As condições de contacto obedecem aos seguintes requisitos:

$$g \geq 0; \lambda \geq 0; g\lambda = 0$$

sendo g o espaço entre as superfícies e λ a força de contacto normal.

Foram utilizados dois tipos de algoritmos consoante o tipo de ligação das superfícies de contacto e a possibilidade ou não de deslizamento. O algoritmo *Glue-mesh* foi utilizado para superfícies de contacto sem possibilidade de movimento entre elas. Neste caso, o trabalho gerado pelo par de superfícies é nulo e expresso por:

$$\int_{\Gamma} \lambda \times (u^1 - u^2) d\Gamma = 0 \quad (15)$$

sendo u^1 e u^2 os deslocamentos da primeira e segunda superfície, respetivamente, e λ o multiplicador de *Lagrange* que impõe as restrições de contacto.

O algoritmo *Constrain-function* foi utilizado nos casos em que os componentes não estão ligados rigidamente, podendo sofrer algum deslizamento, como é o caso do contacto entre PB e dentes. Com este algoritmo é definido um objeto *Contactor*, corpo que recebe a força em primeiro lugar, e outro *Target*, sendo permitido que os nós do primeiro penetrem nos segmentos do segundo. As penetrações iniciais entre os nós do objeto *Contactor* e os segmentos do objeto *Target* gerados devido ao processo de discretização de elementos finitos foram definidas como *override* de intervalo zero, representando então a situação de contacto entre os dois objetos sem folga nem sobreposição de componentes. No entanto, o *compliance factor* foi definido como 3×10^{-10} , permitindo a simulação de superfícies flexíveis com possibilidade de uma pequena penetração dos nós do *Contactor* na superfície alvo. Neste caso, as condições de contacto são:

$$w(g, \lambda) = \frac{g+\lambda}{2} - \sqrt{\left(\frac{g-\lambda}{2}\right)^2 + \varepsilon_N} \quad (16)$$

sendo ε_N um parâmetro relacionado com a tolerância de convergência, tendo como valor padrão 1×10^{-12} .

Os pares de superfícies de contacto definidas para os modelos com PB e correspondentes algoritmos utilizados apresentam-se na

Tabela 3.4 . Os grupos de contacto estabelecidos são iguais para qualquer um dos modelos numéricos com os diferentes PB, sendo que PB0 apresenta menos grupos de contacto, por não apresentar o corpo correspondente ao PB.

Tabela 3.4 – Grupos de Contacto no estudo em PB.

<i>Target</i>	<i>Contactor</i>	Algoritmo de Contacto
Osso	Dente	<i>Glue-mesh</i>
Dente	Dente	<i>Glue-mesh</i>
Osso	Tecido Mole	<i>Glue-mesh</i>
Tecido Mole	Dente	<i>Constrain-function</i>
Dente	Protetor Bucal	<i>Constrain-function</i>
Tecido Mole	Protetor Bucal	<i>Constrain-function</i>
Camada Protetor Bucal PB2	Camada Protetor Bucal PB2	<i>Glue-mesh</i>
Camada Protetor Bucal PB3	Camada Protetor Bucal PB3	<i>Constrain-function</i>

Em PB3 foram definidos elementos de ligação do tipo *Rigid Links* entre a zona superior da camada interna do PB 3 (*slave*) e a zona superior da camada externa do mesmo (*master*), permitindo a simulação de um objeto como um todo e não como duas camadas individuais.

Os pares de superfícies de contacto definidas para os modelos com placas simples e correspondentes algoritmos utilizados apresentam-se na Tabela 3.5. Os grupos de contacto estabelecidos são iguais para qualquer uma das simulações executada com as diferentes placas.

Tabela 3.5 – Grupos de Contacto no estudo em Placas quadrangulares.

<i>Target</i>	<i>Contactor</i>	Algoritmo de Contacto
Placa	Objeto de impacto	<i>Constrain-function</i>
Camada da Placa	Camada da Placa	<i>Glue-mesh</i>

3.5.3. Definição da malha dos elementos

Para cada um dos corpos foi definida a densidade de malha que melhor se adequava às dimensões destes. As zonas do corpo que apresentavam pormenores geométricos ou que exigiram uma análise mais pormenorizada, sofreram um refinamento da malha. Este refinamento é estabelecido através de subdivisões igualmente espaçadas entre si, que são definidas de acordo com a dimensão da aresta de um elemento finito.

Os comprimentos das subdivisões utilizadas para a criação da malha em cada um dos corpos nos modelos com PB apresentam-se na Tabela 3.6. Para o estudo aplicado em placas quadrangulares, foram utilizados os comprimentos das subdivisões representadas na Tabela 3.7

Tabela 3.6 – Comprimento dos elementos para cada um dos corpos sólidos no estudo em PB.

Corpo Sólido	Zona de menor detalhe (mm)	Zona refinada (mm)
Osso	1	0,25 (refinamento na zona dos alvéolos)
Dente	0,5	0,25 (refinamento no comprimento total da raiz)
Tecido Mole	0,5	Sem refinamento
PB 1	1	0,5 (refinamento nas zonas de contacto com as coroas dentárias)
PB 2	1	0,5 (refinamento nas zonas de contacto com as coroas dentárias)
PB 3	1	0,5 (refinamento nas zonas de contacto com as coroas dentárias)

Tabela 3.7 - Comprimento dos elementos para cada um dos corpos sólidos no estudo em placas quadrangulares.

Corpo Sólido	Zona de menor detalhe (mm)	Zona refinada (mm)
Objeto de Impacto	1	Sem refinamento
PI 1	1	Sem refinamento
PI 2	1	Sem refinamento
PI 3	1	Sem refinamento
PI 4	1	Sem refinamento

Após a atribuição destas subdivisões, foi gerada uma malha de elementos finitos em cada corpo sólido. Utilizaram-se elementos hexaédricos com dez nós, não sendo a coincidência de nós verificada aquando da criação da malha. Na secção A dos anexos encontram-se as representações das malhas dos corpos criados para cada um dos modelos numéricos.

O número de nós e elementos criados em cada um dos modelos encontra-se resumido na Tabela 3.8. A representação dos elementos finitos de todos os modelos numéricos de teste é visível desde a Figura 3.29 à Figura 3.36.

Tabela 3.8 – Número de nós e elementos existentes em cada modelo de teste.

Modelo	Número de nós	Número de Elementos
PB0	834245	1446291
PB1	896963	1557382
PB2	1314635	1732574
PB3	1146267	1634730
PI1	52864	66056
PI2	73193	65911
PI3	64442	68106
PI4	61774	64926

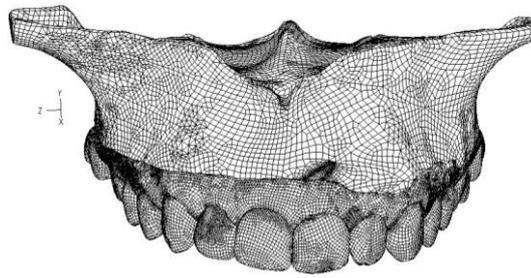


Figura 3.29 - Malha do modelo numérico PB0.

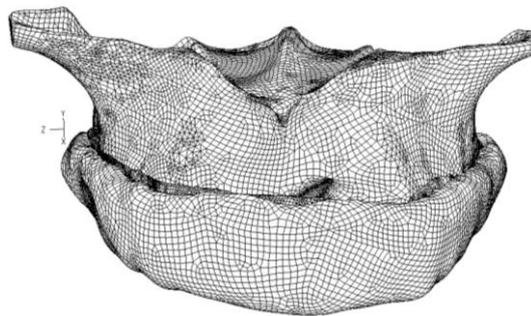


Figura 3.30 - Malha do modelo numérico PB1.

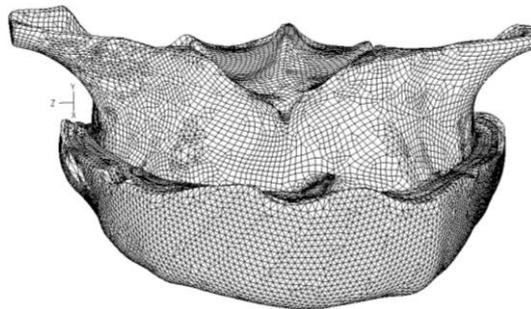


Figura 3.31 - Malha do modelo numérico PB2.

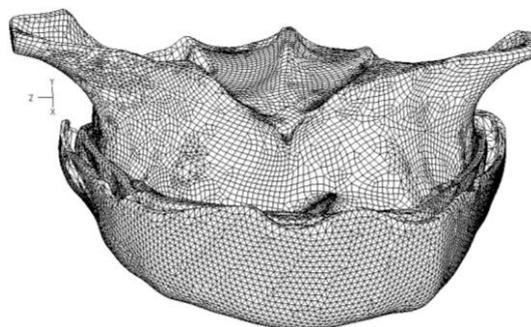


Figura 3.32 – Malha do modelo numérico PB3.

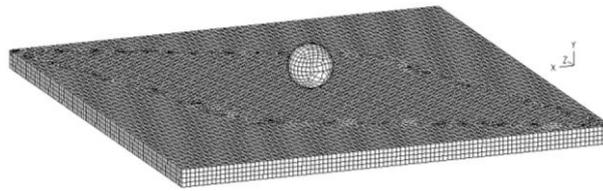


Figura 3.33 – Malha do modelo numérico PI1.

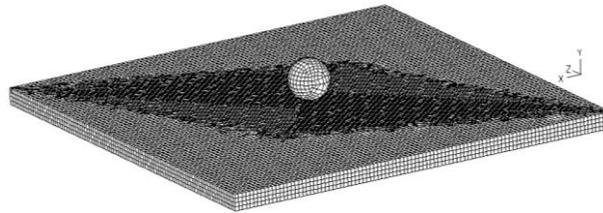


Figura 3.34 – Malha do modelo numérico PI2.

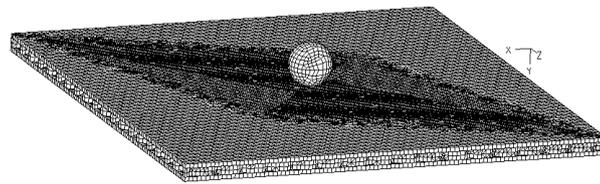


Figura 3.35 - Malha do modelo numérico PI3.

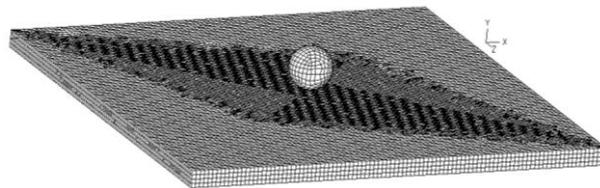


Figura 3.36 - Malha do modelo numérico PI4.

3.5.4. Condições de fronteira e de carga

Nos modelos completos, as condições de fronteira foram aplicadas à zona posterior da maxila, como mostra a Figura 3.37, inibindo o deslocamento em todas as direções, u_1 , u_2 e u_3 .

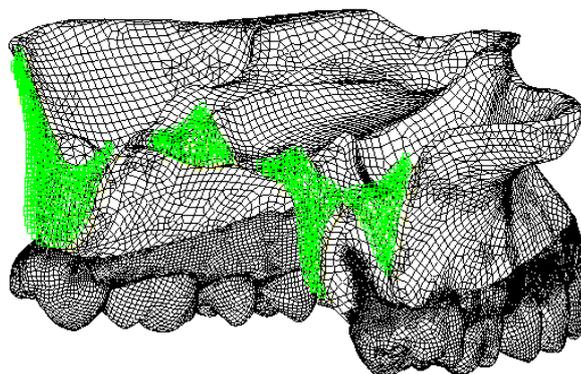


Figura 3.37 – Condições de fronteira (verde) aplicadas nos modelos numéricos completos.

Para os testes com as placas, as condições de fronteira foram aplicadas nas arestas laterais de cada placa, como mostram a Figura 3.38. Estas condições de fronteira explicam-se pelo facto de no equipamento de testes experimentais a placa de teste estar assente nesta mesma zona.

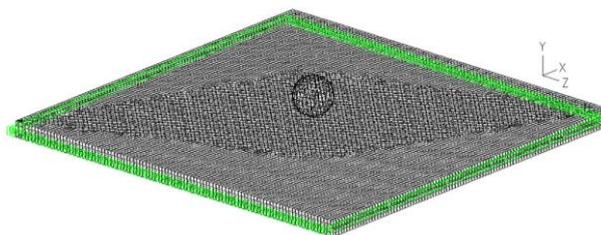


Figura 3.38 – Condições de fronteira (verde) aplicadas nos modelos numéricos simples.

3.5.5. Representação do objeto de impacto e pressão aplicada

No caso dos modelos de placas simples, foi acrescentado um corpo esférico com o objetivo de simular o comportamento do objeto de colisão, como se pode reparar da Figura 3.33 à Figura 3.36.

Esta esfera foi dimensionada com raio de 5 mm e uma massa de 3,4 kg. As dimensões escolhidas explicam-se pelo facto de no equipamento de testes experimentais o objeto de colisão ter estas mesmas dimensões, facilitando as comparações entre resultados numéricos e experimentais [48]. Os testes de impacto utilizam um sistema com um impactor que colide com objeto em estudo, o CEAST 9340 desenvolvido por INSTRON®, equipamento

disponibilizado pelo DEM (FCTUC). Este equipamento permite utilizar energia de impacto entre 1-30 J. A energia utilizada em cada ensaio depende da altura de queda do peso. O sistema de aquisição de informação, DAS 8000, permite obter valores referentes ao tempo, pressão, deslocamento energia e velocidade durante o impacto. Nas simulações feitas, foi definida uma energia de impacto de 4,4 J e uma velocidade de impacto de $1,610 \text{ m.s}^{-1}$.

No caso dos modelos completos, com representação dos PB, foi apenas aplicada uma pressão nas faces dos diferentes PB ou dos dentes (no caso do modelo numérico com ausência de PB), representada na Figura 3.39. Foi então simulado o impacto de uma bola de hóquei em patins, de massa de 0,155 kg [41] e com uma aceleração de $9,8 \text{ m.s}^{-2}$. De modo a facilitar a análise comparativa entre os parâmetros estudados, foi utilizada uma solicitação de reduzido valor, apesar de não ser representativa da maioria das solicitações de impacto no desporto.

A solicitação foi aplicada considerando a pressão equivalente ao valor da força de impacto. Para cada modelo numérico, a área de aplicação diferiu e por isso o valor de pressão também. A área de aplicação em PB0, PB1, PB2 e PB3 foi de $8,5963 \times 10^{-5} \text{ m}^2$, $15,433 \times 10^{-5} \text{ m}^2$, $11,754 \times 10^{-5} \text{ m}^2$ e $11,754 \times 10^{-5} \text{ m}^2$, respetivamente.

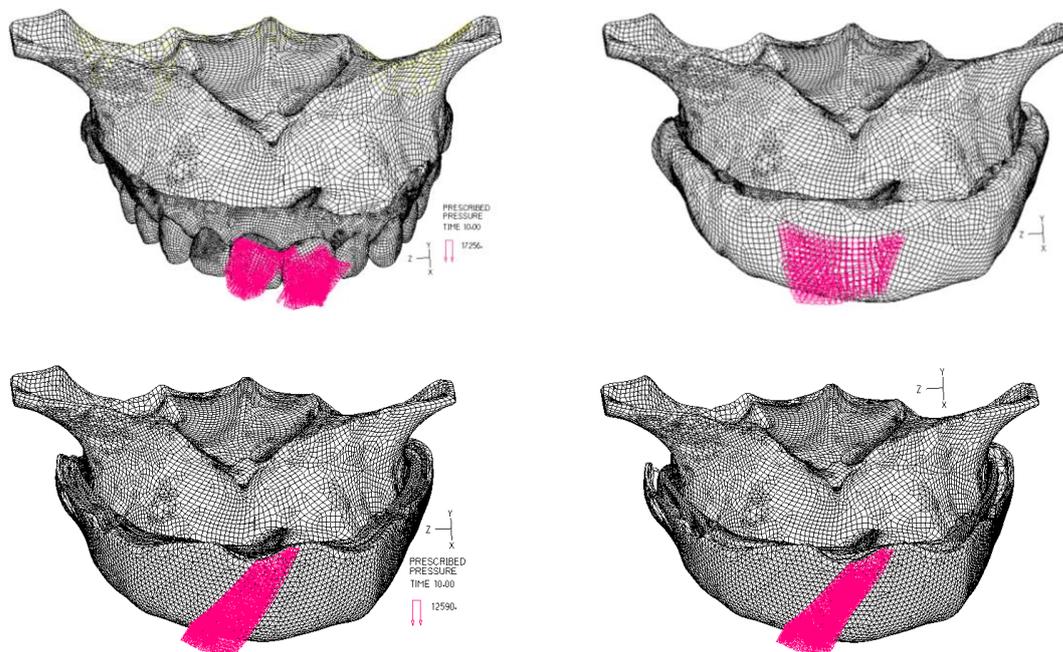


Figura 3.39 – Pressão aplicada nos diferentes modelos numéricos completos (cor de rosa); PB0 (cima, esquerda), PB1 (cima, direita), PB2 (baixo, esquerda), PB3 (baixo, direita).

4. RESULTADOS

Ao longo deste estudo foram utilizados 8 modelos numéricos, 4 constituídos apenas por um objeto de impacto e placas simples e outros 4 constituídos por dentes, tecido mole, osso e PB (à exceção de PB0).

Os modelos numéricos simples foram gerados a partir de: uma placa maciça (P11), uma placa com camadas de EVA e EVA *foam* (P12), uma placa com orifícios hexagonais preenchidos com ar (P13) e uma placa com orifícios ovais preenchidos com ar (P14). Os modelos completos, foram gerados a partir de: um modelo de teste, constituído apenas por dentes, tecido mole e osso (PB0), um modelo constituído por dentes, tecido mole, osso e PB maciço (PB1), um constituído por dentes, tecido mole, osso e PB com camadas de EVA e EVA *foam* (PB2), e, por último, um constituído por dentes, tecido mole, osso e PB com camadas de EVA e ar (PB3).

Fez-se uma análise comparativa quantitativa, entre os modelos numéricos, dos valores de deslocamento, deformação, tensão equivalente e energia específica de deformação dos diferentes grupos de elementos.

No estudo dos modelos simples foram feitas análises tipo *Dynamics-Implicit*. Neste caso, utilizou-se o último time step (100) para obtenção de resultados, correspondente à força máxima aplicada por um objeto de impacto com 5 cm de raio, massa de 3,4 kg, velocidade inicial de 1,61 m.s⁻¹ e ação da gravidade incluída.

No estudo dos modelos completos foram feitas análises tipo *Statics*, com vista a reduzir o tempo de cálculo. Neste caso, foram obtidos dados através do último time step (7), correspondentes ao valor máximo de pressão aplicada numa determinada área dos dentes, no caso do modelo teste, ou do PB, nos outros casos.

Todos os resultados do ADINA são apresentados nas unidades SI.

Os resultados das análises numéricas permitiram perceber qual o melhor material e respetiva geometria para suportar solicitações de impacto.

4.1. Análise dos modelos numéricos simples

4.1.1. Deslocamento das modelos simples

Quando expostas a uma força de impacto, as quatro placas apresentam diferentes deslocamentos. Considera-se que o principal eixo de deslocamento da placa é o eixo y, eixo de movimento do objeto de impacto.

Na P11, verifica-se um reduzido deslocamento na direção dos eixos x e y, sendo a média destes valores $0,004\pm 0,495$ mm e $-0,0016\pm 0,477$ mm, respetivamente. Estes valores têm a mesma ordem de grandeza. Verifica-se que o deslocamento nestes eixos é simétrico relativamente ao centro da placa, Figura 4.1, e por essa mesma razão os valores das médias são reduzidos.

Relativamente ao deslocamento segundo o eixo y, verifica-se um valor médio de $-4,613\pm 3,717$ mm, valor este muito próximo em módulo do valor da magnitude de deslocamento, $4,752\pm 3,604$ mm. O valor máximo do deslocamento encontra-se no centro da placa, zona de impacto, verificando-se uma redução deste valor do centro para a periferia de forma radial, Figura 4.1.

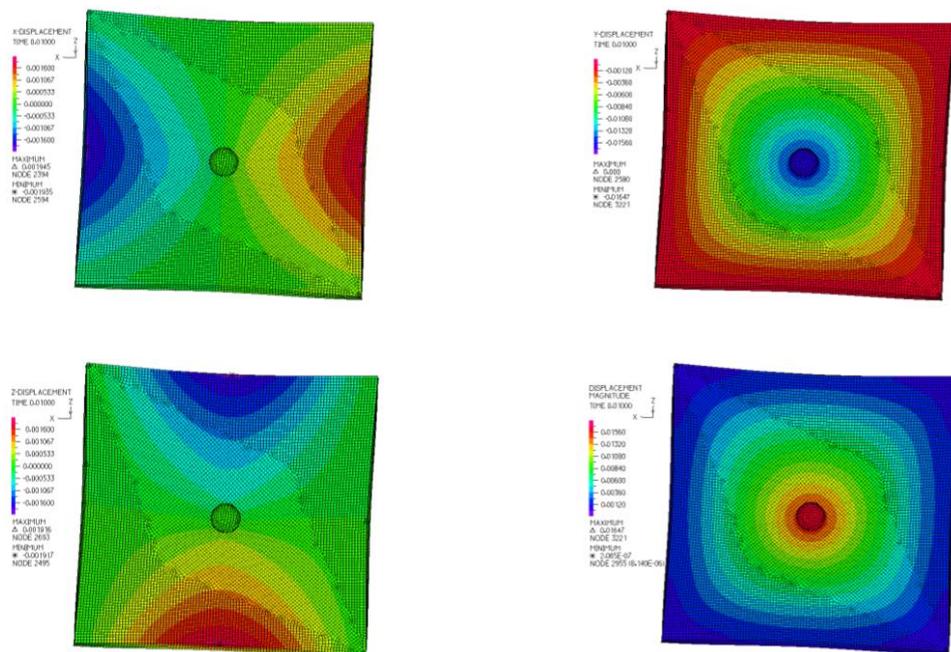


Figura 4.1 – Deslocamento da P11; Relativamente ao eixo x (cima, esquerda), y (cima, direita), z (baixo, esquerda), magnitude de deslocamento (baixo, direita).

Na P12, verifica-se também um reduzido deslocamento na direção dos eixos x e y, a média destes valores é de $0,001\pm 0,547$ mm e de $0,001\pm 0,544$ mm, respetivamente, Figura 4.2. Verifica-se, mais uma vez, que o deslocamento nestes eixos é simétrico relativamente ao centro da placa, e por essa mesma razão os valores das médias são próximos de zero.

Relativamente ao deslocamento na direção do eixo y, este apresenta uma média de $-6,121\pm 4,098$ mm e tem um valor absoluto muito próximo do valor da magnitude de deslocamento, $6,267\pm 3,948$ mm. A distribuição dos valores de deslocamento desta placa é semelhante à da placa P11, Figura 4.2.

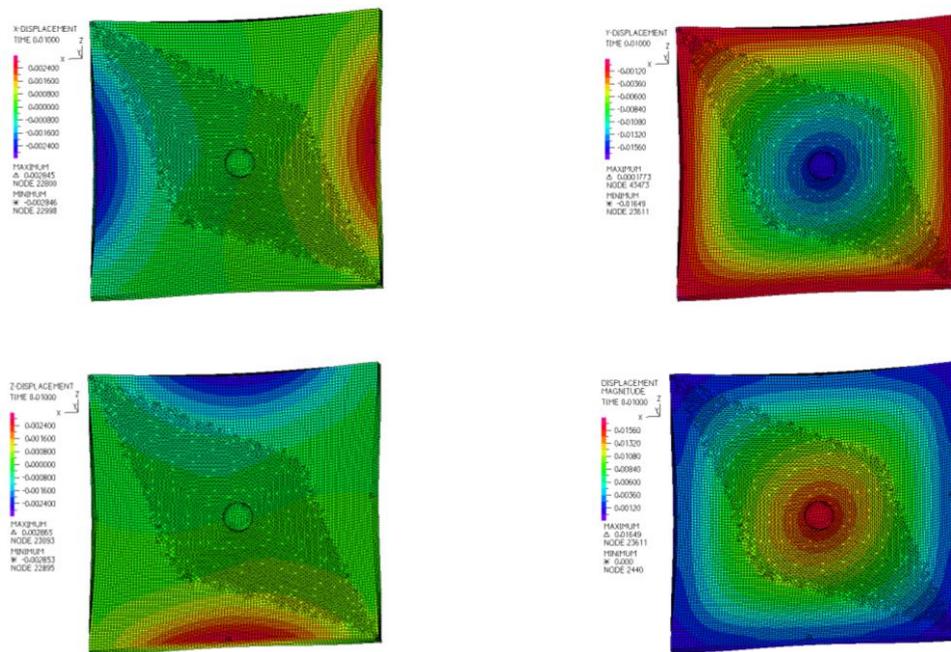


Figura 4.2 - Deslocamento da P12; Relativamente ao eixo x (cima, esquerda), y (cima, direita), z (baixo, esquerda), magnitude de deslocamento (baixo, direita).

P13 também apresenta um reduzido deslocamento na direção dos eixos x e y, sendo a média destes valores de $-0,003\pm 0,362$ mm e $0,004\pm 0,368$ mm, respetivamente.

Relativamente ao deslocamento na direção do eixo y, verifica-se uma média de $-4,798\pm 3,649$ mm. O valor absoluto desta média é semelhante ao valor da magnitude de deslocamento, $4,883\pm 3,572$ mm. É de notar, novamente, que o deslocamento máximo surge no centro da placa. O seu valor diminui do centro para a periferia de forma radial, Figura 4.3.

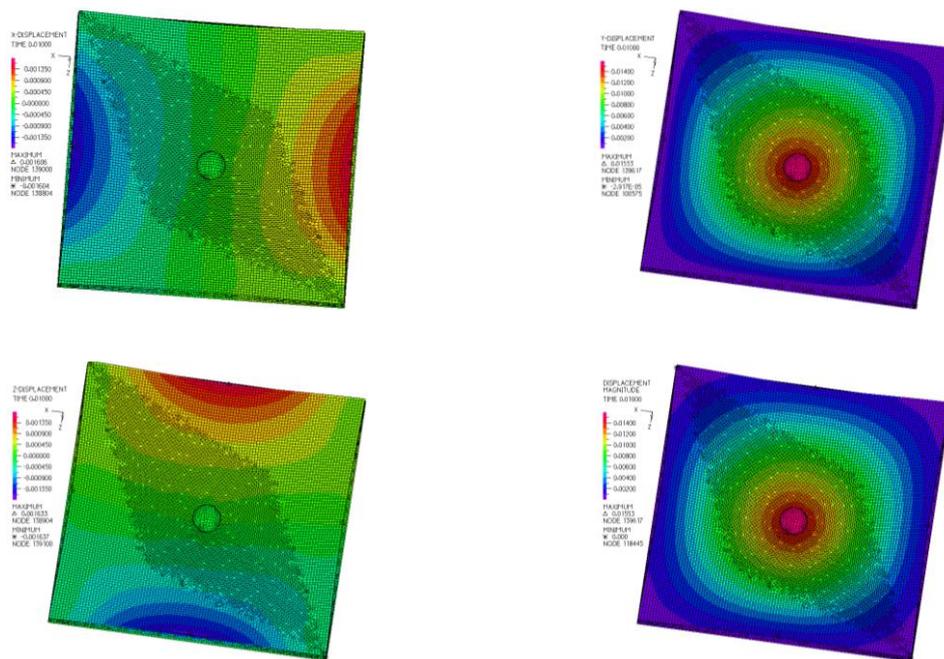


Figura 4.3 - Deslocamento da PI3; Relativamente ao eixo x (cima, esquerda), y (cima, direita), z (baixo, esquerda), magnitude de deslocamento (baixo, direita).

Por último, PI4 apresenta um reduzido deslocamento na direção dos eixos x e y, sendo a média destes valores de $-0,004 \pm 0,467$ mm e $-0,047 \pm 0,459$ mm, respetivamente.

Relativamente ao deslocamento na direção do eixo y, verifica-se uma média de $-4,999 \pm 3,791$ mm. O valor absoluto desta média é semelhante ao valor de magnitude do deslocamento, $5,128 \pm 3,672$ mm.

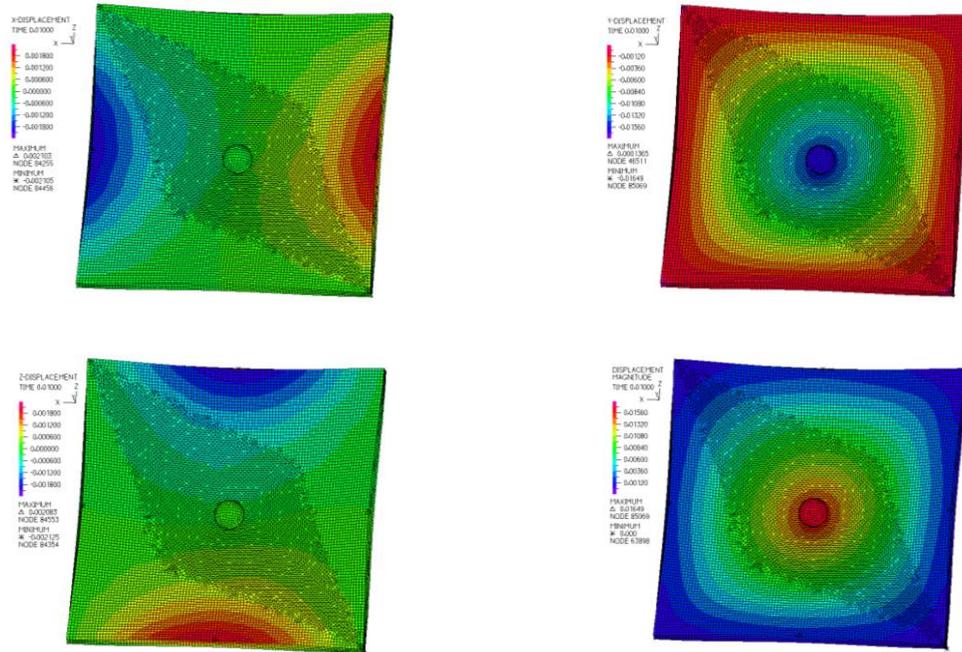


Figura 4.4 - Deslocamento da PI4; Relativamente ao eixo x (cima, esquerda), y (cima, direita), z (baixo, esquerda), magnitude de deslocamento (baixo, direita).

A Tabela 4.1, resume os resultados obtidos relativamente aos três eixos e à magnitude de deslocamento dos quatro modelos de placas. É notável uma grande amplitude de valores, fazendo com que os resultados das médias obtidas sejam reduzidos.

Tabela 4.1 - Valores médios, de desvio padrão, mínimos e máximos dos valores de deslocamento nos três eixos, bem como a magnitude de deslocamento, nos quatro modelos de placas.

Deslocamento		Média e Desvio Padrão (mm)	Mínimo/Máximo (mm)
x	P11	0,004±0,495	-1,935/1,944
	P12	0,001±0,547	-2,846/2,845
	P13	-0,003±0,362	-1,604/1,606
	P14	-0,004±0,467	-2,104/2,103
y	P11	-4,613±3,717	-16,484/0
	P12	-6,121±4,098	-16,486/0,177
	P13	-4,798±3,649	-15,525/0,029
	P14	-4,999±3,791	-16,486/0,136
z	P11	-0,002±0,477	-1,917/1,916
	P12	0,001±0,544	-2,853/2,865
	P13	0,004±0,368	-1,637/1,633
	P14	-0,047±0,459	-2,125/1,712
Magnitude	P11	4,752±3,604	0,005/16,470
	P12	6,267±3,948	0/16,486
	P13	4,883±3,572	0/15,525
	P14	5,128±3,672	0/16,301

Os gráficos representados nas Figura 4.5 a Figura 4.8 permitem perceber qual a distribuição dos valores médios de deslocamento relativamente aos 3 eixos principais e de magnitude de deslocamento nos pontos nodais de cada placa, respetivamente.

Como seria de esperar, é notada uma simetria de valores relativamente ao eixo x e z, Figura 4.5 e Figura 4.7. No histograma de valores de deslocamento relativamente ao eixo x, nota-se uma maior frequência de valores nulos ou quase nulos para P12, seguindo-se P14. Isto quer dizer, que para estas placas existe um menor número de pontos com deslocamento segundo este eixo. Pelo contrário, nota-se uma menor frequência destes valores reduzidos para P11 e

PI3. Analisando o histograma dos valores de deslocamento relativamente ao eixo z, em cada uma das placas, verifica-se uma maior frequência de deslocamento nulo ou quase nulo na PI1, sendo que a frequência destes valores relativamente a PI2 é pouco inferior. Contudo, a curva de PI2 é mais larga, i.e., os valores estão mais afastados do zero, indicando que os deslocamentos têm valores mais altos do que em PI1. Pelo contrário, é notada uma menor frequência de valores reduzidos para PI3.

Observando os histogramas dos valores de deslocamento relativamente ao eixo y, Figura 4.6, e de magnitude de deslocamento, Figura 4.8, nota-se que estes são aproximadamente simétricos. Destaca-se o comportamento de PI2, por apresentar maior percentagem de nós com deslocamento superior ao valor médio da magnitude do deslocamento.

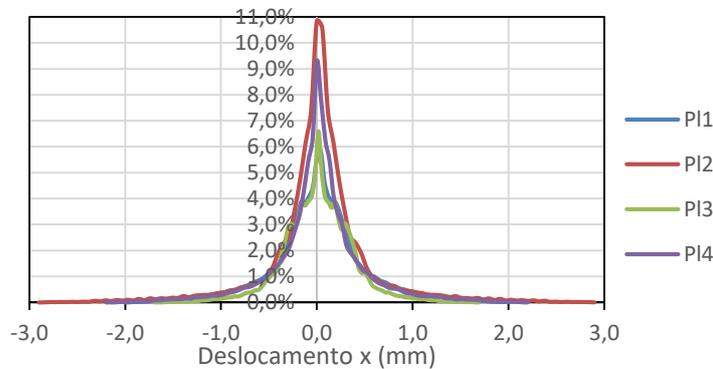


Figura 4.5 – Histograma de valores de deslocamento relativamente ao eixo x em cada uma das placas.

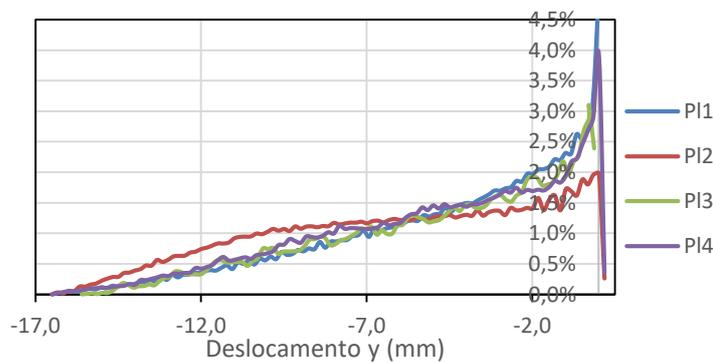


Figura 4.6 - Histograma de valores de deslocamento relativamente ao eixo y em cada uma das placas.

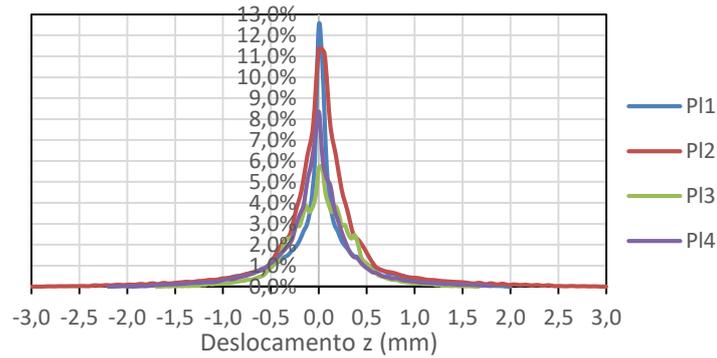


Figura 4.7 - Histograma de valores de deslocamento relativamente ao eixo z em cada uma das placas.

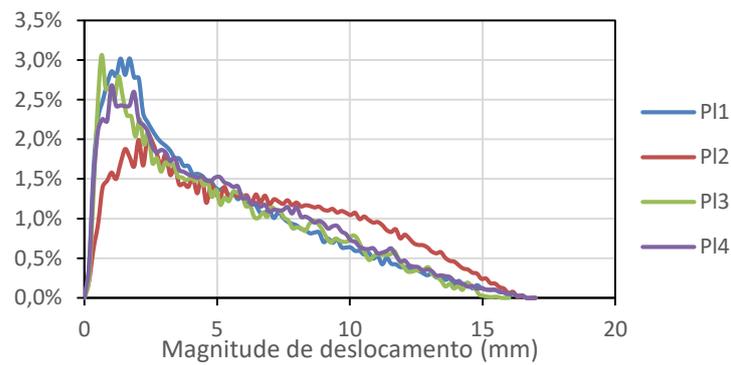


Figura 4.8 - Histograma de valores de magnitude de deslocamento em cada uma das placas.

Com vista a complementar os resultados anteriores, foi analisada a Figura 4.9, obtida através do cálculo do valor médio dos deslocamentos absolutos de cada placa durante a análise dinâmica. As placas apresentam um comportamento idêntico ao longo do tempo, sendo que a magnitude de deslocamento é, na generalidade, superior na P12 e inferior na P11.

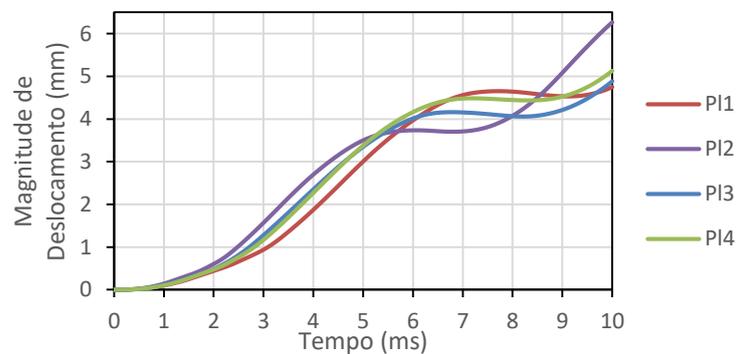


Figura 4.9 - Valor médio de magnitude de deslocamento de cada placa ao longo das iterações.

4.1.1. Tensão e deformações nas placas

Foram avaliadas as tensões e deformações principais. Contudo, no caso dos materiais com comportamento hiper-elástico, estas deformações são quantificadas em termos de componentes *stretches*. Assim, nesta subsecção são apresentados os valores principais P1 e P3 que representam valores de alongamento e encurtamento, respetivamente.

Relativamente à P11, foram calculados valores de *stretches* P1 e P3 $1,023 \pm 0,015 \epsilon$ e $0,975 \pm 0,021 \epsilon$, respetivamente. Para P12, foram verificados *stretches* P1 e P3 com valores $1,024 \pm 0,013 \epsilon$ e $0,972 \pm 0,018 \epsilon$, respetivamente. No caso da P13, os valores de *stretches* P1 e P3 são $1,022 \pm 0,015 \epsilon$ e $0,977 \pm 0,018 \epsilon$, respetivamente. Por último, na P14, os valores de *stretches* P1 e P3 verificados foram $1,022 \pm 0,018 \epsilon$ e $0,976 \pm 0,020 \epsilon$, respetivamente. Comparativamente às outras placas, P12 apresenta valores mais altos de P1 e mais baixos de P3.

Observando as Figura 4.10 e Figura 4.11, conclui-se que a zona de impacto sofre um maior alongamento e uma maior compressão relativamente às restantes zonas da placa.

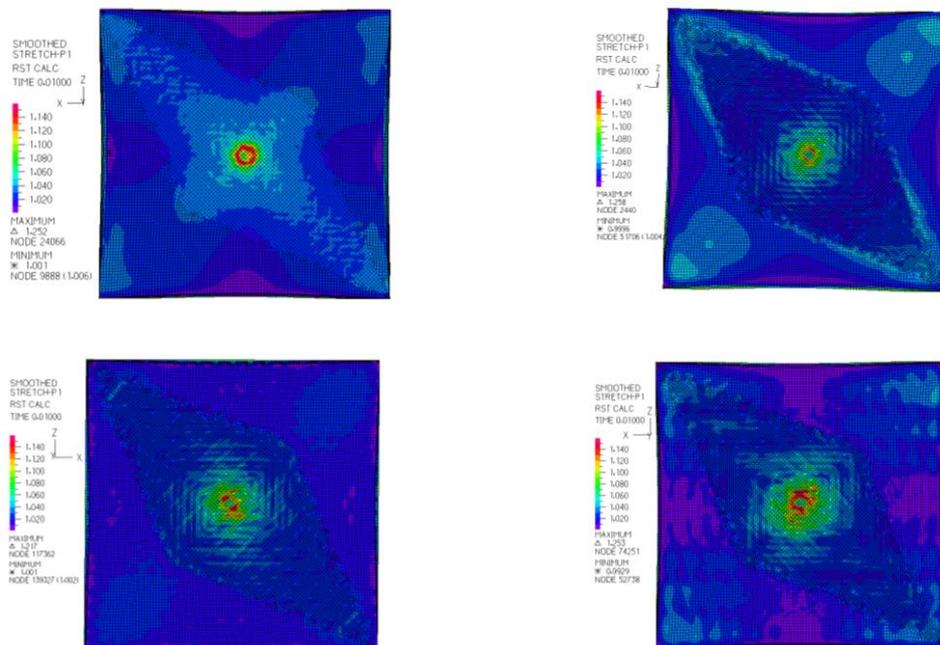


Figura 4.10 - Stretch P1 na P11 (esquerda, cima), P12 (direita, cima), P13 (esquerda, baixo) e P14 (direita, baixo).

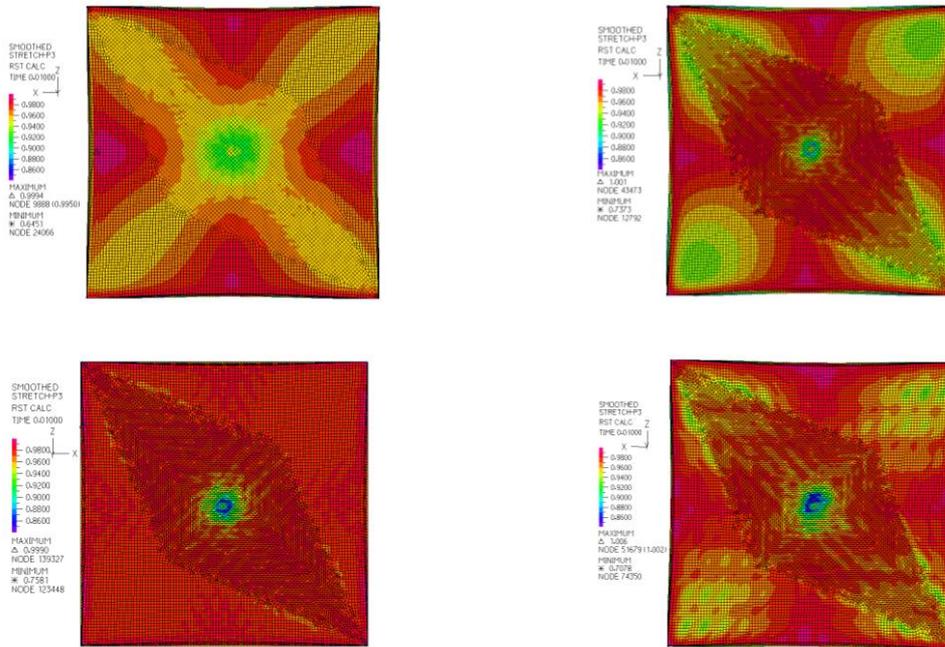


Figura 4.11 - *Stretch* P3 na P1 (esquerda, cima) , P2 (direita, cima), P3 (esquerda, baixo) e P4 (direita, baixo).

Relativamente a P1, verifica-se que quanto maior for o seu valor, maior será o alongamento do material. Neste caso, P1 e P2 apresentam valores semelhantes e superiores a P3 e P4. Conclui-se que a placa que contém na sua constituição EVA *foam* (P2), apresenta um maior valor médio associado ao alongamento relativamente às restantes placas. Através dos resultados obtidos para P3 e P4, conclui-se que uma maior constituição da placa em ar, resulta num maior alongamento do material.

Quanto menor for o valor associado à componente P3, maior será o nível de compressão do material. P2 mostra um maior nível de compressão do material relativamente às outras placas. Comparando apenas P3 e P4, P4 apresenta uma maior capacidade de compressão, devido à menor a percentagem em ar.

A Tabela 4.2 apresenta os valores referentes à média, desvio padrão, máximos e mínimos dos valores de *stretches* P1 e P3. Apesar de se obterem valores diferentes, o padrão e a distribuição apresentam-se semelhante em todos os modelos testados.

Tabela 4.2 – Valores médios, desvios padrão, mínimos e máximos dos valores de *stretches* principais (P1 e P3) em cada uma das placas.

<i>Stretches</i>		Média e Desvio Padrão (ϵ)	Mínimo/Máximo (ϵ)
P1	P11	1,023±0,015	1,002/1,252
	P12	1,024±0,013	1,001/1,258
	P13	1,022±0,014	1,001/1,216
	P14	1,022±0,018	0,993/1,252
P3	P11	0,975±0,021	0,645/0,998
	P12	0,972±0,018	0,737/1,001
	P13	0,977±0,018	0,758/0,999
	P14	0,976±0,020	0,708/1,002

Com vista a complementar os resultados anteriores, foram analisadas a Figura 4.12 e Figura 4.13, obtidas através do cálculo da média dos valores de *stretches* principais em cada placa ao longo de uma análise dinâmica. Os *stretches* P1 e P3 apresentam-se idênticos entre as 4 placas ao longo das iterações temporais.

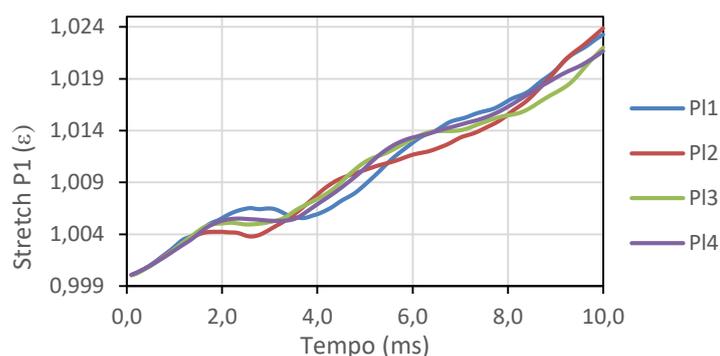


Figura 4.12 - Valor de *stretch* P1 durante a análise dinâmica do impacto em cada uma das placas.

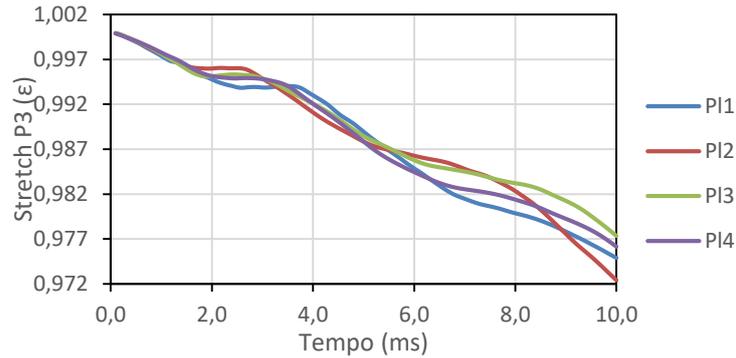


Figura 4.13 - Valor de *stretch* P3 durante a análise dinâmica do impacto em cada uma das placas.

Analisando os valores de tensão efetiva, i.e., tensão avaliada utilizando o critério de *von Mises*, foi possível verificar que na P11 o valor médio é de $245,0 \pm 185,9$ kPa, sendo os valores mínimos e máximos 26,1 kPa e 3426,6 kPa, respetivamente. Comparativamente às outras placas, esta apresenta um valor médio maior.

Na P12, o valor médio da tensão efetiva foi de $210,8 \pm 161,1$ kPa, sendo os valores mínimo e máximo 18,8 kPa e 2439,7 kPa, respetivamente. Comparativamente às outras placas, esta apresenta um menor valor médio associado a este parâmetro.

Na P13, o valor médio da tensão efetiva foi de $226,2 \pm 163,9$ kPa, sendo os valores mínimo e máximo 15,8 kPa e 2218,6 kPa, respetivamente.

Na P14, o valor médio da tensão efetiva foi de $230,5 \pm 184,1$ kPa, sendo o valor mínimo e máximo 8,2 kPa e 2684,1 kPa, respetivamente.

Como observar na Figura 4.14, a distribuição da tensão é simétrica, apresentando uma distribuição radial decrescente do centro para a periferia. P12, apresenta uma maior distribuição dos valores mais elevados por toda a placa. Comparando P13 com P14, é possível verificar que P13 também apresenta uma distribuição de valores maior ao longo da placa.

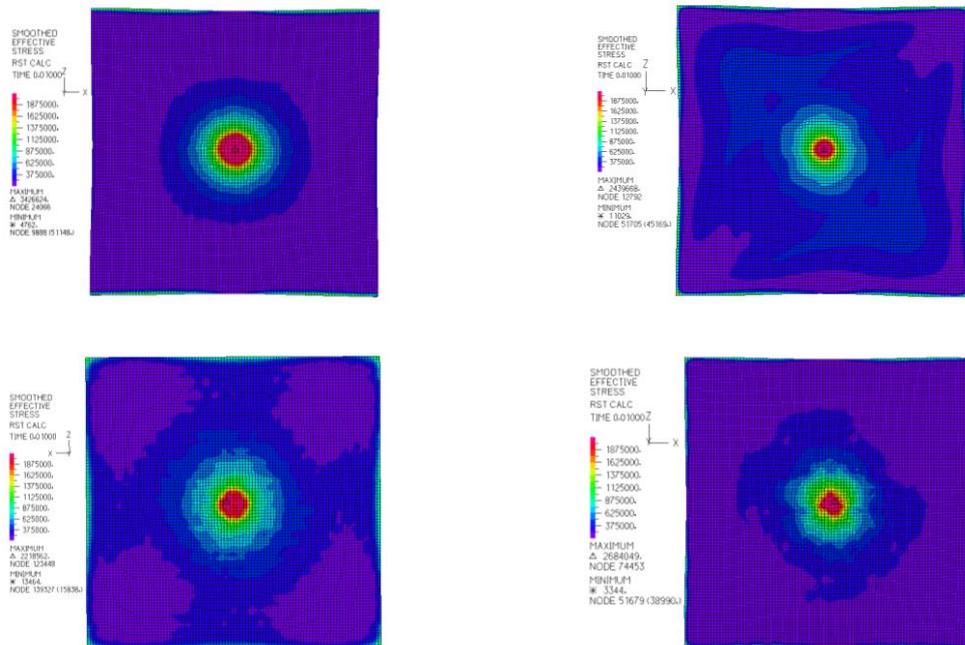


Figura 4.14 - Tensão efetiva na P1 (cima, esquerda), na P2 (cima, direita), na P3 (baixo, esquerda) e na P4 (baixo, direita).

A Tabela 4.3 apresenta os valores referentes à média, desvio padrão, máximos e mínimos da tensão efetiva em cada uma das placas.

Tabela 4.3 - Valores médios, desvios padrão, mínimos e máximos dos valores de tensão efetiva em cada uma das placas.

Tensão efetiva	Média e Desvio Padrão (kPa)	Mínimo/Máximo (kPa)
P11	245,1±185,9	26,0/3426,6
P12	210,8±161,1	18,8/2439,7
P13	226,2±163,9	15,8/2218,6
P14	230,5±184,1	8,2/2684,1

Na Figura 4.15, é possível comparar os valores de tensão efetiva durante o impacto em cada uma das placas. Estes valores foram obtidos através do cálculo da média dos valores de tensão efetiva em cada placa, durante a análise dinâmica. Os valores de tensão efetiva na P12 apresentam-se mais reduzidos que em todos os outros casos. Pelo contrário, durante o impacto, o valor da tensão efetiva na P11 é, na generalidade, superior às outras placas.

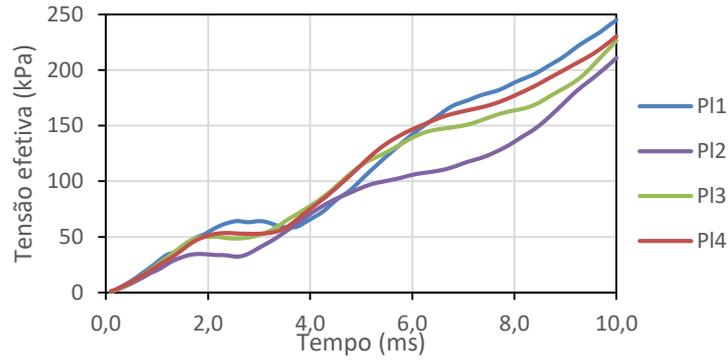


Figura 4.15 – Valor da tensão efetiva durante a análise dinâmica do impacto em cada uma das placas.

Analisando agora os gráficos de tensão-deformação, Figura 4.16 e Figura 4.17, é possível destacar o comportamento de PI2 por apresentar uma maior deformação para menores valores de tensão.

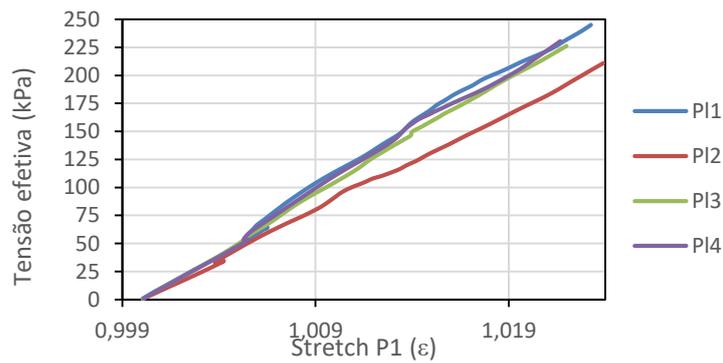


Figura 4.16 - Valor de tensão efetiva em função de *stretch* P1.

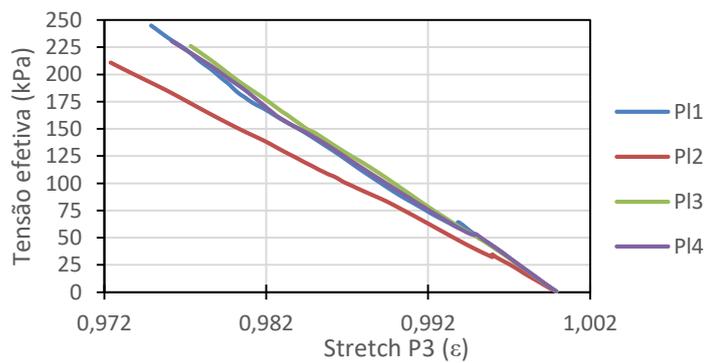


Figura 4.17 - Valor de tensão efetiva em função de *stretch* P3.

4.1.2. Energia específica de deformação

Por último, foi analisada a energia específica de deformação de cada placa.

Na Figura 4.18, está representada a energia específica de deformação de cada uma das placas. A P11 tem associado um valor médio de energia específica de $5,87 \pm 21,41 \text{ kJ.m}^{-3}$ e, por isso, $0,23 \pm 0,86 \text{ J}$ de energia de deformação. Este valor é mais elevado que nas outras placas. A P12 tem associado um valor médio deste parâmetro de $5,01 \pm 11,10 \text{ kJ.m}^{-3}$ e, por isso, $0,20 \pm 0,44 \text{ J}$ de energia de deformação. Relativamente a P13, foi obtido um valor médio de $5,54 \pm 15,77 \text{ kJ.m}^{-3}$ e, por isso, $0,14 \pm 0,41 \text{ J}$ de energia de deformação, valor este mais baixo comparativamente às outras placas. Para P14, foi obtido um valor médio de $6,10 \pm 18,90 \text{ kJ.m}^{-3}$ e, por isso, $0,19 \pm 0,58 \text{ J}$ de energia de deformação.

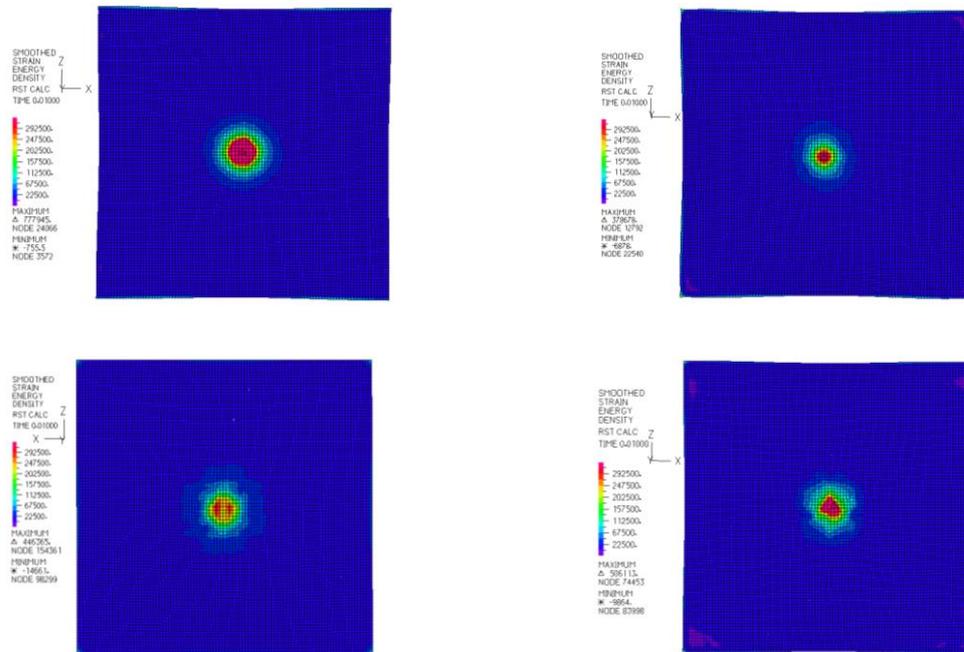


Figura 4.18 - Energia específica de deformação de P11 (cima, esquerda), P12 (cima, direita), P13 (baixo, esquerda) e P14 (baixo, direita).

As Tabela 4.4 e Tabela 4.5 apresentam os valores referentes à média, desvio padrão, máximos e mínimos dos valores de energia específica de deformação e valores de energia de deformação em cada uma das placas, respetivamente.

Tabela 4.4 - Valores médios, desvios padrão, mínimos e máximos dos valores de energia específica de deformação em cada uma das placas.

Energia específica de deformação	Média e Desvio Padrão (kJ.m⁻³)	Mínimo/Máximo (kJ.m⁻³)
P11	5,87±21,41	-0,87/777,95
P12	5,01±11,10	-6,88/378,68
P13	5,54±15,77	-14,66/446,37
P14	6,10±18,90	-9,86/506,11

Tabela 4.5 - Valores médios, desvios padrão, mínimos e máximos dos valores de energia de deformação em cada uma das placas.

Energia de Deformação	Média e Desvio Padrão (J)	Mínimo/Máximo (J)
P11	0,23±0,86	-0,03/31,12
P12	0,20±0,44	-0,28/15,15
P13	0,14±0,41	-0,38/11,55
P14	0,19±0,58	-0,30/15,44

4.2. Análise dos modelos numéricos completos

4.2.1. Deslocamentos dos modelos completos

4.2.1.1. Influência no PB

Quando expostos a uma determinada solicitação, os PB dos diferentes modelos numéricos apresentam diferentes deslocamentos. Considera-se que o principal eixo de deslocamento do PB é o eixo y, plano sagital, e traduz o deslizamento vertical do PB. Este efeito acontece por falta de apoio da arcada inferior que não está representada no modelo numérico. Os valores

médios de deslocamento y apresentam-se negativos, pois o PB tem tendência a deslocar-se para baixo, no sentido negativo do eixo y.

Para facilitar a leitura desta dissertação, optou-se por colocar as imagens representativas da distribuição dos deslocamentos no Apêndice. Assim, analisando as figuras da secção B do apêndice, é possível observar uma distribuição equivalente de valores de deslocamento em cada uma das direções e relativamente à magnitude de deslocamento nos diferentes PB. No entanto, é notável uma diferença quantitativa destes valores de um modelo numérico para outro. O valor de deslocamento atinge o seu máximo na zona de solicitação.

Relativamente ao primeiro modelo numérico PB1, os valores médios de deslocamento x, y, z e magnitude de deslocamento, foram $-0,200 \pm 1,263 \mu\text{m}$, $-0,756 \pm 1,123 \mu\text{m}$, $-0,144 \pm 0,848 \mu\text{m}$ e $1,618 \pm 1,262 \mu\text{m}$, respetivamente.

Para PB2, os valores médios de deslocamento x, y, z e magnitude de deslocamento, foram $-0,654 \pm 2,385 \mu\text{m}$, $-1,727 \pm 1,967 \mu\text{m}$, $-0,063 \pm 2,109 \mu\text{m}$ e $3,476 \pm 2,311 \mu\text{m}$, respetivamente.

Por último, relativamente a PB3, os valores médios de deslocamento x, y, z e magnitude de deslocamento, foram $-20,105 \pm 85,424 \mu\text{m}$, $-50,138 \pm 68,192 \mu\text{m}$, $-2,744 \pm 31,959 \mu\text{m}$ e $69,205 \pm 105,380 \mu\text{m}$, respetivamente, sendo este o modelo que apresenta maior deslocamento relativamente a este grupo de elementos.

A Tabela 4.6 resume os resultados obtidos relativamente aos três eixos e à magnitude de deslocamento do grupo de elementos relativos aos PB.

Tabela 4.6 - Valores médios, de desvio padrão, mínimos e máximos dos valores de deslocamento do PB nos três eixos, bem como a magnitude de deslocamento, nos três modelos numéricos completos.

Deslocamento		Média e Desvio Padrão (µm)	Mínimo/Máximo (µm)
x	PB1	-0,200±1,263	-8,330/1,219
	PB2	-0,654±2,385	-21,397/2,575
	PB3	-20,105±85,424	-1480,700/62,626
y	PB1	-0,756±1,124	-2,331/5,710
	PB2	-1,727±1,967	-4,829/10,462
	PB3	-50,138±68,192	-815,170/48,450
z	PB1	-0,144±0,848	-5,293/3,097
	PB2	-0,063±2,109	-10,079/9,352
	PB3	-2,744±31,959	-208,700/89,201
Magnitude	PB1	1,618±1,262	0,183/9,941
	PB2	3,476±2,311	0,649/21,606
	PB3	69,205±105,380	3,690/1688,500

As Figura 4.19 a Figura 4.22, permitem perceber qual a distribuição dos valores da magnitude do deslocamento e dos deslocamentos nos 3 eixos principais em cada PB.

É notada uma simetria de valores relativamente ao eixo x e z. No histograma dos deslocamentos segundo o eixo x (movimento frontal e à retaguarda), é notada uma maior frequência de valores quase nulos ou nulos para PB3, devido ao reduzido deslocamento sofrido pela camada do PB em contacto com os dentes. Comparando PB1 com PB2, é visível uma maior frequência de valores nulos ou quase nulos de deslocamento dos pontos nodais para PB1. No histograma de valores de deslocamento relativamente ao eixo z (movimento lateral, é obtida uma maior frequência de deslocamento quase nulo ou nulo para PB1. Pelo contrário, é notada uma menor frequência de valores reduzidos para PB3.

Observando os histogramas de valores de deslocamento relativamente ao eixo y, e de magnitude de deslocamento, nota-se que estes são aproximadamente simétricos. Destaca-se

o comportamento de PB3, por apresentar maiores valores associados ao parâmetro em estudo. Na Figura 4.22 está representada a distribuição dos valores médios da magnitude de deslocamento de cada dos PB. Através deste gráfico é possível concluir que existem diferenças significativas entre os diferentes PB testados, sendo que PB1 apresenta valores mais baixos e PB3 mais alto.

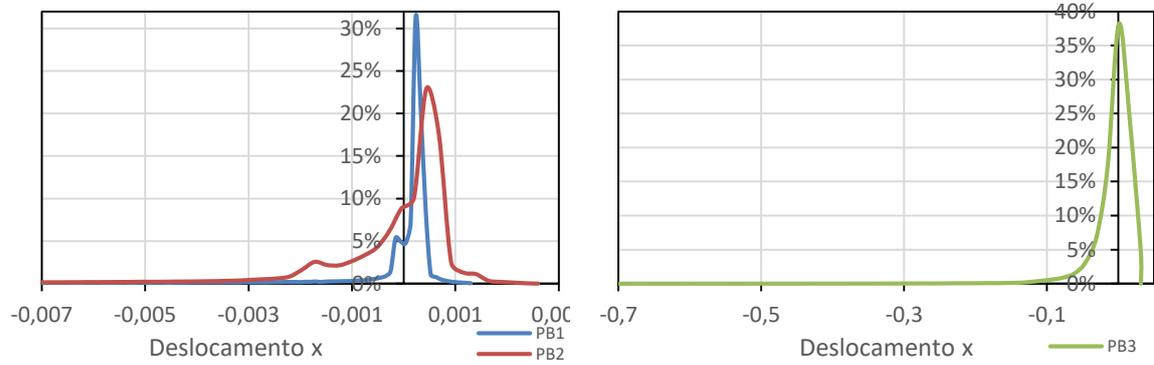


Figura 4.19 - Histograma de valores médios de deslocamento no eixo x do PB em cada um dos modelos.

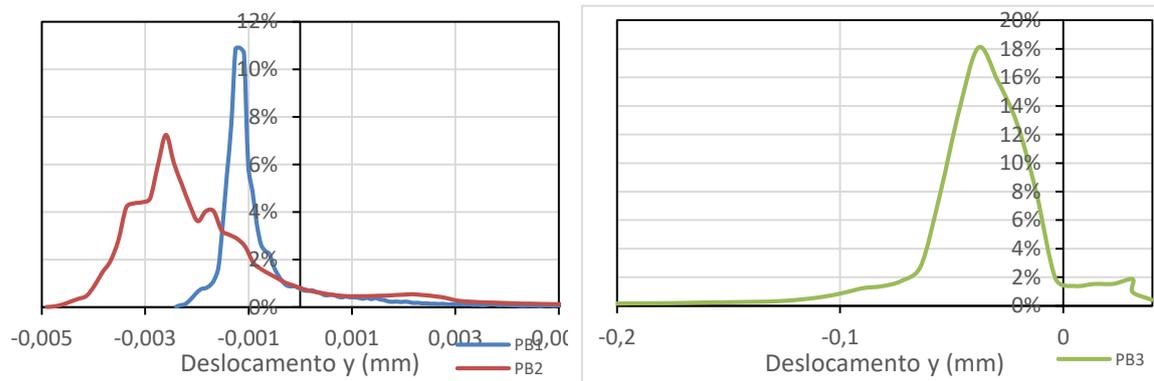


Figura 4.20 - Histograma de valores médios de deslocamento no eixo y do PB em cada um dos modelos.

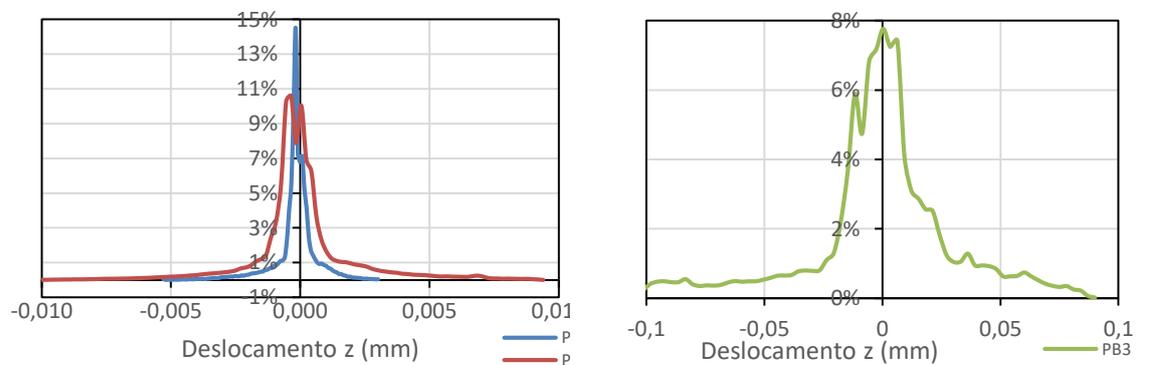


Figura 4.21 - Histograma de valores médios de deslocamento no eixo z do PB em cada um dos modelos.

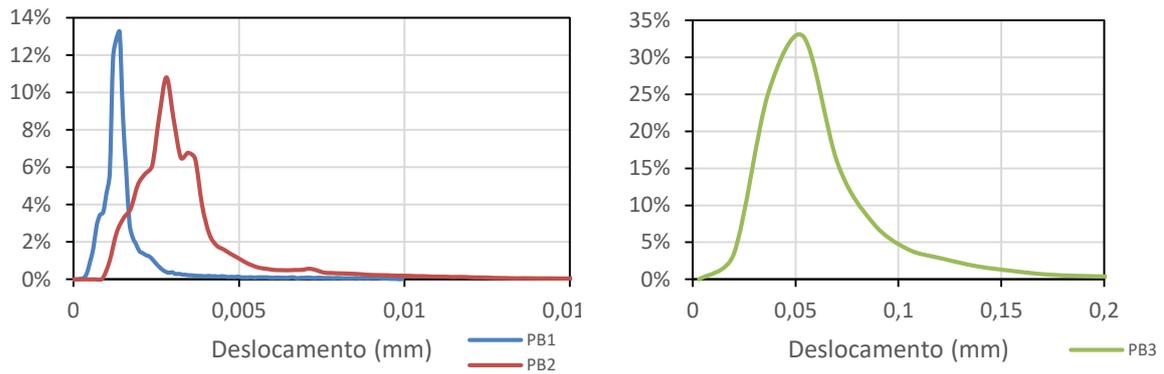


Figura 4.22 – Histograma de valores médios da magnitude de deslocamento do PB em cada um dos modelos.

Com vista a complementar os resultados anteriores, foi analisada a Figura 4.23, obtida através do cálculo da média dos deslocamentos em cada PB ao longo de cada iteração. Os PB apresentam comportamentos equivalentes, i.e., o valor médio do deslocamento cresce com o aumento da força, sendo que PB3 apresenta valores significativamente superiores.

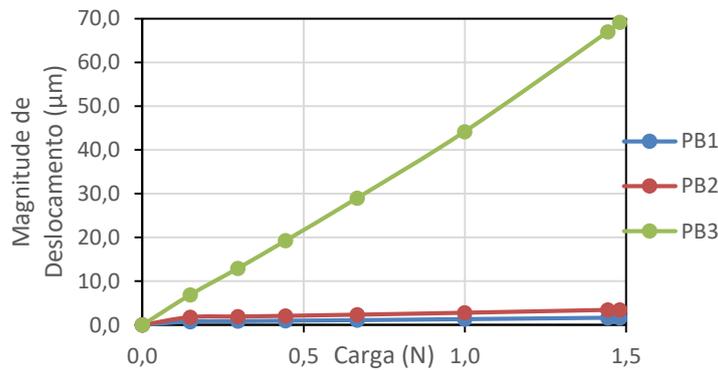


Figura 4.23 - Valor médio de deslocamento de cada PB ao longo das iterações.

4.2.1.2. Influência nos dentes

Relativamente ao deslocamento nos dentes de cada um dos modelos numéricos, foram também analisados os valores de deslocamento x, y, z e magnitude de deslocamento.

Analisando as figuras da secção C dos anexos observa-se numa distribuição equivalente de valores de deslocamento em cada uma das direções e relativamente à magnitude de deslocamento nos dentes. No entanto, é notável uma diferença quantitativa destes valores de

um modelo numérico para outro. O valor do deslocamento atinge o seu máximo na zona onde é aplicada a solicitação.

Relativamente a PB0, os valores médios de deslocamento x, y, z e magnitude de deslocamento foram $-0,023 \pm 0,047 \mu\text{m}$, $-0,116 \pm 0,107 \mu\text{m}$, $0,005 \pm 0,022 \mu\text{m}$ e $0,1249 \pm 0,1121 \mu\text{m}$, respetivamente, sendo este o modelo que apresenta maior deslocamento relativamente a este grupo de elementos, por não apresentar proteção oferecida pelo PB nos modelos seguintes.

Relativamente a PB1, os valores médios de deslocamento x, y, z e magnitude de deslocamento foram $-0,019 \pm 0,038 \mu\text{m}$, $-0,110 \pm 0,099 \mu\text{m}$, $-0,012 \pm 0,023 \mu\text{m}$ e $0,1184 \pm 0,1013 \mu\text{m}$, respetivamente.

Para PB2, os valores médios de deslocamento x, y, z e magnitude de deslocamento foram $-0,018 \pm 0,034 \mu\text{m}$, $-0,096 \pm 0,087 \mu\text{m}$, $-0,003 \pm 0,019 \mu\text{m}$ e $0,1034 \pm 0,089 \mu\text{m}$, respetivamente.

Por último, para PB3, os valores médios de deslocamento x, y, z e magnitude de deslocamento foram $-0,008 \pm 0,015 \mu\text{m}$, $-0,008 \pm 0,015 \mu\text{m}$, $-0,002 \pm 0,010 \mu\text{m}$ e $0,0716 \pm 0,0451 \mu\text{m}$, respetivamente, sendo este o modelo que apresenta menor deslocamento relativamente a este grupo de elementos.

A Tabela 4.7 resume os resultados obtidos relativamente aos três eixos e à magnitude de deslocamento do grupo de elementos relativos aos dentes.

Tabela 4.7 - Valores médios, de desvio padrão, mínimos e máximos dos valores de deslocamento da dos dentes nos três eixos, bem como a magnitude de deslocamento, nos três modelos numéricos completos.

Deslocamento		Média e Desvio Padrão (µm)	Mínimo/Máximo (µm)
x	PB0	-0,023±0,047	-0,558/0,060
	PB1	-0,019±0,038	-0,441/0,061
	PB2	-0,018±0,034	-0,420/0,049
	PB3	-0,008±0,014	-0,066/0,036
y	PB0	-0,116±0,107	-0,747/0,004
	PB1	-0,110±0,099	-0,679/0,004
	PB2	-0,096±0,087	-0,608/0,003
	PB3	-0,008±0,015	-0,175/0,006
z	PB0	0,005±0,022	-0,080/0,155
	PB1	-0,012±0,023	-0,134/0,026
	PB2	-0,003±0,019	-0,071/0,036
	PB3	-0,002±0,010	-0,045/0,017
Magnitude	PB0	0,1249±0,1121	0,0004/0,9312
	PB1	0,1184±0,1013	0,0004/0,7995
	PB2	0,1033±0,0895	0,0003/0,7263
	PB3	0,0716±0,0451	0,0003/0,1787

Com vista a complementar os resultados anteriores, foi analisada a Figura 4.24, obtida através do cálculo do valor médio do deslocamento dos dentes ao longo de cada iteração. Em todos os modelos numéricos, os dentes apresentam comportamentos equivalentes, i.e., o valor médio do deslocamento cresce com o aumento da força aplicada, sendo PB3 aquele que se destaca por apresentar valores inferiores e PB0 por apresentar valores superiores.

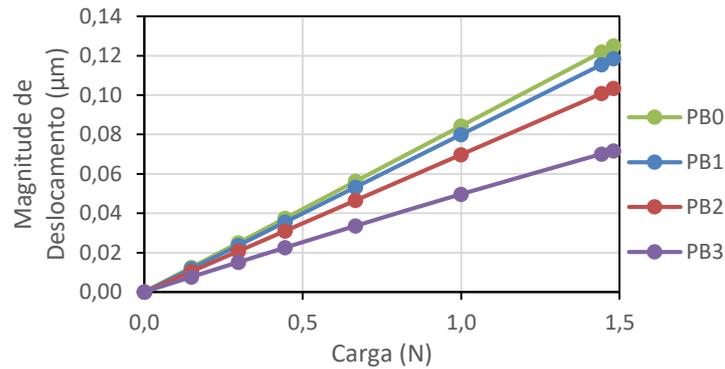


Figura 4.24 - Valor médio dos deslocamentos dos dentes ao longo das iterações.

4.2.1.3. Influência no osso

Quando exposto a uma determinada solicitação, o osso apresenta diferentes níveis de deslocamentos nos vários modelos numéricos. Considera-se que o principal eixo de deslocamento do osso é o eixo y. Isto acontece devido à falta de apoio no modelo numérico na zona inferior à maxila, como acontece anatomicamente.

Analisando as figuras da secção D dos anexos repara-se numa distribuição equivalente de valores de deslocamento em cada uma das direções e relativamente à magnitude de deslocamento no osso de cada modelo numérico. No entanto, é notável uma desigualdade quantitativa destes valores de um modelo numérico para outro. Mais uma vez, o valor de deslocamento atinge o seu máximo na zona onde é aplicada a solicitação.

Relativamente a PB0, os valores médios de deslocamento x, y, z e magnitude de deslocamento foram $-0,0015 \pm 0,0221 \mu\text{m}$, $-0,0807 \pm 0,0717 \mu\text{m}$, $0,0070 \pm 0,013995 \mu\text{m}$, $0,00704 \pm 0,0140 \mu\text{m}$ e $0,0855 \pm 0,0712 \mu\text{m}$, respetivamente, sendo este o modelo que apresenta maiores valores médios de deslocamento.

Relativamente a PB1, os valores médios de deslocamento x, y, z e magnitude de deslocamento foram $-0,0012 \pm 0,0213 \mu\text{m}$, $-0,0783 \pm 0,0681 \mu\text{m}$, $-0,0030 \pm 0,0158 \mu\text{m}$ e $0,0831 \pm 0,0676 \mu\text{m}$, respetivamente.

Relativamente a PB2, os valores médios de deslocamento x, y, z e magnitude de deslocamento foram $-0,0019 \pm 0,0182 \mu\text{m}$, $-0,0676 \pm 0,0598 \mu\text{m}$, $0,0022 \pm 0,0136 \mu\text{m}$ e $0,0719 \pm 0,0592 \mu\text{m}$, respetivamente.

Relativamente a PB3, os valores médios de deslocamento x, y, z e magnitude de deslocamento foram $-0,0003 \pm 0,0130 \mu\text{m}$, $-0,0526 \pm 0,0320 \mu\text{m}$, $0,0010 \pm 0,0073 \mu\text{m}$ e

0,0551±0,0384 μm, respetivamente. Como esperado, comparando com os valores médios de deslocamento referentes aos dentes já obtidos, este é o modelo que apresenta valores médios de deslocamento do osso mais baixo.

A Tabela 4.8 resume os resultados obtidos relativamente aos três eixos e à magnitude do deslocamento do grupo de elementos relativos ao osso.

Tabela 4.8 - Valores médios, de desvio padrão, mínimos e máximos dos valores de deslocamento do osso nos três eixos, bem como a magnitude de deslocamento, nos três modelos numéricos completos.

Deslocamento		Média e Desvio Padrão (μm)	Mínimo/Máximo (μm)
x	PB0	-0,0015±0,0221	-0,1265/0,1595
	PB1	-0,0012±0,0213	-0,1197/0,1524
	PB2	-0,0019±0,0183	-0,1110/0,1356
	PB3	-0,0003±0,0130	-0,0294/0,0792
y	PB0	-0,0807±0,0717	-0,3597/0,0299
	PB1	-0,0783±0,0681	-0,3506/0,0315
	PB2	-0,0676±0,0598	-0,3183/0,0271
	PB3	-0,0526±0,0320	-0,1583/0,0170
z	PB0	0,0070±0,0140	-0,0341/0,0552
	PB1	-0,0030±0,0158	-0,0547/0,0373
	PB2	0,0022±0,0136	-0,0412/0,0356
	PB3	0,0010±0,0073	-0,0214/0,0236
Magnitude	PB0	0,0855±0,0712	0,0000/0,3655
	PB1	0,0831±0,0676	0,0000/0,3561
	PB2	0,0719±0,0592	0,0000/0,3233
	PB3	0,0551±0,0384	0,0000/0,1587

4.2.1.4. Influência no tecido mole

O tecido mole, sendo um dos constituintes dos modelos numéricos, fica também sujeito a solicitações que resultam da interação com o PB. Considera-se que o principal eixo de deslocamento do tecido mole é o eixo x, sentido da solicitação.

Reparando nas figuras da secção E dos anexos observa-se uma distribuição equivalente de valores de deslocamento em cada uma das direções e relativamente à magnitude de deslocamento no osso de cada modelo numérico. No entanto, é notável uma diferença quantitativa destes valores de um modelo numérico para outro. O valor de deslocamento atinge o seu máximo na zona de solicitação.

Relativamente a PB0, os valores médios de deslocamento x, y, z e magnitude de deslocamento foram $-0,0702 \pm 0,2121 \mu\text{m}$, $-0,1471 \pm 0,1933 \mu\text{m}$, $0,0001 \pm 0,1821 \mu\text{m}$, $0,2839 \pm 0,2480 \mu\text{m}$, respetivamente.

Na PB1, os valores médios de deslocamento x, y, z e magnitude de deslocamento foram $-0,2436 \pm 0,6513 \mu\text{m}$, $-0,1374 \pm 0,4763 \mu\text{m}$, $-0,0752 \pm 0,3267 \mu\text{m}$ e $0,4733 \pm 0,7859 \mu\text{m}$, respetivamente.

Quanto a PB2, os valores médios de deslocamento x, y, z e magnitude de deslocamento foram $-0,4225 \pm 1,2440 \mu\text{m}$, $-0,2094 \pm 0,9276 \mu\text{m}$, $0,0313 \pm 0,9090 \mu\text{m}$ e $0,7339 \pm 1,7084 \mu\text{m}$, respetivamente.

Por último, relativamente a PB3, os valores médios de deslocamento x, y, z e magnitude de deslocamento foram $-0,4432 \pm 1,7816 \mu\text{m}$, $-0,2088 \pm 1,1400 \mu\text{m}$, $-0,0600 \pm 0,9027 \mu\text{m}$, $0,8171 \pm 2,2055 \mu\text{m}$, respetivamente, sendo este o modelo que apresentou maiores valores relativos a estes parâmetros.

A Tabela 4.9 resume os resultados obtidos relativamente aos três eixos e à magnitude de deslocamento do grupo de elementos relativos ao tecido mole.

Tabela 4.9 - Valores médios, de desvio padrão, mínimos e máximos dos valores de deslocamento do tecido mole nos três eixos, bem como a magnitude de deslocamento, nos três modelos numéricos completos.

Deslocamento		Média e Desvio Padrão (µm)	Mínimo/Máximo (µm)
x	PB0	-0,0703±0,2121	-1,0289/1,3199
	PB1	-0,2436±0,6513	-9,5161/1,9792
	PB2	-0,4225±1,2440	-12,9910/1,1875
	PB3	-0,4432±1,7816	-29,6941/9,1750
y	PB0	-0,1471±0,1933	-1,0503/0,90338
	PB1	-0,1374±0,4763	-4,0364/5,2125
	PB2	-0,2094±0,9276	-10,0590/7,8432
	PB3	-0,2088±1,1400	-16,5980/12,0380
z	PB0	0,0001±0,1821	-0,9890/0,91721
	PB1	-0,0752±0,3267	-5,2009/1,8439
	PB2	0,0313±0,9090	-7,9218/8,2497
	PB3	-0,0600±0,9027	-13,0110/8,0433
Magnitude	PB0	0,2839±0,2480	0,0029/1,7746
	PB1	0,4733±0,7859	0,0037/11,0070
	PB2	0,7339±1,7084	0,0018/16,0529
	PB3	0,8171±2,2055	0,0052/29,9300

4.2.2. Tensão e Deformação nos modelos completos

Foram avaliadas tensões e *stretches* dos PB e do tecido mole de cada modelo numérico completo. Relativamente aos grupos de elementos do osso e dos dentes, foi feita apenas a análise da tensão efetiva.

4.2.2.1. Influência no PB

No modelo PB1, foram verificadas *stretches* P1 e P3 com valores $1,0001 \pm 0,0002 \epsilon$ e $0,9999 \pm 0,0002 \epsilon$, respetivamente.

Para PB2, foram registados valores de *stretches* P1 e P3, $1,0001 \pm 0,0002 \epsilon$ e $0,9999 \pm 0,0003 \epsilon$, respetivamente.

Por último, para PB3, foram verificadas *stretches* P1 e P3, $1,0017 \pm 0,0058 \epsilon$ e $0,9983 \pm 0,0038 \epsilon$, respetivamente. Este modelo apresenta valores médios superiores relativamente ao parâmetro *stretch* P1 e inferiores relativamente a *stretch* P3, comparativamente aos outros modelos numéricos.

Como é visível nas Figura 4.25 e Figura 4.26, a zona de impacto sofre um maior alongamento e uma maior compressão que as zonas envolventes. Analisando os resultados gráficos obtidos para *stretch* P1, Figura 4.25, conclui-se que PB2 é capaz de sofrer um maior alongamento que PB1 e que PB3 pode sofrer um maior alongamento que estes dois anteriores. Reparando nos resultados gráficos obtidos para *stretch* P3, Figura 4.26, conclui-se que PB2 sofre uma maior compressão que PB1 e que PB3 sofre uma maior compressão que os outros PB.

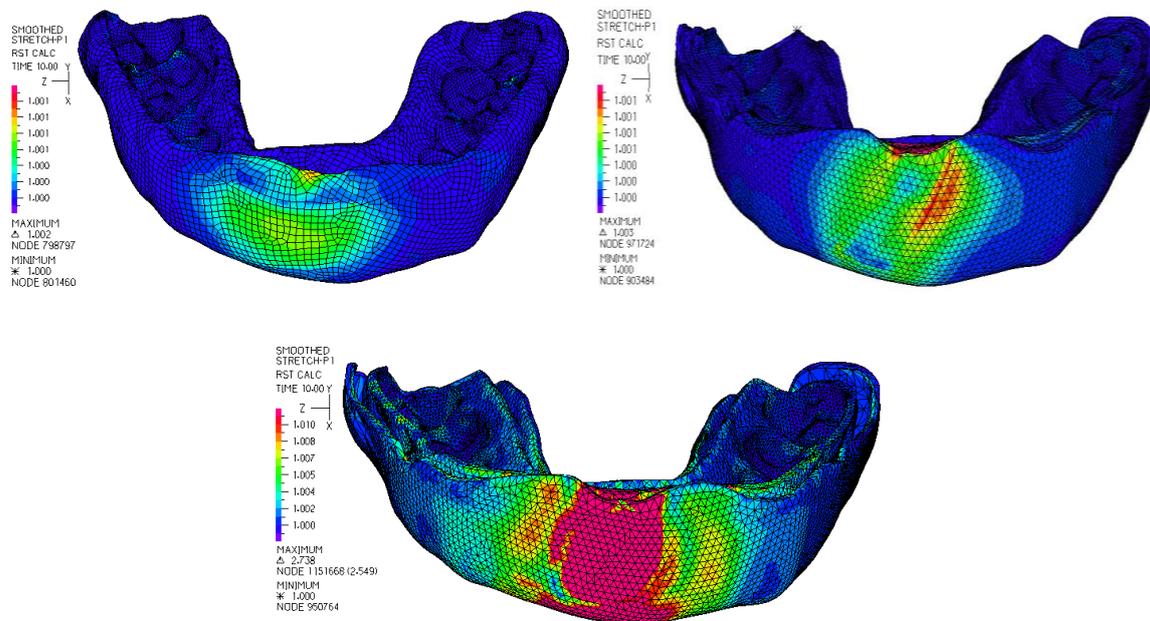


Figura 4.25 – Stretch P1 em PB1 (cima, esquerda), PB2 (cima, direita) e PB3 (baixo).

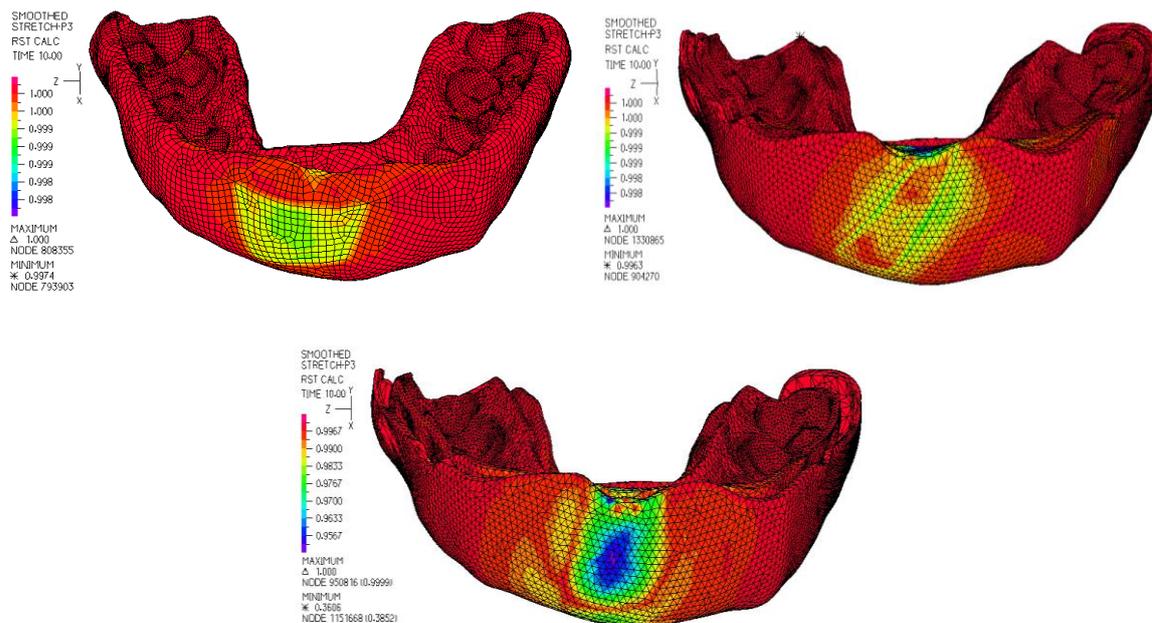


Figura 4.26 – Stretch P3 em PB1 (cima, esquerda), PB2 (cima, direita) e PB3 (baixo).

A Tabela 4.10 resume os valores referentes à média, desvio padrão, máximos e mínimos dos valores de *stretch* P1 e P3 de cada PB nos diferentes modelos numéricos.

Tabela 4.10 – Valores médios, de desvio padrão, mínimos e máximos dos valores de *stretch* principais (P1 e P3) do PB em cada uma dos modelos.

<i>Stretch</i>		Média e Desvio Padrão (ε)	Mínimo/Máximo (ε)
P1	PB1	1,0001±0,0002	1,0000/1,0017
	PB2	1,0001±0,0002	1,0000/1,0019
	PB3	1,0017±0,0058	1,0000/2,5490
P3	PB1	0,9999±0,0002	0,9974/1,0000
	PB2	0,9999±0,0003	0,9972/1,0000
	PB3	0,9983±0,0038	0,3852/0,9999

Os valores de tensão efetiva verificados em cada um dos PB, foram calculados utilizando o critério de *von Mises* e são apresentados na Figura 4.27.

No modelo PB1, o valor médio da tensão efetiva foi de $0,861 \pm 2,042$ kPa. Comparativamente aos outros modelos, este apresenta um menor valor médio de tensão efetiva. Pelo contrário, em PB3, obtém-se o maior valor médio de tensão, $3,288 \pm 89,218$ kPa. No modelo PB2, o valor médio de tensão efetiva foi de $1,053 \pm 2,541$ kPa.

Analisando a Figura 4.27, é possível concluir que a pressão exercida em PB2 é mais facilmente estendida às zonas vizinhas da zona de impacto que em PB1. Pelo contrário, em PB3 é notado um foco de ação da pressão, na zona de impacto.

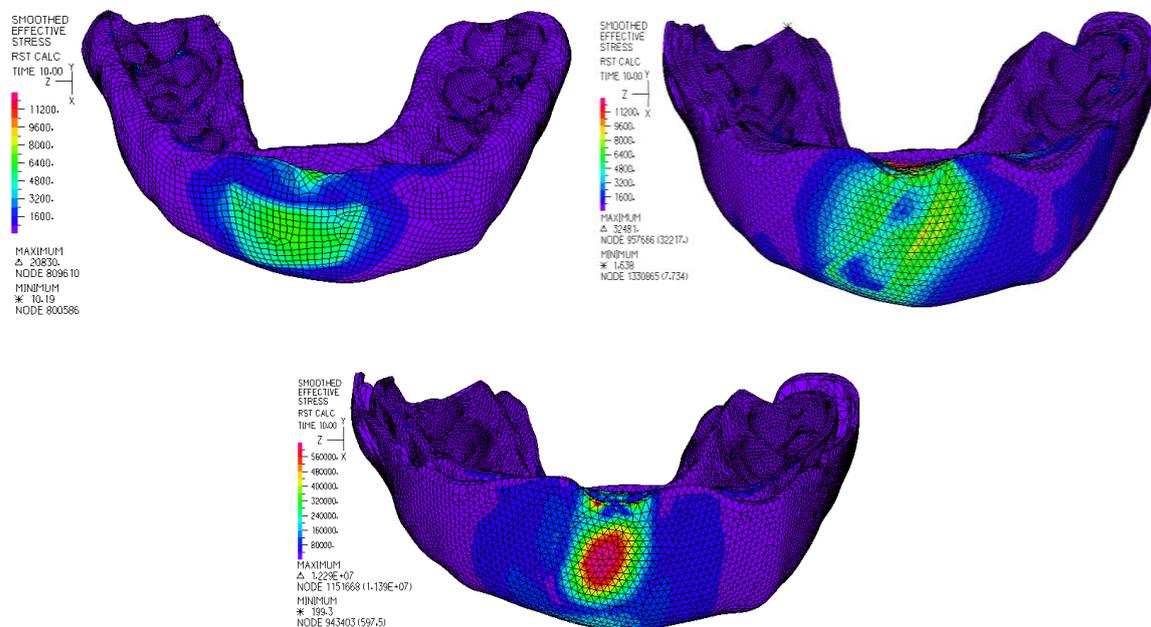


Figura 4.27 - Tensão efetiva em PB1 (cima, esquerda), PB2 (cima, baixo) e PB3 (baixo).

A Tabela 4.11 apresenta os valores referentes à média, desvio padrão, máximos e mínimos da tensão efetiva do PB em cada modelo numérico.

Tabela 4.11 - Valores médios, de desvio padrão, mínimos e máximos dos valores de tensão efetiva no PB em cada um dos modelos.

Tensão efetiva	Média e Desvio Padrão (kPa)	Mínimo/Máximo (kPa)
PB1	0,861±2,042	0,007/20,831
PB2	1,053±2,541	0,004/32,217
PB3	3,288±89,218	0,008/11392,000

Na Figura 4.28, é possível comparar os valores de tensão efetiva nos PB ao longo das iterações em cada um dos modelos. Estes valores foram obtidos através do cálculo da média dos valores de tensão efetiva de cada PB ao longo das iterações. Os valores de tensão efetiva em PB1 apresentam-se mais reduzidos. Pelo contrário, os valores registados para PB3 apresentam-se superiores aos outros.

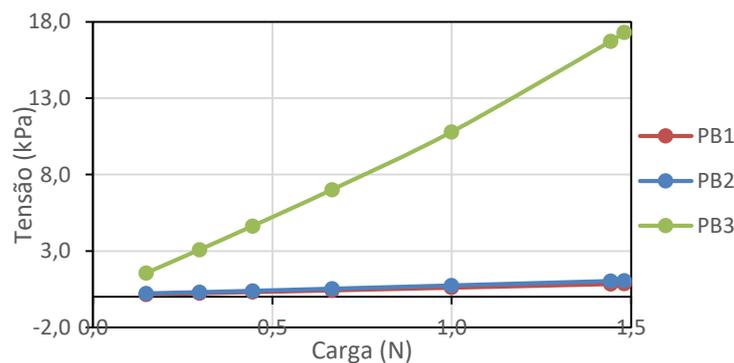


Figura 4.28 - Valor da tensão efetiva no PB de cada modelo numérico ao longo das iterações.

4.2.2.2. Influência nos dentes

Para o caso de estudo dos materiais isotrópicos com comportamento linear, foi estudada a tensão efetiva e não os valores de *stretches* principais.

Calculando os valores de tensão efetiva para cada grupo de elementos associados aos dentes foram obtidos os resultados apresentados na Figura 4.29.

Em PB0, o valor médio da tensão efetiva foi de 16,136±22,066 kPa. Comparativamente aos outros modelos, este apresenta um maior valor médio de tensão efetiva. Pelo contrário, para PB3, obtém-se o menor valor médio de tensão, 6,087±4,146 kPa. Em PB1 e PB2, o valor médio de tensão efetiva foi de 13,791±16,367 kPa e 12,497±15,063 kPa, respetivamente.

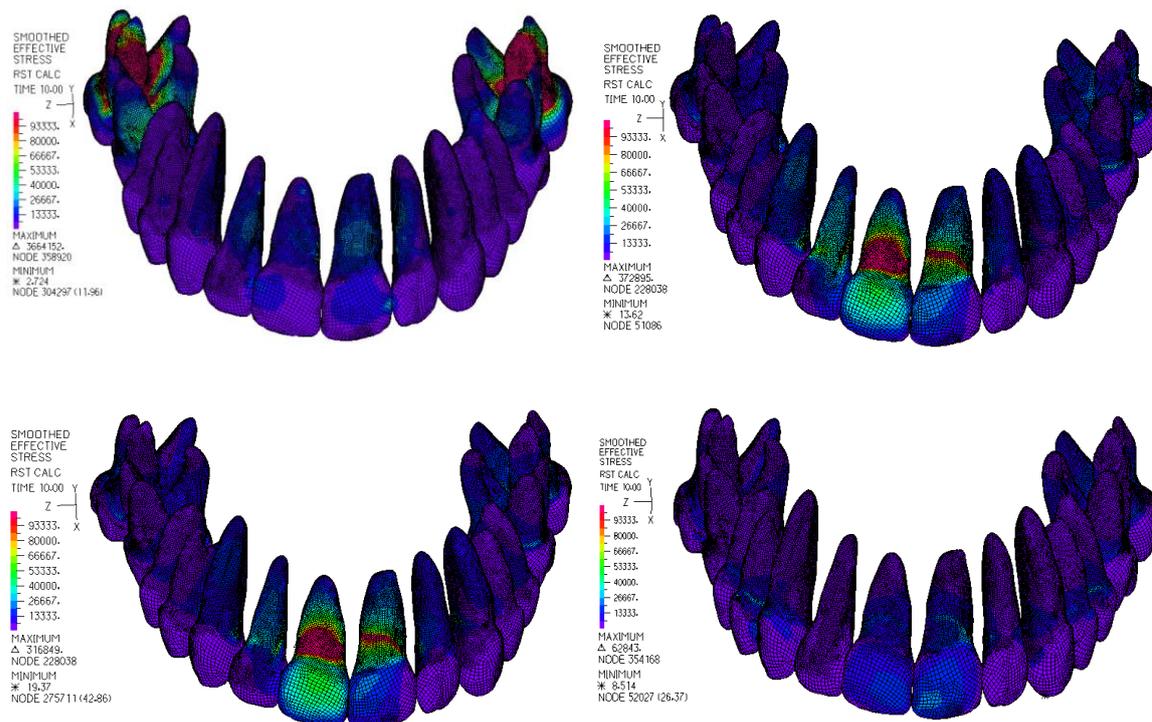


Figura 4.29 - Tensão efetiva nos dentes em cada um dos modelos numéricos.

A Tabela 4.12 apresenta os valores referentes à média, desvio padrão, máximos e mínimos da tensão efetiva dos dentes em cada modelo numérico.

Tabela 4.12 - Valores médios, de desvio padrão, mínimos e máximos dos valores de tensão efetiva nos dentes em cada um dos modelos.

Tensão efetiva	Média e Desvio Padrão (kPa)	Mínimo/Máximo (kPa)
PB0	16,136±22,066	0,031/415,920
PB1	13,791±16,367	0,014/372,890
PB2	12,497±15,063	0,033/316,849
PB3	6,087±4,146	0,013/62,843

Através da Figura 4.30, é possível comparar os valores de tensão efetiva nos dentes ao longo das iterações em cada um dos modelos. Estes valores foram obtidos através do cálculo da média dos valores de tensão efetiva nos dentes ao longo das iterações. Os valores de tensão

efetiva em PB3 apresentam-se mais reduzidos. Pelo contrário, os valores registados para PB0 apresentam-se superiores aos restantes.

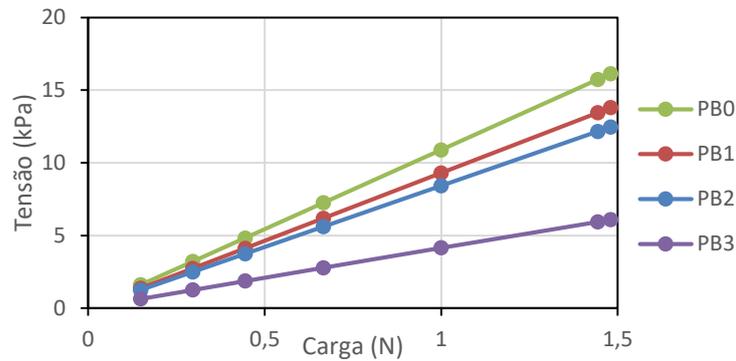


Figura 4.30 - Valor da tensão efetiva nos dentes de cada modelo numérico ao longo das iterações.

4.2.2.3. Influência no osso

Analisando os valores de tensão efetiva no grupo de elementos que constituem o osso dos diferentes modelos numéricos, nota-se que em PB0, o valor médio deste parâmetro é de $16,851 \pm 18,161$ kPa, sendo este o valor mais elevado de entre todos os modelos. Pelo contrário, em PB3, obtém-se o menor valor médio associado à tensão efetiva, $7,412 \pm 5,332$ kPa. Em PB1 e PB2, o valor médio de tensão efetiva foi de $15,188 \pm 14,066$ kPa e $13,642 \pm 12,762$ kPa, respetivamente.

A Tabela 4.13 apresenta os valores referentes à média, desvio padrão, máximos e mínimos da tensão efetiva no osso em cada modelo numérico.

Tabela 4.13 - Valores médios, de desvio padrão, mínimos e máximos dos valores de tensão efetiva no osso em cada um dos modelos.

Tensão efetiva	Média e Desvio Padrão (kPa)	Mínimo/Máximo (kPa)
PB0	$16,851 \pm 18,161$	0/672,121
PB1	$15,188 \pm 14,066$	0/578,912
PB2	$13,642 \pm 12,762$	0/460,351
PB3	$7,412 \pm 5,332$	0/226,980

4.2.2.4. Influência no tecido mole

Tendo como foco o tecido mole, foram também retirados valores de *stretch* P1 e P3 para cada modelo numérico.

A PB0 estão associados valores *stretch* P1 e P3 de $1,0001 \pm 0,0001 \epsilon$ e $0,9999 \pm 0,0001 \epsilon$, respetivamente. Para PB1, foi verificado um valor de *stretch* P1 e P3 de $1,0002 \pm 0,0005 \epsilon$ e $0,9977 \pm 0,0007 \epsilon$, respetivamente. Relativamente a PB2, foram obtidos os valores de *stretch* P1 e P3, $1,0003 \pm 0,0009 \epsilon$ e $0,9996 \pm 0,0009 \epsilon$, respetivamente. Por último, em PB3, o valor de *stretch* P1 e P3 foi de $1,0005 \pm 0,0014 \epsilon$ e $0,9995 \pm 0,0016 \epsilon$, respetivamente.

A Tabela 4.14 apresenta os valores referentes à média, desvio padrão, máximos e mínimos do *stretch* nas direções principais do tecido mole em cada modelo numérico.

Tabela 4.14 - Valores médios, de desvio padrão, mínimos e máximos dos valores de *stretches* principais (P1 e P3) do tecido mole em cada um dos modelos.

Deformação		Média e Desvio Padrão (ϵ)	Mínimo/Máximo (ϵ)
P1	PB0	$1,0001 \pm 0,0001$	0,9999/1,0055
	PB1	$1,0002 \pm 0,0005$	0,9998/1,0150
	PB2	$1,0003 \pm 0,0009$	0,9998/1,0222
	PB3	$1,0005 \pm 0,0014$	0,9999/1,0680
P3	PB0	$0,9999 \pm 0,0001$	0,9945/1,0000
	PB1	$0,9977 \pm 0,0007$	0,9607/1,0016
	PB2	$0,9996 \pm 0,0009$	0,9847/1,0000
	PB3	$0,9995 \pm 0,0016$	0,9086/1,0000

Analisando os valores de tensão efetiva no tecido mole nos diferentes modelos, em PB0, o valor médio da tensão efetiva foi de $0,047 \pm 0,045$ kPa, sendo este o valor mais baixo detetado em todos os modelos numérico. Pelo contrário, em PB3, obtém-se o superior valor médio de tensão, $0,261 \pm 0,795$ kPa. Em PB1 e PB2, o valor médio de tensão efetiva foi de $0,125 \pm 0,306$ kPa e $0,192 \pm 0,481$ kPa, respetivamente.

A Tabela 4.15 apresenta os valores referentes à média, desvio padrão, máximos e mínimos da tensão efetiva no tecido mole em cada modelo numérico.

Tabela 4.15 - Valores médios e desvios padrão da tensão efetiva no tecido mole em cada um dos modelos.

Tensão efetiva	Média e Desvio Padrão (kPa)	Mínimo/Máximo (kPa)
PB0	0,047±0,045	0,000/2,917
PB1	0,125±0,306	0,000/1,390
PB2	0,192±0,481	0,000/8,529
PB3	0,261±0,795	0,000/44,315

4.2.3. Energia específica de deformação dos modelos completos

Por último, foi analisada a energia específica de deformação de cada elemento de grupo dos modelos numéricos completos.

4.2.3.1. Influência no PB

Na Figura 4.31 está representada a energia específica de deformação no PB no modelo numérico PB1, PB2 e PB3, estando a estes associado um valor médio de $0,30 \pm 1,30 \text{ J.m}^{-3}$, $0,51 \pm 2,64 \text{ J.m}^{-3}$ e $164,25 \pm 24501,00 \text{ J.m}^{-3}$, respetivamente. Multiplicando este valor de energia específica de deformação pela área de cada PB, são obtidos os valores de energia de deformação, sendo estes, $4,13 \pm 18,08 \text{ }\mu\text{J}$, $7,58 \pm 38,71 \text{ }\mu\text{J}$ e $1198,40 \pm 178756,00 \text{ }\mu\text{J}$ para PB1, PB2 e PB3, respetivamente. É verificado um valor mais alto de energia de deformação para PB3, ao contrário do que acontece para PB1.

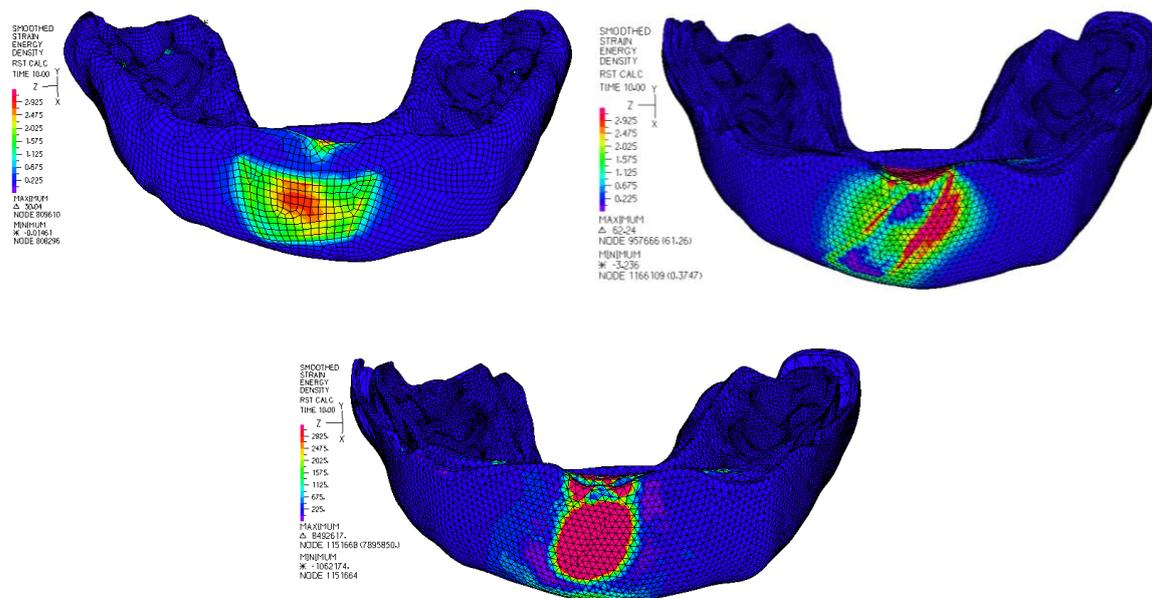


Figura 4.31 - Energia específica de deformação no PB no modelo numérico PB1 (cima, esquerda), PB2 (cima, direita) e PB3 (baixo).

As Tabela 4.16 e Tabela 4.17 apresentam os valores médios, de desvio padrão, mínimos e máximos dos valores de energia específica de deformação e de energia de deformação do PB para cada modelo numérico.

Tabela 4.16 - Valores médios, de desvio padrão, mínimos e máximos dos valores de energia específica de deformação do PB em cada um dos modelos.

Energia específica de deformação	Média e Desvio Padrão (J.m ⁻³)	Mínimo/Máximo (J.m ⁻³)
PB1	0,30±1,30	-0,02/30,04
PB2	0,52±2,64	-2,84/61,26
PB3	164,25±24501,00	-1062170,00/7895869,00

Tabela 4.17 - Valores médios, de desvio padrão, mínimos e máximos dos valores de energia de deformação do PB em cada um dos modelos.

Energia de Deformação	Média e Desvio Padrão (μJ)	Mínimo/Máximo (μJ)
PB1	4,13±18,08	-0,27/416,96
PB2	7,58±38,71	-41,71/898,58
PB3	1198,40±178756,00	-7749592,00/57608121,00

4.2.3.2. Influência nos dentes

Na Figura 4.32 está representada a energia específica de deformação nos dentes em PB0, PB1, PB2 e PB3, estando a estes associado um valor médio de $0,030\pm 0,141 \text{ J.m}^{-3}$, $0,018\pm 0,085 \text{ J.m}^{-3}$, $0,015\pm 0,070 \text{ J.m}^{-3}$ e $0,002\pm 0,004 \text{ J.m}^{-3}$, respetivamente. É verificado um valor mais baixo de energia específica de deformação em PB3, ao contrário do que acontece para PB0.

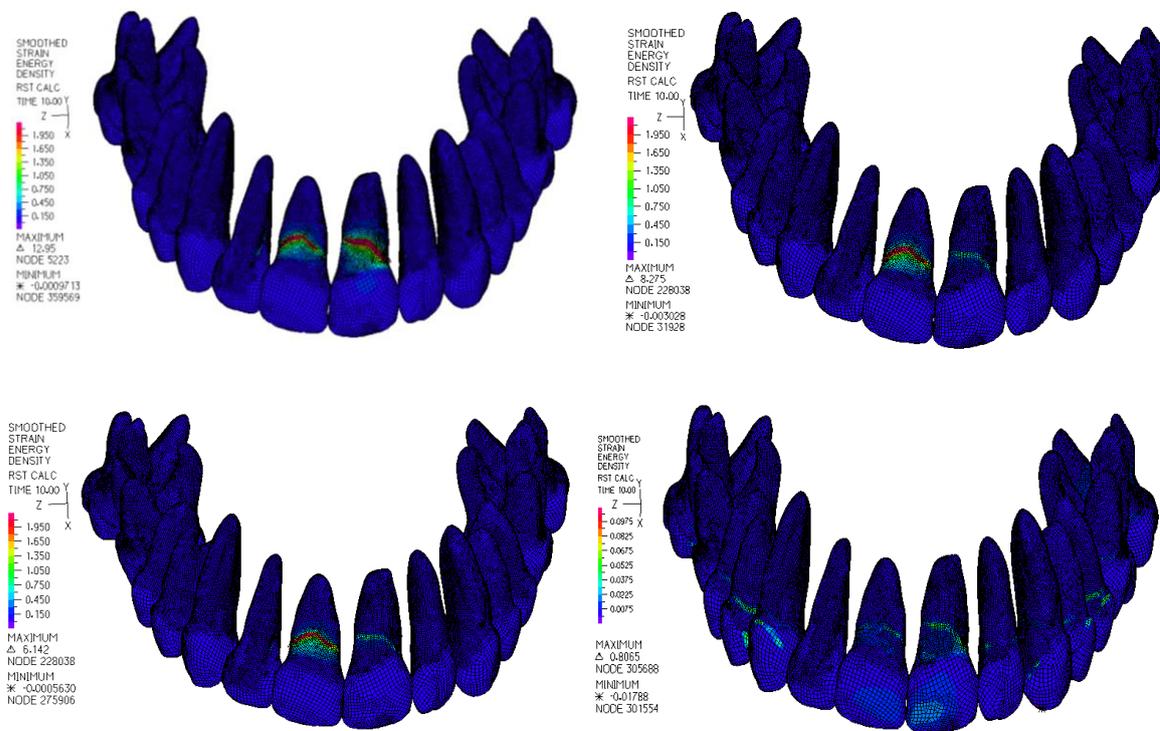


Figura 4.32 - Energia específica de deformação nos dentes de cada PB0 (cima, esquerda), PB1 (cima, direita), PB2 (baixo, esquerda) e PB3 (baixo, direita).

A Tabela 4.18 apresenta os valores médios, de desvio padrão, mínimos e máximos dos valores de energia específica de deformação dos dentes para cada modelo numérico.

Tabela 4.18 - Valores médios, desvios padrão, mínimos e máximos dos valores de energia específica de deformação dos dentes em cada um dos modelos.

Energia específica de deformação	Média e Desvio Padrão (J.m⁻³)	Mínimo/Máximo (J.m⁻³)
PB0	0,030±0,141	-0,002/12,955
PB1	0,018±0,085	-0,003/8,275
PB2	0,015±0,070	-0,001/6,142
PB3	0,002±0,004	-0,018/0,806

4.2.3.3. Influência no osso

A energia específica de deformação no osso de PB0, PB1, PB2 e PB3 é 0,022±0,141 J.m⁻³, 0,0158±0,084 J.m⁻³, 0,013±0,070 J.m⁻³ e 0,003±0,013 J.m⁻³, respetivamente. É verificado um valor mais baixo de energia específica de deformação em PB3, ao contrário do que acontece para PB0.

A Tabela 4.19 apresenta os valores médios, de desvio padrão, mínimos e máximos dos valores de energia específica de deformação do osso para cada modelo numérico.

Tabela 4.19 - Valores médios, desvios padrão, mínimos e máximos dos valores de energia específica de deformação do osso em cada um dos modelos.

Energia específica de deformação	Média e Desvio Padrão (J.m⁻³)	Mínimo/Máximo (J.m⁻³)
PB0	0,022±0,141	-0,018/24,835
PB1	0,016±0,084	-0,018/11,065
PB2	0,013±0,070	-0,014/7,231
PB3	0,003±0,013	-0,009/1,671

4.2.3.4. Influência no tecido mole

A energia específica de deformação no tecido mole de PB0, PB1, PB2 e PB3 é $0,012 \pm 0,286 \text{ J.m}^{-3}$, $0,175 \pm 1,496 \text{ J.m}^{-3}$, $0,488 \pm 2,777 \text{ J.m}^{-3}$ e $1,427 \pm 12,206 \text{ J.m}^{-3}$, respetivamente. É verificado um valor mais alto de energia específica de deformação em PB3, ao contrário do que acontece para PB0.

A Tabela 4.20 apresenta os valores médios, de desvio padrão, mínimos e máximos dos valores de energia específica de deformação do tecido mole para cada modelo numérico.

Tabela 4.20 - Valores médios, desvios padrão, mínimos e máximos dos valores de energia de deformação do tecido mole em cada um dos modelos.

Energia específica de deformação	Média e Desvio Padrão (J.m^{-3})	Mínimo/Máximo (J.m^{-3})
PB0	$0,012 \pm 0,286$	-0,049/34,786
PB1	$0,175 \pm 1,496$	-3,163/139,970
PB2	$0,488 \pm 2,777$	-1,309/108,743
PB3	$1,427 \pm 12,206$	-3,604/1040,121

5. DISCUSSÃO

Este estudo teve como principal objetivo o estudo da implementação de EVA *foam* e de ar num protetor bucal de 4mm. Para tal, foram criados dois tipos de modelos numéricos, num programa de análise de elementos finitos, um constituído por uma placa e um objeto de impacto e outro constituído por osso, dentes, tecido mole e PB. Posteriormente, foi feita a comparação dos resultados obtidos para as diferentes placas (P11 a P14) e diferentes PB (PB0 a PB3) após simulação numérica. Nesta simulação numérica, os modelos de placas são submetidos a um impacto de uma esfera com 5mm de raio, massa de 3,4 kg e velocidade de impacto de $1,610 \text{ m.s}^{-1}$, gerando uma energia de impacto de 4,4 J, e os modelos com PB submetidos a uma carga frontal de 1,48 N.

A avaliação dos deslocamentos nas placas foi feita relativamente aos eixos x, y e z, i.e., relativamente aos planos sagital, frontal e coronal, respetivamente, e à magnitude de deslocamento. Relativamente aos valores de deformação, foram analisados os *stretches* P1 e P3, correspondendo estes à deformação de alongamento e de compressão.

Foram estudados 4 tipos de placas: P11, uma placa maciça de EVA; P12, uma placa com três camadas, sendo as exteriores de EVA e a intermédia de EVA *foam* (estrutura tipo *sandwich*); P13, placa de EVA, incluindo na sua estrutura intermédia orifícios hexagonais (estrutura tipo favo de mel); P14, placa de EVA, com estrutura intermédia com orifícios ovais.

Na avaliação dos deslocamentos nos modelos simples, todos os modelos apresentam distribuições de valores de deslocamento semelhantes. Após a aplicação de uma força causada pelo objeto de impacto, a zona central da placa afunda na direção da aplicação da carga, dependendo da direção do movimento do objeto de impacto, sendo este o principal eixo de deslocamento da placa. Relativamente aos deslocamentos na direção dos eixos x e z, os valores adquiridos são simétricos, devido ao facto de a geometria da placa ser também ela simétrica e o material constituinte ser homogéneo. Comparando P11 com P12, é visível um aumento do deslocamento da placa aquando da adição de uma camada com propriedades menos rígidas, como o EVA *foam*. Quer os valores de magnitude de deslocamento, quer os valores de deslocamento em cada um dos eixos de P12 apresentam-se superiores

relativamente a P11, existindo em P12 uma menor percentagem de pontos nodais que não se deslocam. Observa-se também que os valores mínimos e máximos em módulo destes parâmetros são também eles superiores para P12. Comparando agora P13 e P14, os valores médios de deslocamentos e magnitudes de deslocamento apresentam-se superiores para P14. Também os valores máximos e mínimos em módulo são superiores no caso da placa P14, o que se justifica pelo facto de a camada interior de P14 ter orifícios de ar de maior dimensão e com uma estrutura (oval) mais instável do que o interior de P13. Comparando os valores de P11 com todas as outras, conclui-se que esta é a que apresenta valores inferior de magnitude de deslocamento. Pelo contrário, P12 é a placa que apresenta maiores valores de magnitude de deslocamento.

Relativamente a *stretch* P1, verifica-se que quanto maior for o seu valor, maior será o alongamento do material. Pelo contrário, quanto menor for o valor de *stretch* P3, maior será o nível de compressão do material. Analisando estes parâmetros, conclui-se que *stretch* P1 é superior para P12 e *stretch* P3 é inferior para P12. Conclui-se, assim, que esta placa tem uma maior capacidade de alongamento e de compressão relativamente às outras placas, devido à presença, na sua constituição, de um material menos rígido. Comparando os resultados entre P13 e de P14, percebe-se que P13 suporta um maior alongamento, por apresentar uma maior percentagem de ar na sua constituição, e uma menor compressão, por apresentar geometria interna com estruturas de menor dimensão e mais estáveis, que P14. Através dos resultados obtidos para P13 e P14, conclui-se que uma maior constituição da placa em ar, resulta num maior alongamento do material.

Relativamente aos valores de tensão efetiva apresentados, estes mostram ser superiores no caso de P11 e inferiores para P12, devido à capacidade que P12 tem para distribuir a energia de impacto por uma maior área, como é visível na Figura 4.14, por ser constituída por materiais de reduzida rigidez. Relativamente a P13 e P14, os valores de tensão efetiva apresentam-se superiores para esta última, relativamente a P13. Este fator explica-se pela maior compressão que P14 suporta relativamente a P13, aumentando a área de contacto entre objeto de impacto e zona de impacto.

P11 mostrou ter uma capacidade de absorção de energia superior a P12, graças à sua constituição (ausência de EVA *foam*, material de reduzida rigidez) e P14 superior a P13,

devido ao menor volume de ar na camada interna do PB. Tendo P14 uma redução de 48% de volume preenchido por ar relativamente a P13, obteve-se um aumento da energia de deformação de P14 em 23%, relativamente a P13.

Quer a placa P12, quer a placa P14 demonstraram ser boas opções no que toca à sua aplicação em material de proteção dentária. P12 demonstrou ser adequado para desportos cujo possível objeto de impacto seja rígido, pois ao ser constituído por materiais mais macios, que se deformam mais, irá haver um aumento do tempo e da área de contacto entre o objeto de colisão e o material protetor, diminuindo a força exercida nos dentes, osso e tecido mole. Já P14 demonstrou ser mais adequado para impactos com objetos moles, por ser constituído por um único tipo de material, mais rígido, com maior capacidade de absorção de energia, havendo uma distribuição da força por uma maior área, resultando isto numa menor potência de impacto nos componentes anatómicos.

Foi feita a impressão 3D das placas P13 e P14 anteriormente desenhadas. No momento de impressão, não foi conseguida a impressão perfeita da geometria pretendida, pois ocorreu preenchimento dos espaços de ar com material, tornando os orifícios da camada interior irregulares e alguns destes totalmente preenchidos pelo material constituinte do resto do PB. Este preenchimento dos espaços poderá ter ocorrido devido à direção escolhida para a impressão e à posterior polimerização. Não foi cumprido o objetivo de apresentação de uma nova metodologia de fabrico de PB por impressão 3D. No entanto pensa-se conseguir esta mesma alterando a estrutura e dimensão dos orifícios internos e mesmo alterando o método de impressão 3D.

Foram testadas *in vitro* as placas P11 e P12 [48], impressas por prensagem, representadas nas Figura 5.1 e Figura 5.2, respetivamente. Ambas as placas foram expostas a três níveis de energia, 1,72 J, 2,85 J e 4,40 J. Nenhuma destas sofreu fratura nem deformação permanente significativa. Foi possível perceber que ambas as placas suportam energias de impacto muito altas. Assim como obtido nas simulações numéricas, P12 suportou maior deslocamento comparativamente a P11, o que permite obter uma validação dos dados referentes ao estudo em modelos numéricos simples.



Figura 5.1 – Pl1 impressa.



Figura 5.2 – Pl2 impressa.

Numa segunda fase do estudo, estas estruturas foram representadas (o mais aproximadamente possível) na forma de PB e posicionadas na arcada superior de um paciente, resultando nos modelos numéricos PB1, PB2 e PB3, com o objetivo de projetar os resultados anteriores para um modelo anatómico. Foi utilizado um modelo numérico com ausência de PB, de modo a ser possível fazer uma análise comparativa com presença/ausência do PB. Estudou-se a influência de um material menos rígido na estrutura, assim como a presença de uma camada de ar.

Foram analisados os mesmos parâmetros que os da análise anterior, sendo a avaliação dos deslocamentos nos diferentes grupos de elementos feita relativamente aos eixos x, y e z e à magnitude de deslocamento e a avaliação dos valores de deformação relativa às *stretches* P1 (tração) e P3 (compressão).

Foram estudados 3 tipos de protetores bucais: PB1, modelo constituído por PB maciço de EVA; PB2, modelo constituído por PB com três camadas, duas externas de EVA e uma intermédia de EVA *foam* (estrutura tipo *sandwich*); PB3, modelo constituído por PB com duas camadas de EVA externas e uma de ar intermédia (estrutura tipo *sandwich*). Compararam-se as diferenças de parâmetros associados os dentes, ao osso e ao tecido mole para os diferentes modelos numéricos.

Iniciando a análise pelo grupo de elementos associados ao PB de cada modelo numérico:

Os deslocamentos nos modelos completos apresentam distribuições de valores de deslocamento semelhantes. Após a aplicação de uma solicitação, a superfície afetada deforma-se na direção negativa do eixo x, direção de aplicação da mesma, e o material com comportamento hiperelástico sofre deslocamento em todas as direções. Verifica-se uma

alteração da posição do PB, no sentido negativo do eixo y, causada pela falta de apoio dos dentes da arcada oponente. Comparando a reação de um PB maciço (PB1) com um PB tipo *sandwich* (PB2), quando submetidos a uma determinada força é possível perceber que existe um maior valor médio de magnitude de deslocamento no caso de PB2, devido à presença da camada interior de EVA *foam*, menos rígida. Comparando PB1 com PB3, também é possível detetar um aumento dos valores médios de deslocamento na presença de uma camada de ar, que irá conferir à camada externa do PB uma flexibilidade de movimento superior, permitindo assim o aumento da dissipação de energia entre camadas. Reparando nos histogramas de valores relativos a este parâmetro, PB3 apresenta uma maior percentagem de pontos nodais que não se deslocam relativamente ao eixo x, no entanto, o grupo de elementos associados ao equipamento de proteção constituente de PB3 apresenta o maior valor médio de magnitude de deslocamento e deslocamento x, y e z.

Relativamente aos valores de deformação, assim como acontece para os respetivos modelos numéricos simples, PB2 apresenta maiores valores de *stretch* P1 e menores valores de *stretch* P3, i.e., sofre maior alongamento e compressão, comparativamente com PB1. No entanto, PB3 é o equipamento que pode alongar-se e comprimir-se mais facilmente, devido à flexibilidade da sua camada externa.

Os valores médios de tensão efetiva no PB3 são superiores relativamente aos outros modelos numéricos. A camada externa do PB contribui muito para obtenção destes valores médios elevados de tensão. Pelo contrário, o PB1 apresenta os valores médios de tensão efetiva mais reduzidos. As tensões em todos os modelos são maiores nas zonas de impacto, devendo-se isto ao facto de haver maior contacto entre PB e força exercida.

Para concluir a análise deste grupo de elementos, analisou-se os valores de energia específica de deformação e de energia de deformação. Concluiu-se que ao PB2 estão associados maiores valores de energia de deformação, comparativamente a PB1. Do mesmo modo, a energia de deformação de PB3 apresentou-se superior a PB1, o que permite concluir que este material tem uma maior capacidade de absorção de energia, conferindo ao equipamento uma grande capacidade de proteção das estruturas protegidas por este.

Analisando agora o grupo de elementos associados à arcada dentária de cada modelo numérico:

Os valores médios de deslocamento dos dentes apresentam-se tanto maiores quanto menores os valores médios de deslocamento do respetivo PB do modelo numérico. Assim, em PB0, modelo com ausência de PB, os dentes sofrem uma maior magnitude de deslocamento e deslocamento em cada um dos eixos. Já em PB3 são obtidos os menores valores médios destes mesmos parâmetros. Fazendo uma análise comparativa, percebe-se que a presença de um PB maciço com as características em questão reduz o deslocamento dos dentes em 5,2%, a presença de um PB com as características escolhidas para PB2 reduz o deslocamento dos dentes em 17,3% e a presença de um PB com uma camada interna de ar reduz o deslocamento dos dentes em 42,6%.

Reparando na tensão efetiva nos dentes em cada um dos modelos, nota-se que os valores máximos deste parâmetro se encontram também na zona das raízes dos dentes, zona de contacto com o osso. Foram obtidos valores mais altos de tensão efetiva nos dentes para o modelo com ausência de PB. Para PB3, houve uma redução de 62,5% dos valores de tensão efetiva nos dentes relativamente a PB0. Esta mesma redução foi de 14,5% para PB1 e 22,6% para PB2. Os valores máximos de tensão efetiva detetados para este parâmetro não superam o limite de elasticidade característico do dente e, por isso, conclui-se que não há fratura dos dentes em nenhum dos casos.

Para concluir a análise deste grupo de elementos, analisou-se os valores de energia específica e deformação. Concluiu-se que a dentes expostos a uma força sem equipamento de proteção, estão associados maiores valores de energia de deformação, comparativamente a dentes protegidos. Esta energia é reduzida quando aplicado o equipamento de proteção, em PB1, PB2 e PB3, estando associado a PB3 os valores mais elevados de energia específica de deformação.

Através da análise de todos os parâmetros obtidos para este grupo de elementos, conclui-se que, para uma gama de valores reduzidos de pressão aplicada, PB2 e PB3 são soluções vantajosas no que toca à obtenção de um equipamento de proteção eficaz.

Analisando agora o grupo de elementos associados ao osso de cada modelo numérico:

Mais uma vez se conclui que um maior deslocamento do PB permite uma diminuição do deslocamento das estruturas a proteger, como o osso. É notável uma maior magnitude de deslocamento, assim como um maior deslocamento em cada um dos eixos, para o caso PB0,

e um menor valor associado a estes parâmetros em PB3. Fazendo uma análise comparativa, percebe-se que a presença de um PB maciço com as características em questão reduz o deslocamento do osso em 2,8%, a presença de um PB com as características escolhidas para PB2 reduz em 16,0% e a presença de um PB com uma camada interna de ar reduz em 35,5%. Analisando a tensão efetiva no osso em cada um dos modelos, nota-se que os valores máximos deste parâmetro se encontram na zona de contacto com os dentes. Foram obtidos valores mais altos de tensão efetiva no osso para o modelo numérico PB0. Para PB3, houve uma redução de 56,0% dos valores de tensão relativamente a PB0. Esta mesma redução foi de 9,9% para PB1 e 19,0% para PB2. Deste modo, reforça-se que a inclusão de ar na camada interna se trata de uma opção vantajosa. Os valores máximos de tensão efetiva detetados para este parâmetro não superam o limite de elasticidade característico do osso e, por isso, conclui-se que não há fratura do osso em nenhum dos casos.

Para concluir a análise deste grupo de elementos, analisou-se os valores de energia específica de deformação. O osso exposto a uma força com ausência de PB, estão associados maiores valores de energia de deformação. Esta energia é reduzida quando aplicado o equipamento de proteção, em PB1, PB2 e PB3. Com os valores de energia de deformação, conclui-se que o PB associado a PB3 confere uma maior proteção que os PB associados a PB1 e PB2.

Reforçando as conclusões tiradas relativamente ao grupo de elementos anteriores, mais uma vez se nota que quer PB2, quer PB3 são equipamentos de proteção que influenciam positivamente o comportamento do osso aquando a aplicação de uma força.

Por último, foi analisado o grupo de elementos associados ao tecido mole de cada modelo numérico:

Reparando nos valores médios de deslocamento obtidos, nota-se que esta estrutura apresenta um comportamento diferente das duas estruturas anteriormente analisadas, dentes e osso, por ser constituído por um material hiperelástico. Apenas foi possível notar um padrão de valores de deslocamento x, y e z olhando para os valores máximos e mínimos destes. Assim como acontece no PB de cada um dos modelos numéricos, neste caso, temos magnitude de deslocamento superior para o caso de PB3 e inferior para PB1. Este valor apresenta-se ainda mais reduzido para o caso de PB0.

Reparando nos valores de deformação entre modelos numéricos, conclui-se que o tecido mole pertencente ao modelo numérico PB3 apresenta maiores valores de alongamento e compressão.

Analisando a tensão efetiva no tecido mole em cada um dos modelos, conclui-se que valores mais baixos dizem respeito ao modelo com ausência de PB. Para PB3, houve um aumento de 453,4% dos valores de tensão relativamente a PB0. Este mesmo aumento foi de 164,1% para PB1 e 307,1% para PB2. Conclui-se que aquando do impacto, o tecido mole irá absorver parte da força exercida, deformando-se, mesmo antes de haver deformação dos dentes e do osso. Para PB0, onde a pressão é aplicada apenas nos dentes, é compreensível que os valores de tensão do tecido mole sejam mais reduzidos.

Para concluir a análise deste grupo de elementos, analisaram-se os valores de energia específica de deformação. Ao contrário daquilo que acontece nos dentes e no osso, concluiu-se que a um tecido mole exposto a uma solicitação, com ausência de PB, estão associados menores valores de energia de deformação. Esta energia é aumentada quando aplicado o equipamento de proteção, em PB1, PB2 e PB3, pois este tecido passa a servir também de proteção dos dentes.

De modo a generalizar resultados e comparando aqueles obtidos para os modelos simples e os respetivos modelos completos, foram retiradas algumas conclusões.

Sistemas de amortecimento macios, como o EVA *foam*, presente em PB1 e PB2, sofrem maior deformação, aumentando o tempo de contacto entre objetos e, por essa razão, promovendo uma maior dissipação de energia numa maior área, diminuindo então os danos num determinado ponto, como pode ser visto nos grupos de elementos referentes aos dentes e osso em PB2. Este material é, por este motivo, adequado para colisões com objetos mais rígidos. Ao ser utilizado um material mais rígido em equipamentos de proteção, e apresentado no caso de PB1, ocorre uma menor deformação, protegendo também as estruturas cobertas por este. Assim, PB1 deve ser aplicado em modalidades desportivas cujo objeto impactante seja mole. Ambos os protetores se mostraram viáveis, sendo que para o mesmo tipo de impacto, PB2 cumpre melhor a sua função protetora.

Relativamente à implementação de uma camada de ar, usada em PB3, esta trata-se de uma opção bastante vantajosa por diminuir a massa do equipamento, diminuindo assim o mau estar causado por este ao atleta. Para além disso, esta camada permite um maior deslocamento e deformação das camadas externas do PB, permitindo uma maior absorção de energia e deste modo, uma maior proteção das estruturas anatómicas. Os resultados referentes a P13 e P14, apenas permitem concluir que a percentagem de ar e a geometria dos orifícios de ar da camada interna são fatores determinantes para a capacidade de proteção dos equipamentos. PB3 mostrou ser o equipamento que confere uma maior proteção dentária e do osso para pequenas pressões aplicadas.

Os estudos equivalentes a este mesmo, com comparação de equipamentos de proteção com diferentes propriedades, são na sua maioria experimentais. Dentro das limitações inerentes utilizando o método dos elementos finitos, foi possível retirar conclusões equivalentes às retiradas com métodos experimentais, como o facto de a utilização de equipamento de proteção reduzir os danos causados nas estruturas anatómicas e a inserção de uma estrutura menos rígida e de orifícios de ar conceder ao equipamento uma maior capacidade de proteção. Comparativamente a outros estudos que usaram como metodologia o método dos elementos finitos, este apresenta como vantagem ser um estudo a três dimensões, podendo ser analisada qualquer zona do modelo com uma maior facilidade. Este método mostrou-se também muito vantajoso relativamente aos testes experimentais, por ser de mais fácil alteração de parâmetros de simulação, por não ser necessária a impressão do material para testes, apenas software adequado, e por poderem ser obtidos muitos parâmetros de estudo com uma só simulação.

O equipamento que melhor cumpre a sua função de proteção é aquele cuja camada interior é preenchida por ar. Neste protetor bucal, há uma maior flexibilidade da camada exterior do protetor, gerando um aumento do tempo e da área de contacto entre impactor e protetor bucal e, por isso, havendo uma maior dissipação de energia. Esta energia deixa de ser exercida nas estruturas anatómicas e, deste modo, estas sofrem menos danos. De modo a facilitar a implementação desta camada de ar, será mais simples a impressão 3D deste mesmo equipamento, técnica esta ainda não usada para a produção de protetores bucais.

No entanto, o protetor bucal que contém um material menos rígido, EVA *foam*, apresenta também uma capacidade de absorção da energia de, permitindo que as estruturas anatómicas sofram menos danos do que no equipamento constituído apenas por EVA. Este tipo de equipamento torna

Este estudo apresenta diversas limitações, algumas delas possíveis de corrigir e sugeridas no seguinte subcapítulo, outras delas dependentes do próprio método de estudo e por isso inerentes ao estudo. O facto de o método numérico não traduzir na perfeição a situação real, não confere ao estudo muita confiança do ponto de vista clínico. Os testes feitos tiveram em conta um grande número de dados, associados aos elementos dos modelos numéricos, estando então estes associados a um grande número de graus de liberdade, gerando-se assim testes quase sempre significativos, mas nem sempre clinicamente relevantes. Do ponto de vista mecânico, estamos perante uma situação em que é aplicada uma força equivalente e não um impacto real, o que pode ser decisivo no comportamento dos constituintes anatómicos. Para além desse fator, neste estudo faz-se incidir uma força equivalente numa determinada zona dos dentes, zona esta de dimensão inferior àquela afetada em situações reais. Em situações reais, a zona afetada ao ser mais alastrada, irá provocar maiores danos e num maior número de estruturas. Ao serem esquematizados orifícios de ar, utilizando métodos numéricos, a sua representação vai ser expressa como orifícios vazios e não como zonas de pressão, o que não será o pretendido numa situação real, i.e., é necessário que os orifícios de ar sejam preenchidos com pressão de modo a conferirem as propriedades de proteção desejadas. Na presença de ligamento periodontal, o amortecimento do choque seria mais elevado e por esta razão os resultados obtidos nos parâmetros de estudo seriam alterados. Neste estudo, foi exercida uma pressão reduzida nos modelos numéricos completos, que não representa uma abordagem real. Este fator é também uma limitação para a obtenção de resultados reais e comparação de situações de dados causados pelo desporto.

5.1.1. Trabalho futuro

Como trabalho futuro, seria interessante testar outros materiais na constituição dos PB e diferentes espessuras deste equipamento. Relativamente à camada interior, também esta

pode ser desenhada com outras geometrias (orifícios hexagonais ou ovais, como nas placas de estudo) e preenchida com outros materiais.

Os modelos CAD utilizados foram desenhados com sucesso numa primeira fase deste estudo. No entanto, futuramente deve ser também representado o ligamento periodontal, presente anatomicamente, e permitindo um aumento do amortecimento do choque, de modo a aproximar do real os resultados do comportamento dos dentes.

Os valores de deslocamento são influenciados pela falta de estabilidade, apoio, da maxila no modelo numérico. Para que fosse representado um modelo numérico mais aproximado do anatómico, teria de existir arcada inferior, mandíbula e saliva, gerando uma maior retenção, e, por isso, menores valores médios de deslocamento. Alternativamente, poder-se-ia utilizar uma condição de fronteira que representa esta condição. A temperatura da cavidade oral faz variar também o comportamento do equipamento de proteção, o que não foi tido em conta neste estudo.

Um outro método de melhoria dos modelos numéricos utilizados passa por considerar o osso como material anisotrópico e não isotrópico, visto que este altera as suas propriedades consoante as direções de solicitação.

Com os modelos numéricos obtidos será possível adquirir resultados relativos ao impacto de diferentes tipos de objetos de colisão - como bola de hóquei, bola de futebol ou soco. Contudo, será necessário acrescentar um objeto ao modelo, assim como foi feito nos modelos numéricos de placas simples. Será interessante desenvolver esse estudo com a finalidade de estudar este equipamento para diferentes modalidades desportivas. Foi experimentada uma colisão com análise dinâmica em PB1 de uma bola de hóquei constituída com cortiça (com coeficiente de Poisson de 0, Módulo de Young de 0,02 GPa e densidade 120 kg.m^{-3}) e ebunite (com coeficiente de Poisson de 0,39, Módulo de Young de 0,49 GPa e densidade 4211 kg.m^{-3}) e estima-se que o tempo de simulação seja aproximadamente de um mês.

Será interessante também obter simulações numéricas com análise dinâmica dos modelos numéricos completos e não apenas dos modelos numéricos simples.

Neste estudo, foi exercida uma pressão reduzida nos modelos numéricos completos com vista a conseguir obter convergência de valores nas simulações numéricas de cada um destes. A abordagem seguinte passa pelo aperfeiçoamento destes modelos de modo a ser possível

aplicar uma pressão mais elevada e, mesmo assim, obter convergência de valores nas simulações.

Por fim, fazendo referência a um dos objetivos em questão, para a impressão 3D do equipamento de estudo devem ser alterados alguns parâmetros, como a direção de impressão, o equipamento de impressão e o grau de polimerização, visto todas as impressões de placas experimentadas terem falhado. Nos consultórios de medicina dentária e laboratórios, a impressão 3D permitirá um aumento do fluxo de trabalho, com poupança de recursos, menor desperdício e obtenção de equipamento mais preciso.

6. CONCLUSÕES

Analisando os resultados obtidos e a discussão feita para cada elemento dos 8 diferentes modelos numéricos utilizados, conclui-se:

- as diferentes placas testadas apresentam comportamentos diferentes aquando do impacto de um objeto;
- a placa composta por EVA e EVA *foam* (P12) demonstrou ser adequada para aplicação em equipamentos de proteção, assim como as placas com orifícios de ar no seu interior (P13 e P14);
- os diferentes PB testados apresentam comportamentos diferentes aquando da aplicação de uma força frontal;
- a presença de um PB reduz o risco de lesão dos dentes e do osso, pois permite reduzir o deslocamento, a tensão e a deformação;
- o PB com inserção de uma camada de EVA *foam* mostrou ser mais eficaz que o PB maciço;
- o PB com uma camada de ar na sua constituição (PB3) demonstrou ser aquele que melhor cumpre a função de proteção, pelo menos para solicitações de baixa energia de impacto.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] B. S. Dhillon, N. Sood, N. Sood, N. Sah, D. Arora, and A. Mahendra, “Guarding the precious smile: incidence and prevention of injury in sports: a review.” *J. Int. oral Heal. JIOH*, vol. 6, no. 4, pp. 104–7, 2014.
- [2] P. Piccininni, A. Clough, R. Padilla, and G. Piccininni, “Dental and Orofacial Injuries” *Clin. Sports Med.*, vol. 36, no. 2, pp. 369–405, 2017.
- [3] M. S. Bochnig, M. J. Oh, T. Nagel, F. Ziegler, and P. G. Jost-Brinkmann, “Comparison of the shock absorption capacities of different mouthguards” *Dent. Traumatol.*, vol. 33, no. 3, pp. 205–213, 2017.
- [4] L. M. Fernandes et al., “The use of mouthguards and prevalence of dento-alveolar trauma among athletes: A systematic review and meta-analysis” *Dent. Traumatol.*, no. May, pp. 1–19, 2018.
- [5] L. Bergman, S. Milardović Ortolan, D. Žarković, J. Viskiće, D. Jokiće, and K. Mehuliće, “Prevalence of dental trauma and use of mouthguards in professional handball players” *Dent. Traumatol.*, vol. 33, no. 3, pp. 199–204, 2017.
- [6] Virtuous Tecnologia da Informação, “SóBiologia” Dentes. [Online]. Available: <https://www.sobiologia.com.br/conteudos/Corpo/digestao2.php>. [Accessed: 06-Jun-2019].
- [7] V. H. Rocha Lima, “Composição Química do Dente.” 2010.
- [8] J. J. Knapik et al., “Mouthguards in sport activities” *Sport. Med.*, vol. 37, no. 2, pp. 117–144, 2007.
- [9] M. Sousa, “Medicina Dentária Desportiva: Ideologia ou Necessidade?” no. 11, pp. 137–166, 2016.
- [10] Mj Rowland-Warmann, “SmileWorks” Overjet & Overbite in adult teeth | Problems, causes & treatments, 2019. [Online]. Available: <https://www.smileworksliverpool.co.uk/blog/overjet-liverpool/>. [Accessed: 06-Jun-2019].
- [11] K. EL Josefsson E, “Traumatic Injuries to permanent teeth among Swedish school

- children living in a rural area,” *Swed. Dent. J.*, 1994.
- [12] G. B. Ferreira et al., “Is there enough evidence that mouthguards do not affect athletic performance? A systematic literature review” *Int. Dent. J.*, pp. 1–10, 2018.
- [13] “Protetor Bucal - Cod: 4667” HDfitness, 2014. [Online]. Available: <http://www.hdfitness.com.br/produtos.asp?id=1802#prettyPhoto>. [Accessed: 06-Jun-2019].
- [14] “Oral Mart” How to Mold a Sports Mouth Guard? Step-by-Step Boil and Bite Molding Instruction, 2019. [Online]. Available: <https://www.oralmart.com/how-to-mold-a-mouthguard/>. [Accessed: 06-Jun-2019].
- [15] F. Mizuhashi and K. Koide, “Appropriate fabrication method for vacuum-formed mouthguards,” *Dent. Traumatol.*, vol. 33, no. 2, pp. 110–113, 2017.
- [16] “Custom Mouth Guards 101 – All you need to know about Them, MouthGuards, 2012. [Online]. Available: <https://mouthguardsforteethgrinding.com/custom-mouthguards-101/>. [Accessed: 06-Jun-2019].
- [17] S. Fukasawa et al., “Difference among shock-absorbing capabilities of mouthguard materials” *Dent. Traumatol.*, vol. 32, no. 6, pp. 474–479, 2016.
- [18] B. M. Bishop, E. H. Davies, and J. A. von Fraunhofer, “Materials for mouth protectors” 1985.
- [19] R. E. Loehman, M. S. Chan, and R. E. Going, “Optimization of materials for a user-formed mouthguard” *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 3, no. 2, pp. 199–208, 1975.
- [20] R. E. Going, R. E. Loehman, and M. S. Chan, “Mouthguard materials: their physical and mechanical properties.”, 1974.
- [21] B. Westerman, P. M. Stringfellow, and J. A. Eccleston, “The effect on energy absorption of hard inserts in laminated EVA mouthguards” *Aust. Dent. J.*, vol. 45, no. 1, pp. 21–23, 2000.
- [22] T. Takeda et al., “Does hard insertion and space improve shock absorption ability of mouthguard?” *Dent. Traumatol.*, vol. 22, no. 2, pp. 77–82, 2006.
- [23] T. Takeda, K. Ishigami, K. Shintaro, K. Nakajima, A. Shimada, and C. W. Regner, “The influence of impact object characteristics on impact force and force absorption

- by mouthguard material.” *Dent. Traumatol.*, vol. 20, no. 1, pp. 12–20, 2004.
- [24] B. Westerman, P. M. Stringfellow and J. A. Eccleston, “Beneficial effects of air inclusions on the performance of ethylene vinyl acetate (EVA) mouthguard material” *Br. J. Sports Med.*, vol. 36, no. 1, pp. 51–53, 2002.
- [25] B. Westerman, P. M. Stringfellow, J. A. Eccleston, and D. J. Harbrow, “Effect of ethylene vinyl acetate (EVA) closed cell foam on transmitted forces in mouthguard material” *Br. J. Sports Med.*, vol. 36, no. 3, pp. 205–208, 2002.
- [26] R. Karaganeva et al., “Effect of mouthguard design on retention and potential issues arising with usability in sport,” *Dent. Traumatol.*, no. September, pp. 1–7, 2018.
- [27] T. Takeda et al., “Are all mouthguards the same and safe to use? The influence of occlusal supporting mouthguards in decreasing bone distortion and fractures” *Dent. Traumatol.*, vol. 20, no. 3, pp. 150–156, 2004.
- [28] Y. R. Bulsara and I. R. Matthew, “Forces transmitted through a laminated mouthguard material with a Sorbothane insert.” *Endod. Dent. Traumatol.*, vol. 14, no. 1, pp. 45–7, 1998.
- [29] B. Westerman, P. M. Stringfellow, and J. A. Eccleston, “Forces transmitted through EVA mouthguard materials of different types and thickness” 1995.
- [30] B. Westerman, P. M. Stringfellow, and J. A. Eccleston, “EVA mouthguards: How thick should they be?” *Dent. Traumatol.*, vol. 18, no. 1, pp. 24–27, 2002.
- [31] C. Verissimo, P. V. M. Costa, P. C. F. Santos-Filho, D. Tantbirojn, A. Versluis, and C. J. Soares, “Custom-Fitted EVA Mouthguards: What is the ideal thickness? A dynamic finite element impact study” *Dent. Traumatol.*, vol. 32, no. 2, pp. 95–102, 2016.
- [32] A. Messias, “Rehabilitation of Kennedy class I patients with removable partial dentures: Retrospective clinical study and biomechanical analysis of implant-assisted options”, tese de doutoramento em medicina dentária, Faculdade de medicina da Universidade de Coimbra, 2019.
- [33] B. M. Pires, “Reabilitação de pacientes classe I de Kennedy com próteses parciais removíveis assistidas por implantes : estudo com elementos finitos,” tese de mestrado

- em Engenharia Biomédica, Coimbra, Faculdade de ciências e tecnologia da Universidade de Coimbra, 2018.
- [34] M. Neto, A. Amaro, L. Roseiro, J. Cirne, and R. Lear, "Engineering Computation of Structures: The Finite Element Method." 2015.
- [35] I. O. Gialain, N. P. Coto, L. Driemeier, P. Y. Noritomi, and R. B. e. Dias, "A three-dimensional finite element analysis of the sports mouthguard," *Dent. Traumatol.*, vol. 32, no. 5, pp. 409–415, 2016.
- [36] C. Veríssimo, A. A. Bicalho, P. B. F. Soares, D. Tantbirojn, A. Versluis, and C. J. Soares, "The effect of antagonist tooth contact on the biomechanical response of custom-fitted mouthguards," *Dent. Traumatol.*, vol. 33, no. 1, pp. 57–63, 2017.
- [37] N. K. Cummins and I. R. Spears, "The effect of mouthguard design on stresses in the tooth-bone complex in the tooth-bone complex," 2002.
- [38] The Engineering Toolbox, "Poisson's ratio," 2008, [online] Available: https://www.engineeringtoolbox.com/poissons-ratio-d_1224.html, [Accessed: 06-Jun-2019]
- [39] The Engineering Toolbox, "Poisson's ratio for Metals," 2007, [online] Available: https://www.engineeringtoolbox.com/metals-poissons-ratio-d_1268.html, [Accessed: 06-Jun-2019].
- [40] The Engineering Toolbox, "Engineering Materials," 2008, [online] Available: https://www.engineeringtoolbox.com/engineering-materials-properties-d_1225.html, [Accessed: 06-jun-19].
- [41] J. L. Campos Ferreira and M. A. Pires Vaz, "Identificação das Propriedades Mecânicas de um stick com Influência no seu Desempenho Dinâmico e a sua Adaptação às Características do Movimento de Remate," tese de mestrado de Engenharia Mecânica, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, 2011.
- [42] J. Miguel, R. Martins, and B. Duarte, "Composite panels subjected to multi-impacts at different energy levels Desempenho de painéis compósitos sujeitos a multi-impactos de diferentes níveis de energia Author.," tese de mestrado em Engenharia Mecânica, Faculdade de ciências e tecnologia da Universidade de Coimbra, 2018

-
- [43] T. H. Courtney, "Mechanical behavior of Materials", 2000, Cambridge University: Waveland press, Inc, 2ª edição.
- [44] R. B. Simpson, "Rubber Basics", Inglaterra, Rapra Technology Limited 2002.
- [45] S. P. Silva, M. A. Sabino, E. M. Fernandes, V. M. Correlo, L. F. Boesel, and R. L. Reis, "Cork: properties, capabilities and applications," *Int. Mater. Rev.*, vol. 53, no. 4, pp. 256–256, 2008.
- [46] U. Ynamic and N. Onlinear, "Theory and Modeling Guide Volume I : ADINA Solids & Structures Theory and Modeling Guide Volume I : ADINA Solids & Structures," October, vol. I, no. October, 2005.
- [47] M. Kishi, "Experimental studies on the relation between area and displacement of loading surfaces in connection with displaceability in the mucosa of edentulous alveolar ridge under pressure," 1972.
- [48] M. Moreira, "Impact test evaluation of new materials for oral mouthguards," Tese de mestrado em medicina dentária, coimbra, Faculdade de medicina da Universidade de Coimbra, 2019.

APÊNDICE A

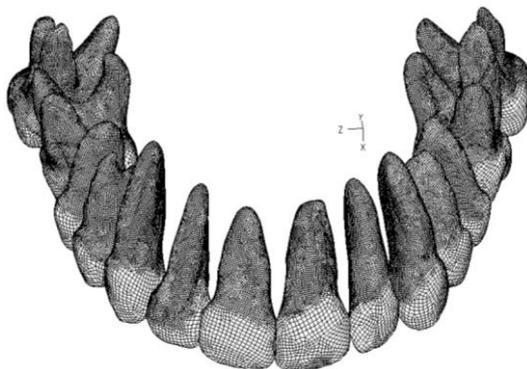


Figura A.1 – Vista frontal da malha do modelo dos dentes.

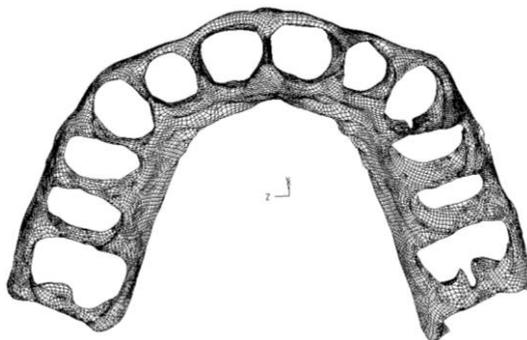


Figura A.2 – Vista inferior da malha do modelo de tecido mole.

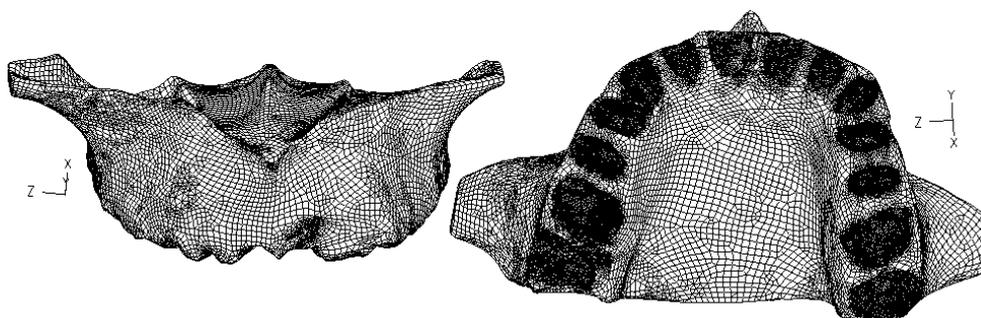


Figura A.3 - Malha do modelo de osso; Vista frontal (esquerda), vista inferior (direita).

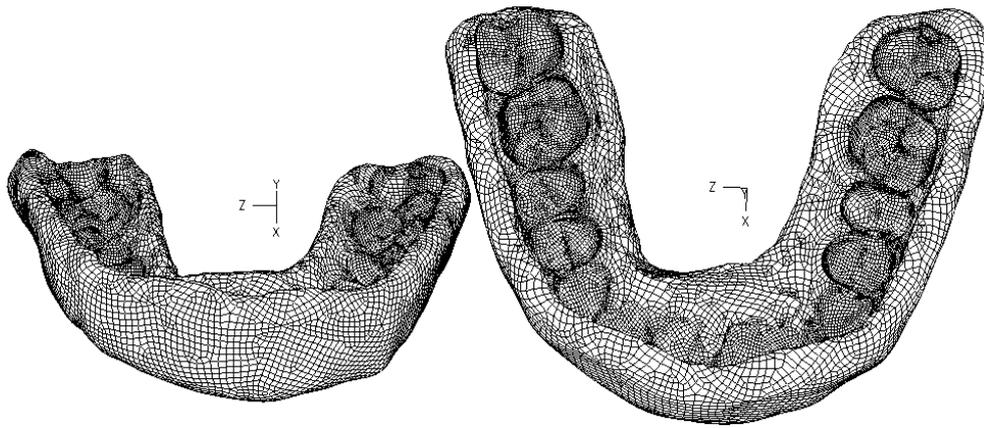


Figura A.4 – Malha de PB 1; Vista frontal (esquerda), vista superior (direita).

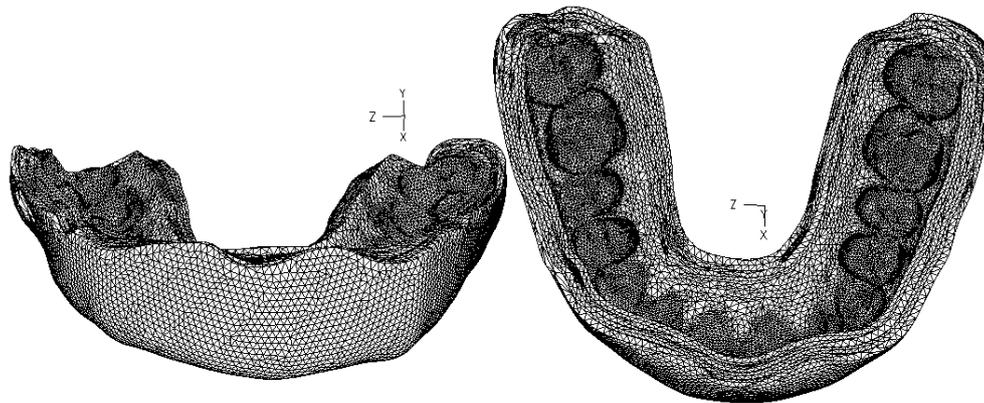


Figura A.5 - Malha de PB 2; Vista frontal (esquerda), vista superior (direita).

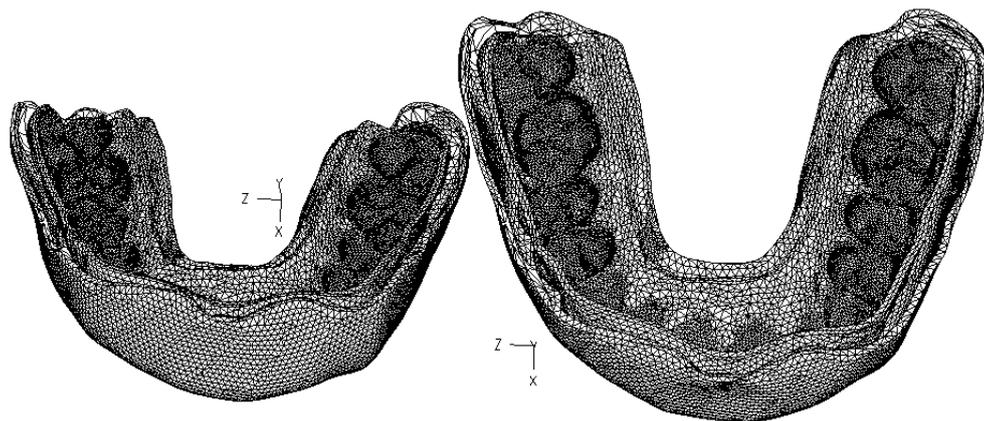


Figura A.6 – Malha de PB 3; Vista frontal (esquerda), vista superior (direita).

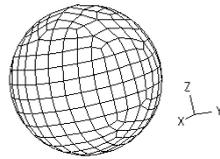


Figura A.7 – Malha do objeto de impacto.

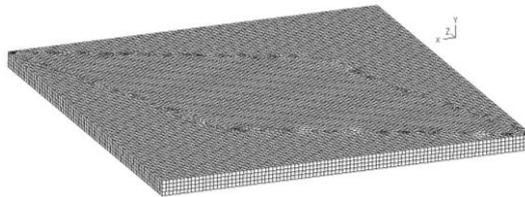


Figura A.8 – Malha de PI 1.

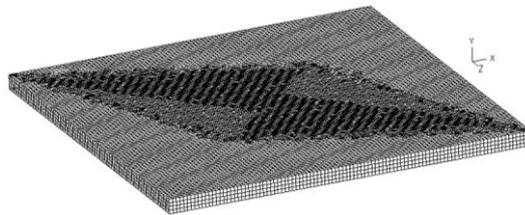


Figura A.9 – Malha de PI 2.

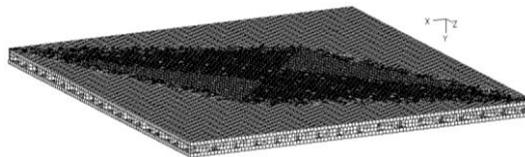


Figura A.10 – Malha de PI 3.

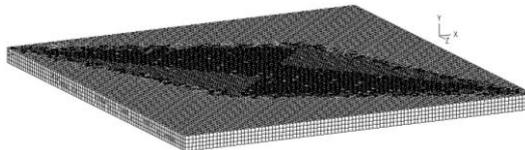


Figura A.11 – Malha de PI 4.

APÊNDICE B

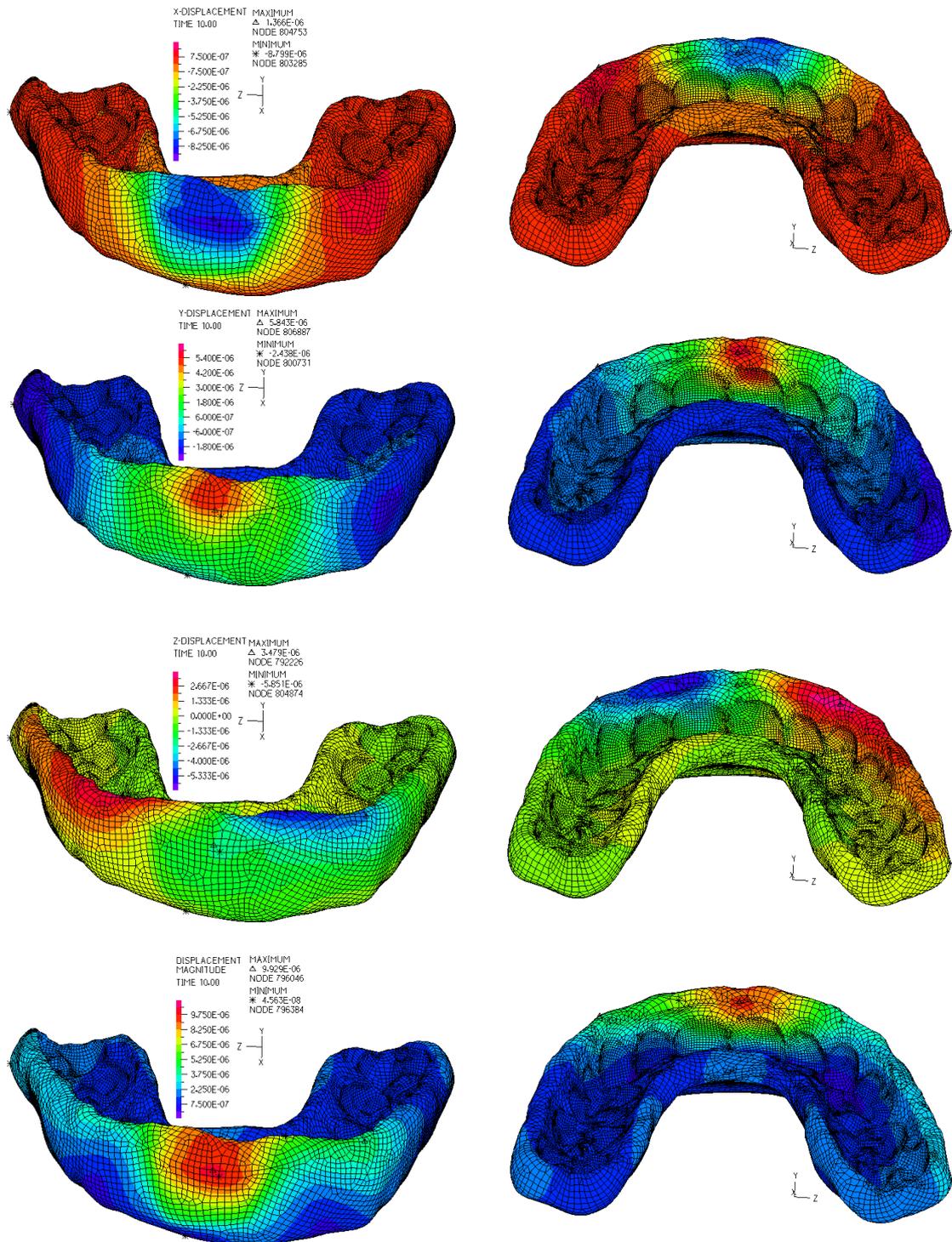


Figura B.1 – Deslocamentos no modelo PB1; Relativamente ao eixo x (primeira linha), y (segunda linha), z (terceira linha), magnitude de deslocamento (última linha).

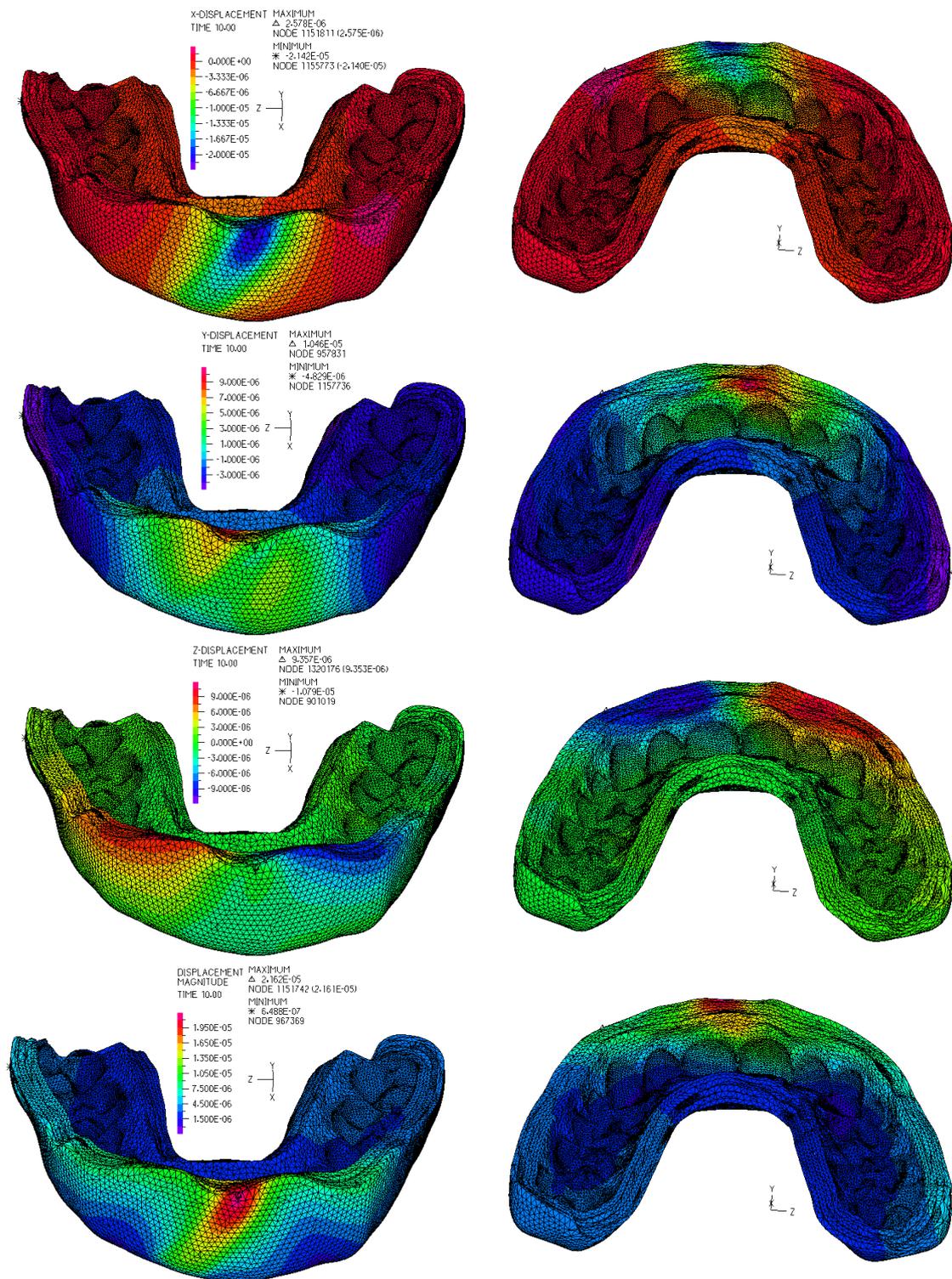


Figura B.2 - Deslocamentos no modelo PB2; Relativamente ao eixo x (primeira linha), y (segunda linha), z (terceira linha), magnitude de deslocamento (última linha).

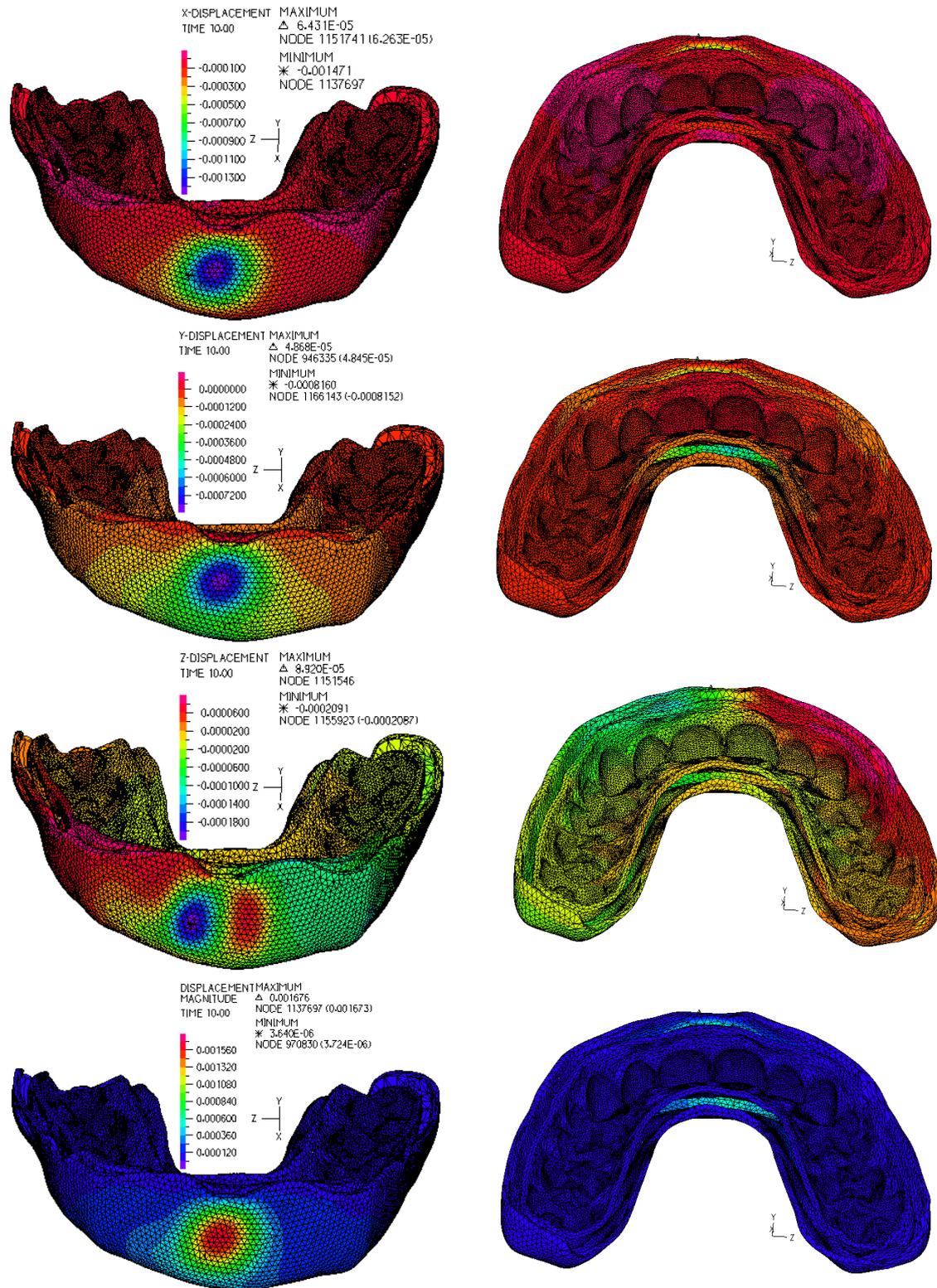


Figura B.3 – Deslocamentos no modelo PB3; Relativamente ao eixo x (primeira linha), y (segunda linha), z (terceira linha), magnitude de deslocamento (última linha).

APÊNDICE C

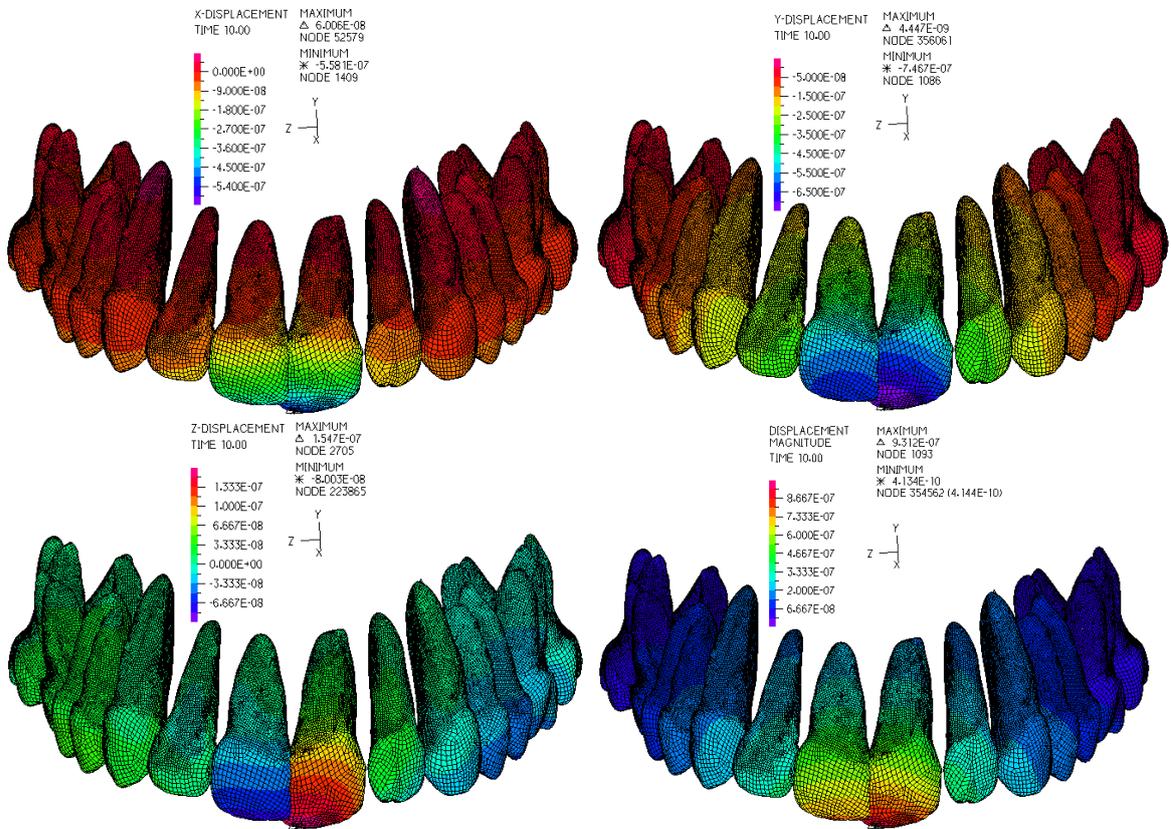
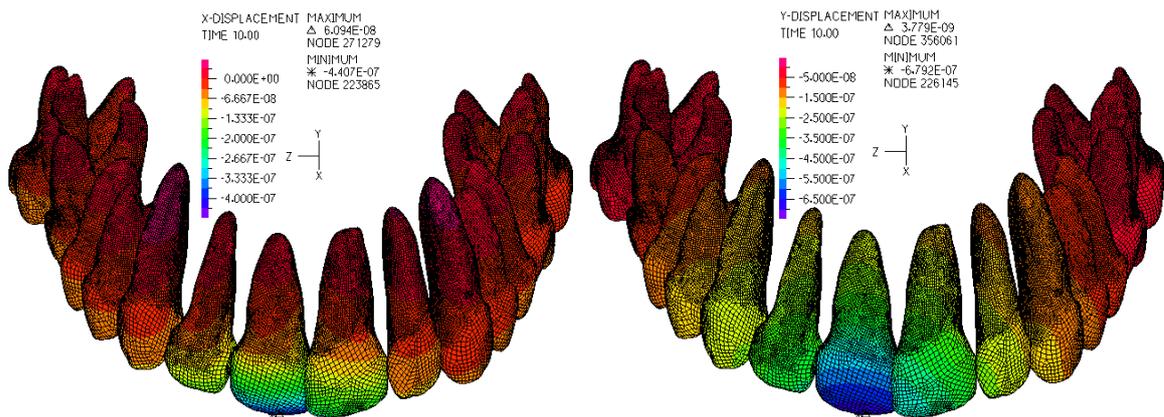


Figura C.1 - Deslocamento dos dentes em PB0; Relativamente ao eixo x (cima, esquerda), y (cima, direita), z (baixo, esquerda), magnitude de deslocamento (baixo, direita).



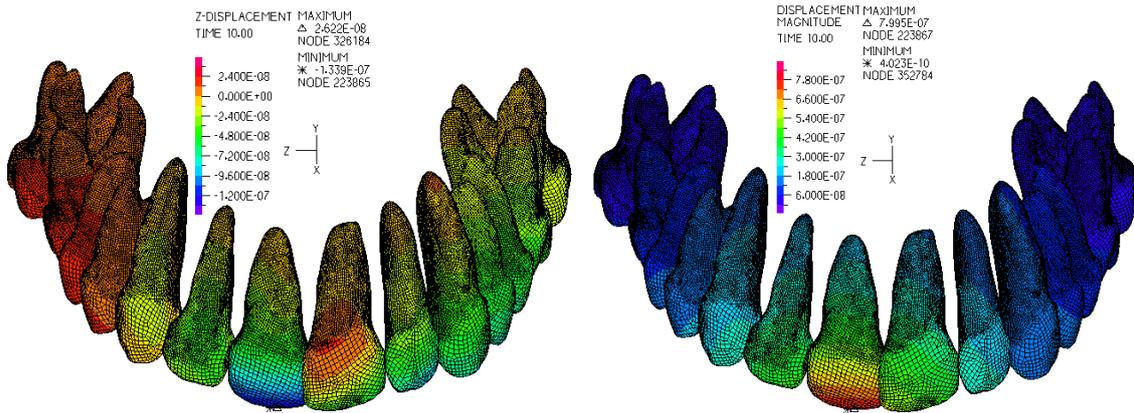


Figura C.2 - Deslocamento dos dentes em PB1; Relativamente ao eixo x (cima, esquerda), y (cima, direita), z (baixo, esquerda), magnitude de deslocamento (baixo, direita).

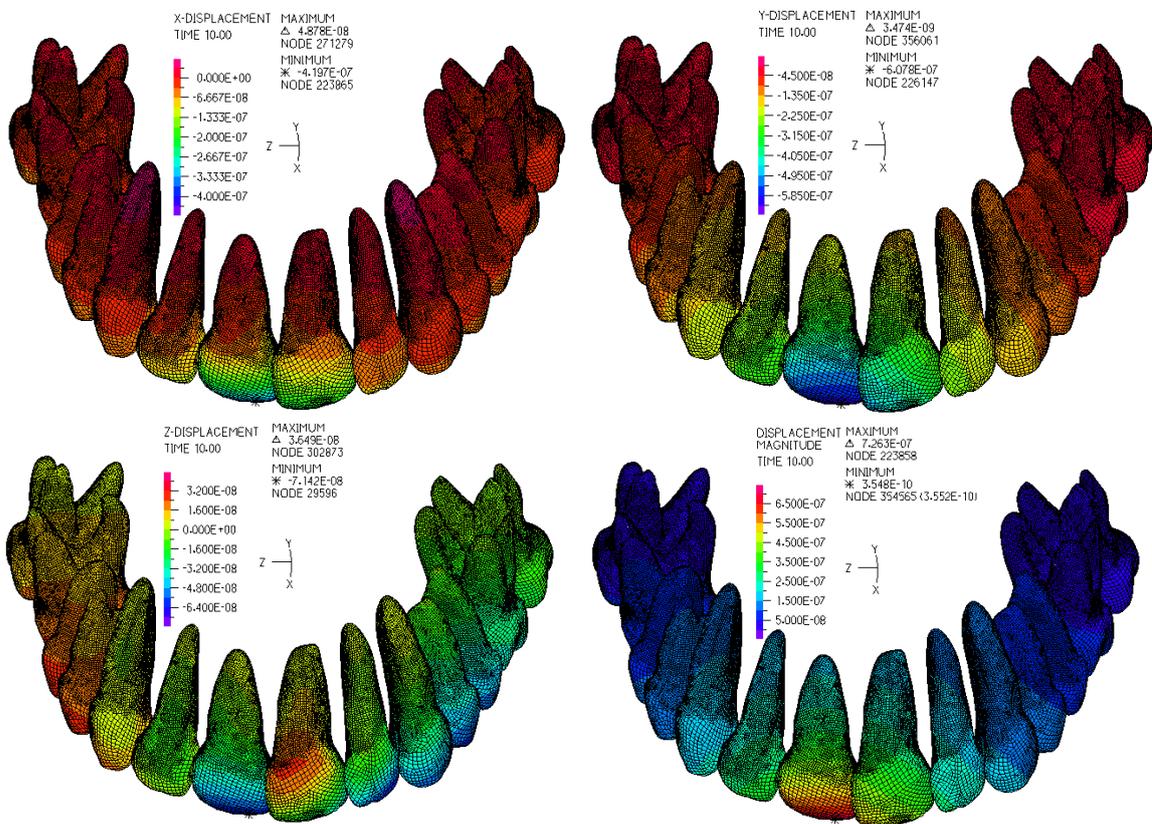


Figura C.3 - Deslocamento dos dentes em PB2; Relativamente ao eixo x (cima, esquerda), y (cima, direita), z (baixo, esquerda), magnitude de deslocamento (baixo, direita).

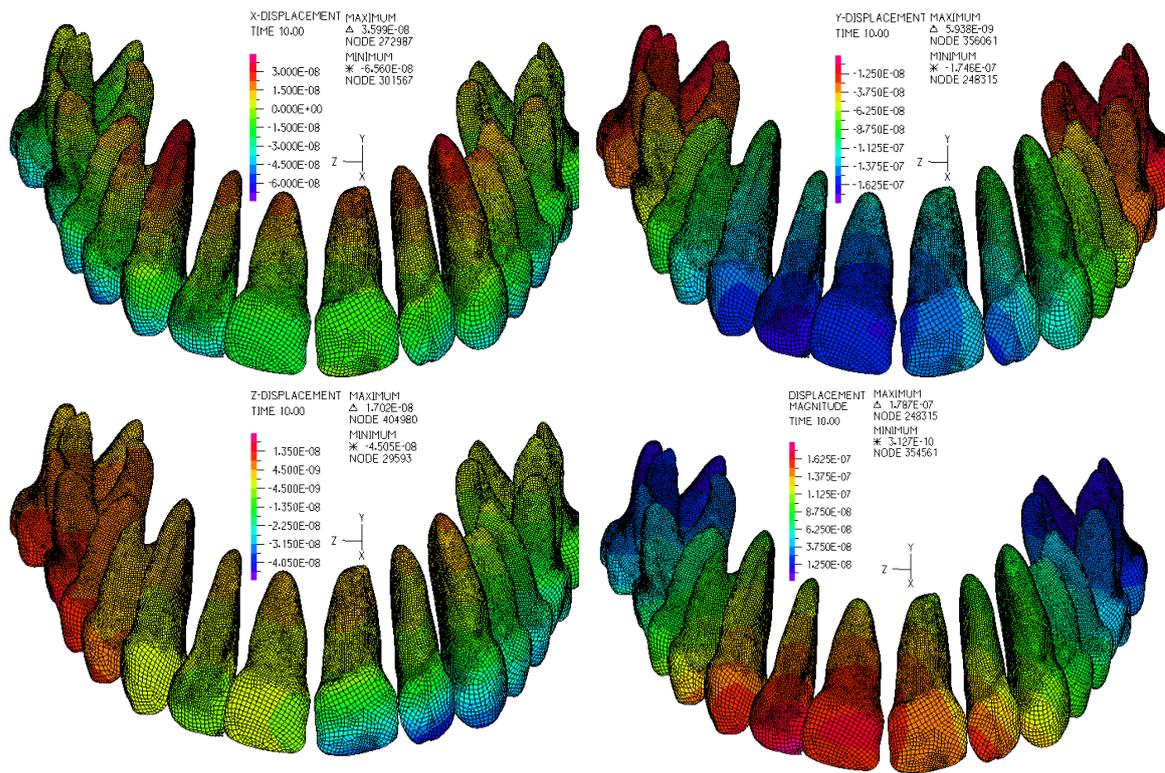


Figura C.4 - Deslocamento dos dentes em PB3; Relativamente ao eixo x (cima, esquerda), y (cima, direita), z (baixo, esquerda), magnitude de deslocamento (baixo, direita).

APÊNDICE D

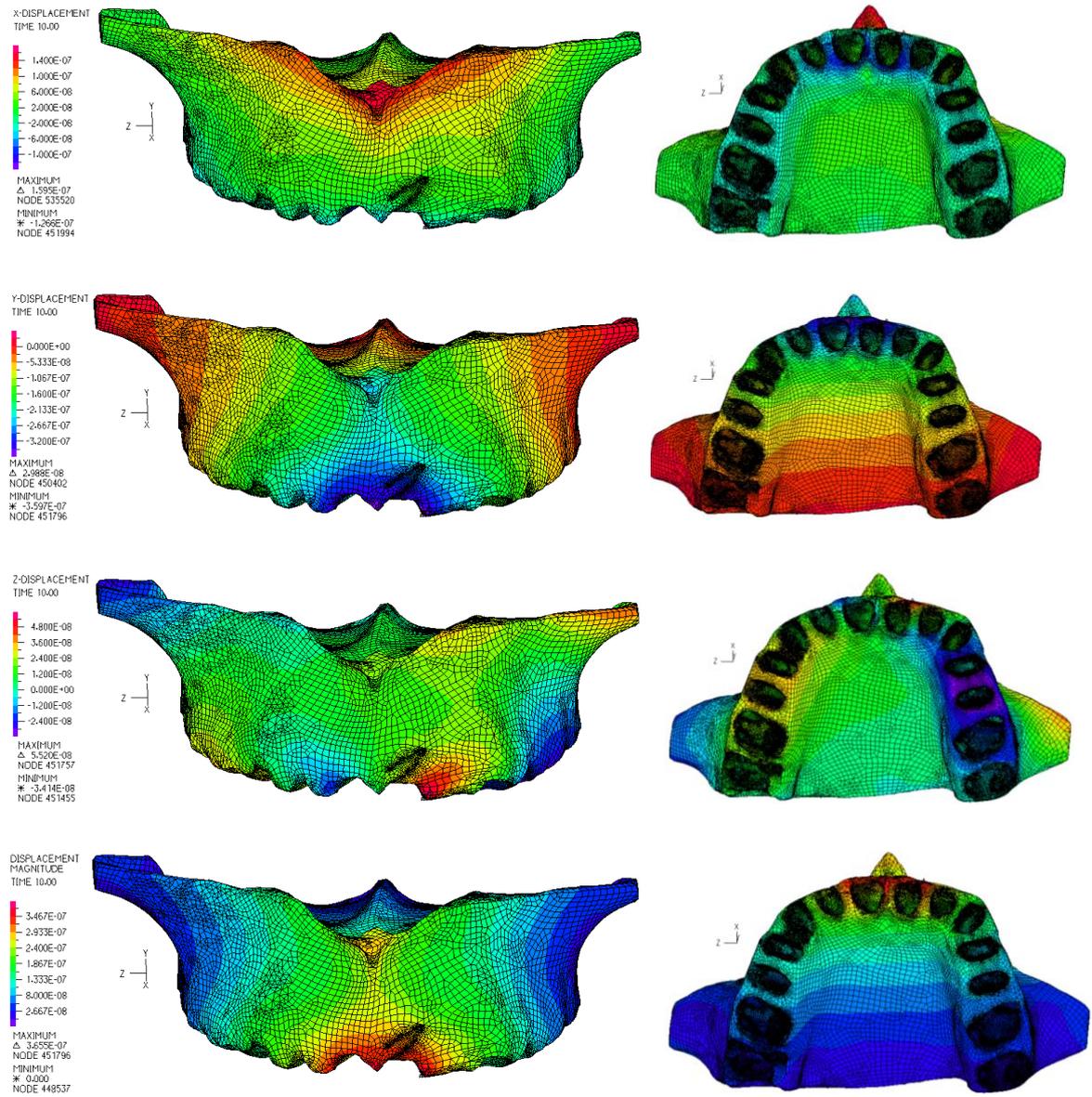


Figura D.1 - Deslocamento do osso para PBO; Relativamente ao eixo x (primeira linha), y (segunda linha), z (terceira linha), magnitude de deslocamento (última linha).

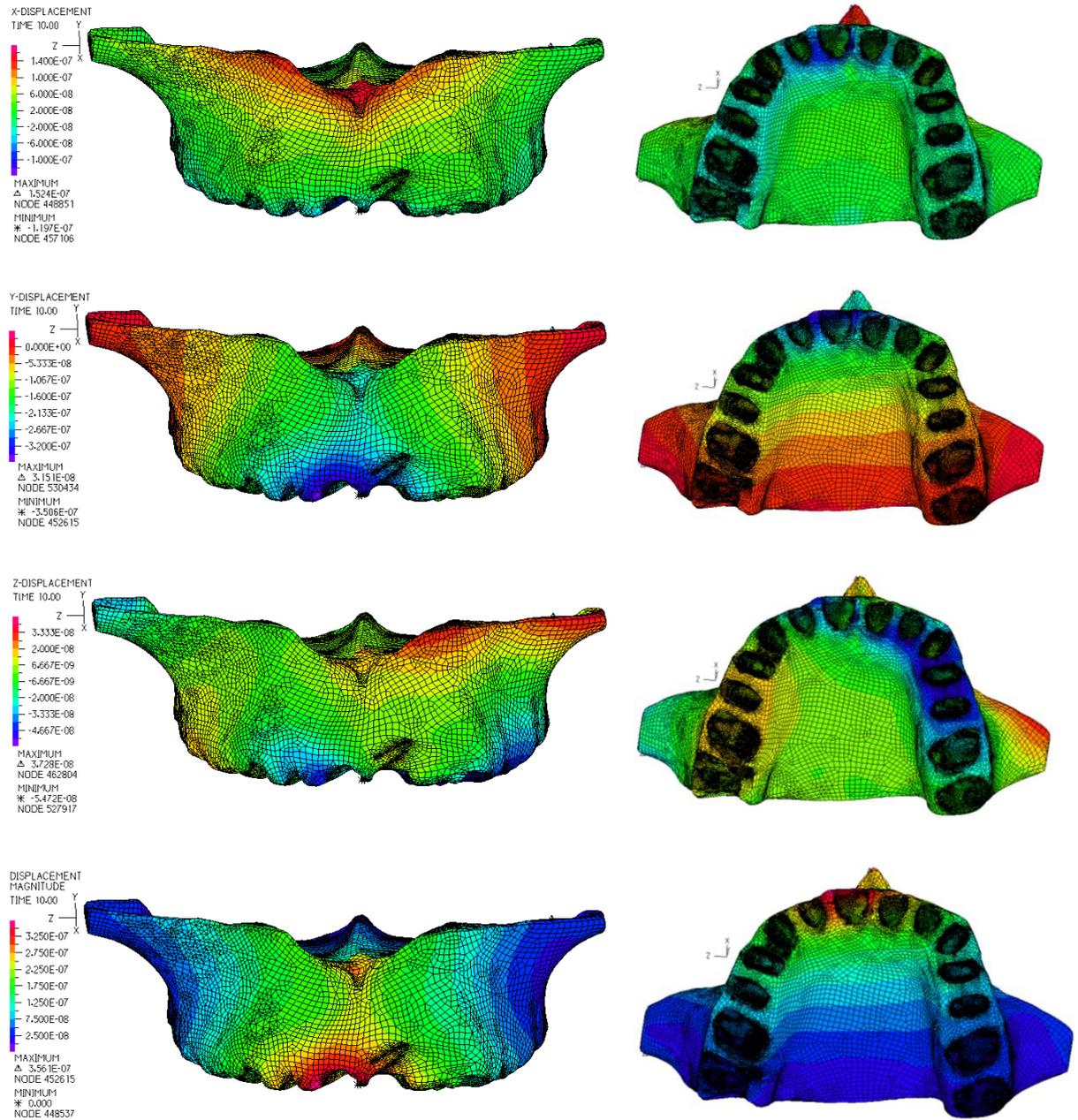


Figura D.2 - Deslocamento do osso para PB1; Relativamente ao eixo x (primeira linha), y (segunda linha), z (terceira linha), magnitude de deslocamento (última linha).

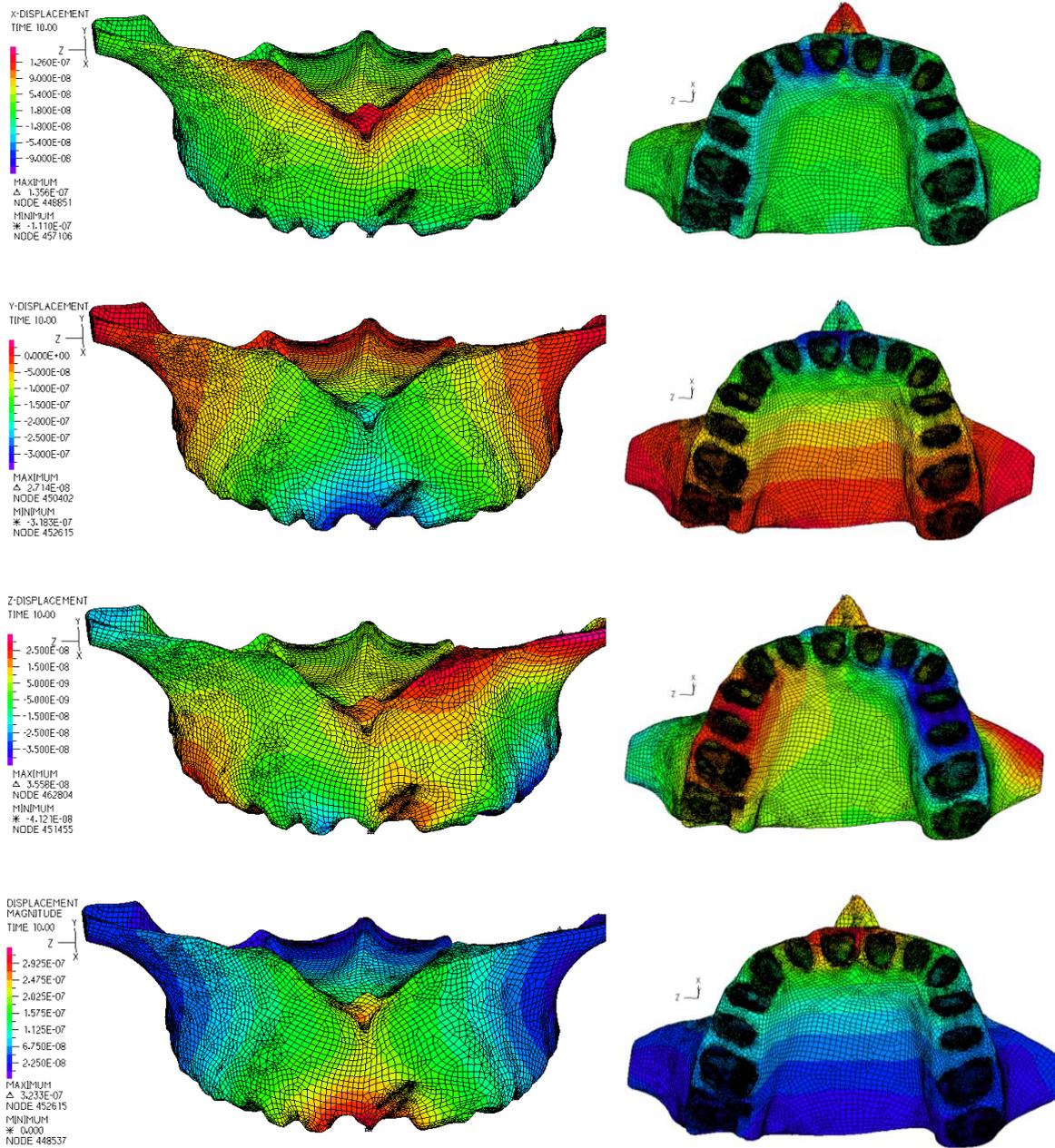


Figura D.3 - Deslocamento do osso para PB2; Relativamente ao eixo x (primeira linha), y (segunda linha), z (terceira linha), magnitude de deslocamento (última linha).

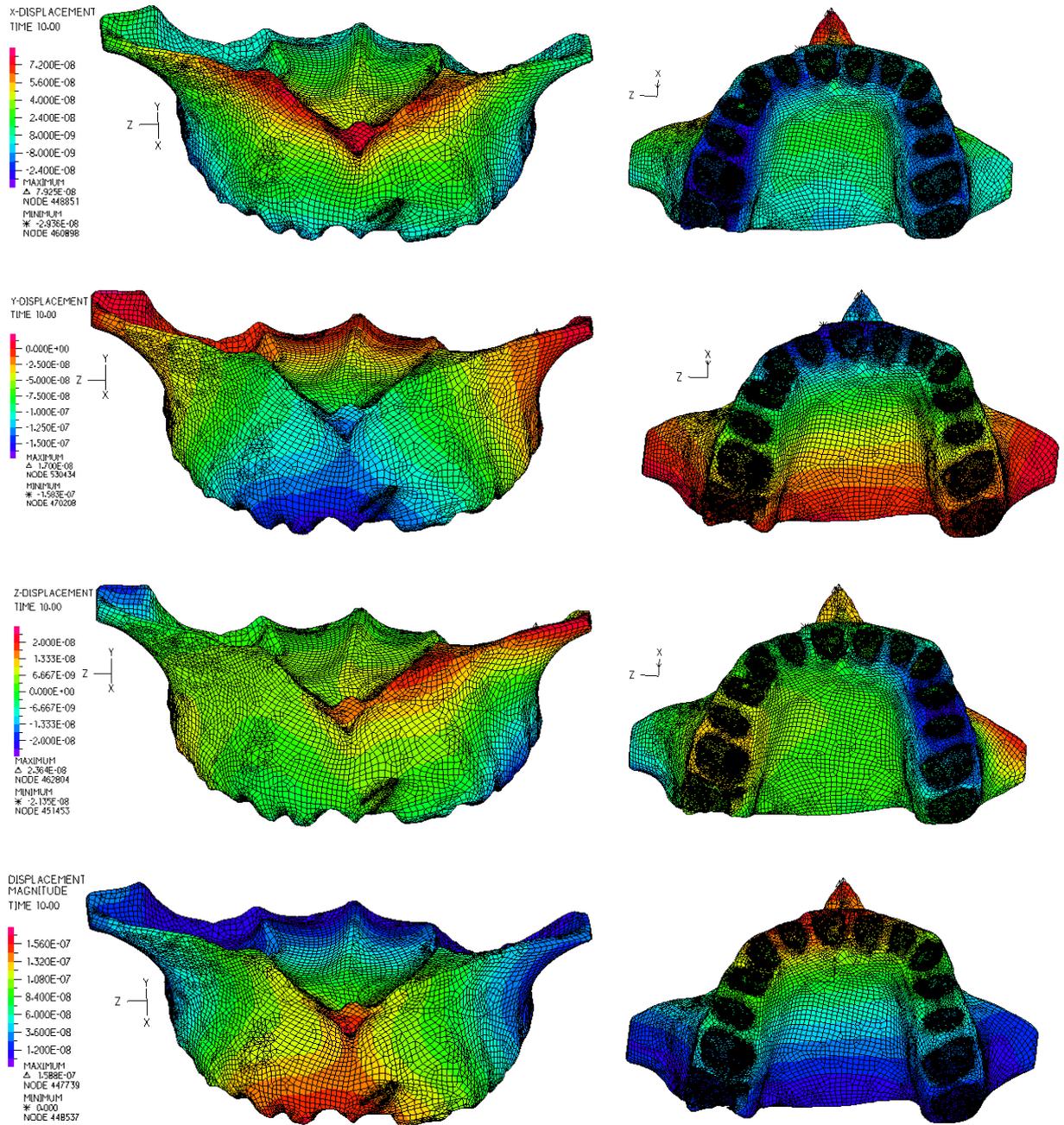


Figura D.4 - Deslocamento do osso para PB3; Relativamente ao eixo x (primeira linha), y (segunda linha), z (terceira linha), magnitude de deslocamento (última linha).

APÊNDICE E

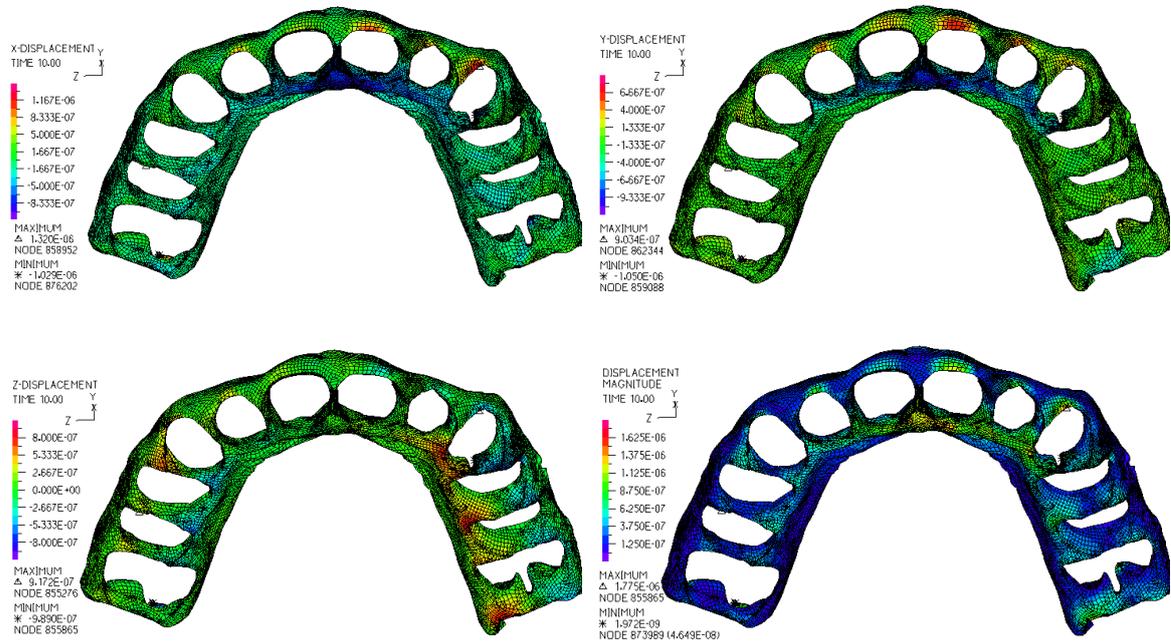


Figura E.1- Deslocamento do tecido mole em PB0; Relativamente ao eixo x (cima, esquerda), y (cima, direita), z (baixo, esquerda), magnitude de deslocamento (baixo, direita).

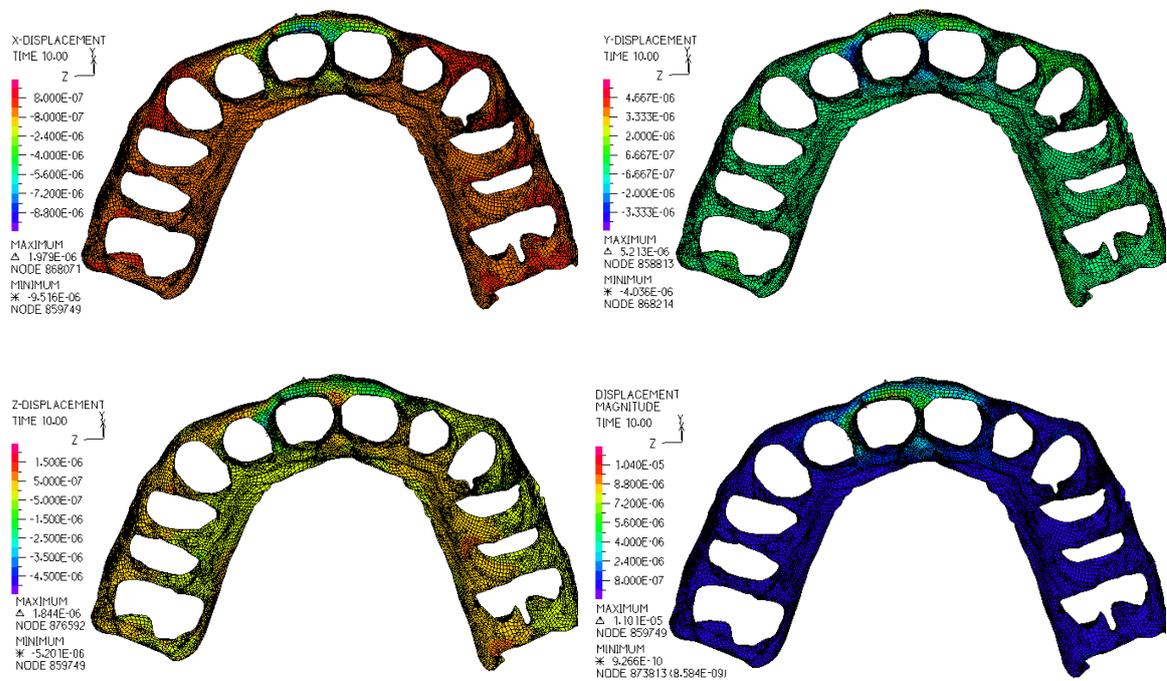


Figura E.2 - Deslocamento do tecido mole em PB1; Relativamente ao eixo x (cima, esquerda), y (cima, direita), z (baixo, esquerda), magnitude de deslocamento (baixo, direita).

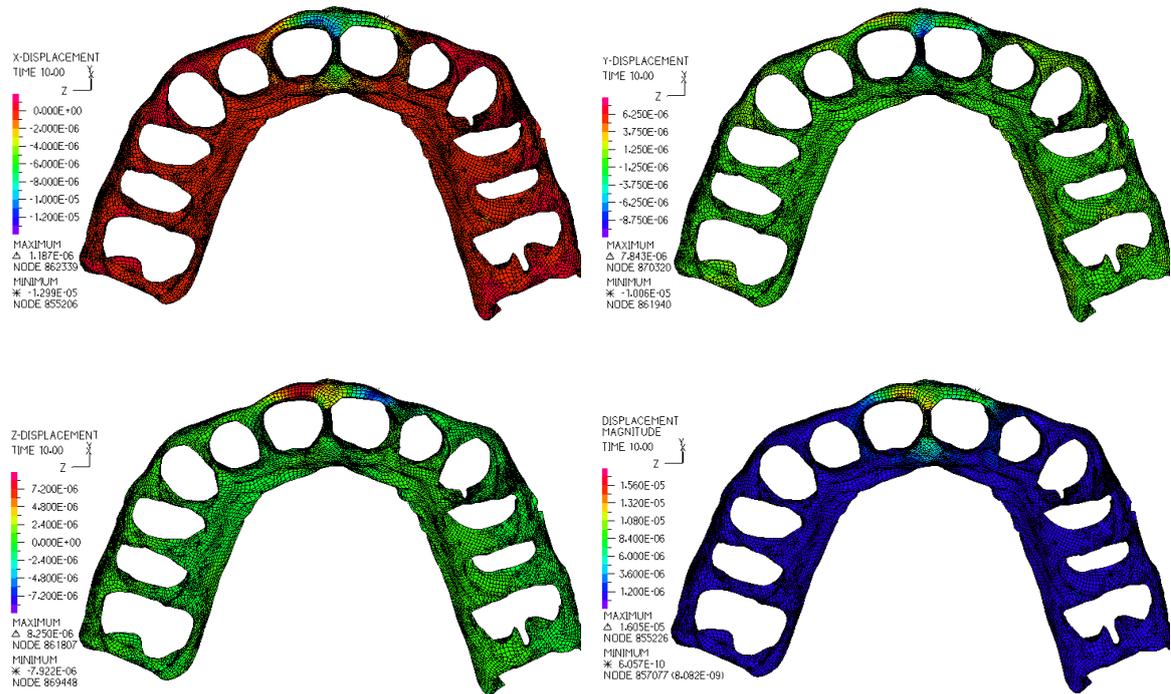


Figura E.3 - Deslocamento do tecido mole em PB2; Relativamente ao eixo x (cima, esquerda), y (cima, direita), z (baixo, esquerda), magnitude de deslocamento (baixo, direita).

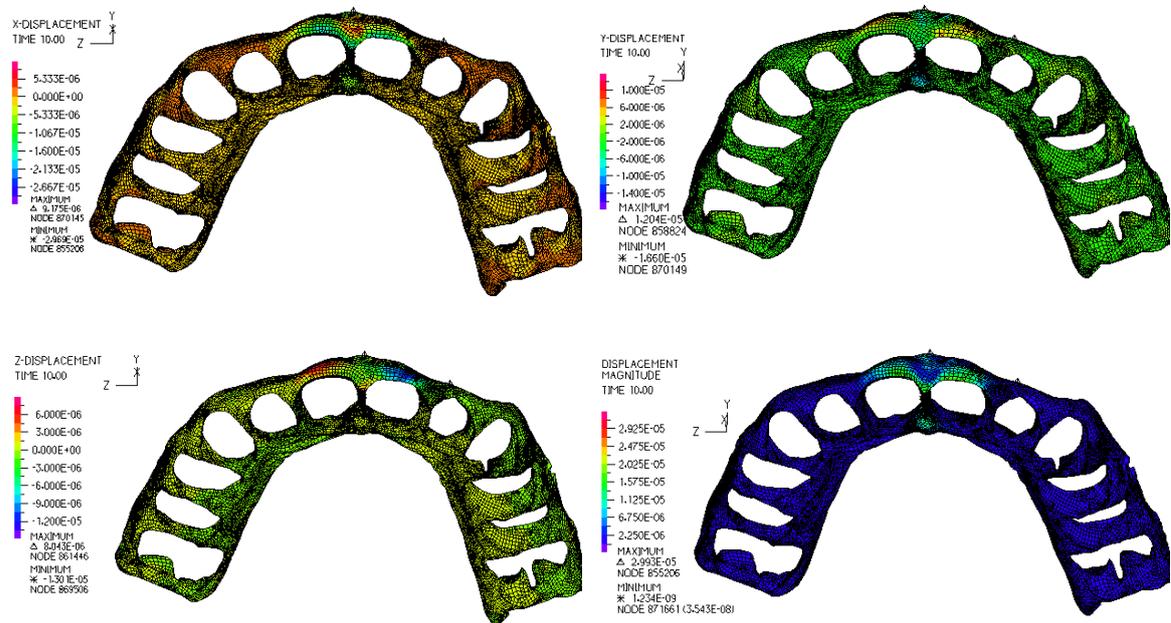


Figura E.4 - Deslocamento do tecido mole em PB3; Relativamente ao eixo x (cima, esquerda), y (cima, direita), z (baixo, esquerda), magnitude de deslocamento (baixo, direita).