



**TECNOLOGIA  
SETÚBAL**

ESCOLA SUPERIOR  
POLITÉCNICO SETÚBAL

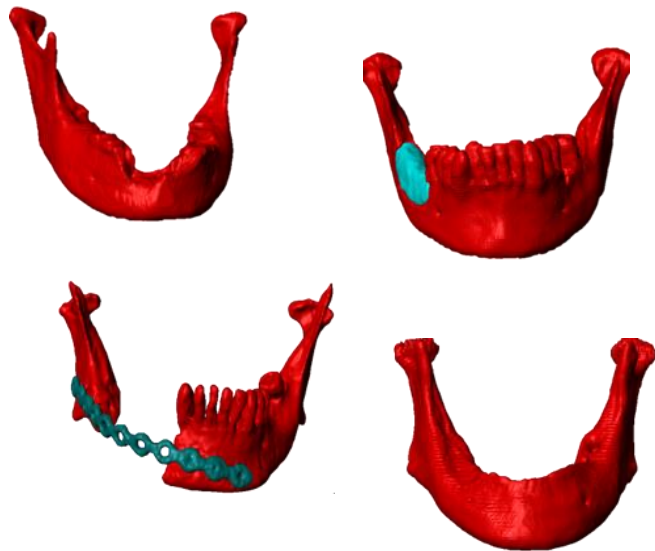


**SAÚDE**

ESCOLA SUPERIOR  
POLITÉCNICO SETÚBAL

ANA RITA  
FERNANDES  
DA COSTA

**AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA DE  
DEFEITOS MANDIBULARES  
ONCOLÓGICOS**



Relatório de Dissertação do Mestrado em Engenharia  
Biomédica

**ORIENTADOR**

Professor Doutor André Castro

Dezembro, 2023

ANA RITA  
FERNANDES  
DA COSTA

**AVALIAÇÃO BIOMECÂNICA DE  
DEFEITOS MANDIBULARES  
ONCOLÓGICOS**

**JÚRI**

*Presidente:* Professor Doutor Célio Pina, Escola Superior de Tecnologia de Setúbal, Instituto Politécnico de Setúbal

*Orientador:* Professor Doutor André Castro, Escola Superior de Tecnologia de Setúbal, Instituto Politécnico de Setúbal

*Vogal:* Professor Doutor Aníbal Valido, Escola Superior de Tecnologia de Setúbal, Instituto Politécnico de Setúbal

Dezembro, 2023

Dedico esta dissertação aos meus pais, restante família,  
amigos e namorado, pela paciência e apoio constante.

# Agradecimentos

Desde mais agradecer ao Instituto Politécnico de Setúbal, em especial aos Professores Ricardo Baptista e Célio Pina, pela oportunidade de frequentar o Mestrado em Engenharia Biomédica na Escola Superior de Tecnologia de Setúbal, e aos restantes professores, pelos conhecimentos transmitidos e experiências adquiridas. O meu agradecimento ao Dr. Jorge Marinho pelo fornecimento das imagens médicas, pela oportunidade de assistir a uma cirurgia no IPO-Porto e pelos conhecimentos transmitidos, assim como ao Eng. Manuel Pinheiro. Ao Professor André Castro deixo um caloroso, e especial, agradecimento pela orientação, entusiasmo, descomplicação, ensino, paciência e principalmente apoio nesta jornada.

Todo o meu percurso académico desde 2018 foi feito no IPS. Local onde conheci muitas das pessoas que levo para a vida, e a quem tenho de deixar obrigatoriamente um agradecimento. Obrigada por tornarem todo este caminho menos stressante e mais animado. Cristiana, obrigada por seres a irmã que nunca tive e por contribuíres sempre, mostrando que o que importa é estar presente, mesmo sendo a 182 km de distância. Miguel, estes dois anos (mais os 3 anteriores) não fariam sentido se não te tivesse a meu lado, obrigada por seres o parceiro desta jornada. Inês, mãe de todas as horas, obrigada por me mostrares o que é resiliência, sem dúvida alguma que fui eu que aprendi contigo, e que sem ti também seria totalmente diferente. Aline e Diogo, colegas que o IST me meteu no caminho, obrigada por toda a paciência e ajuda nesta fase, vocês são uns crânios! A todos os restantes amigos, e colegas, que de certa forma sempre me motivaram (e aturaram o mau feitio), o meu profundo agradecimento.

A ti André, digo publicamente que sem ti não era a mesma coisa, e sem dúvida que, sem o teu apoio constante e sem fim, nada disto seria possível. Obrigada por me ajudares a desacelerar quando mais preciso, por nunca desistires de mim e por seres o meu pilar, e motivador, de todas as horas. Por todas as aventuras ao longo do mestrado, tese e tempo de vida. Tu sabes, definitivamente.

A elaboração desta dissertação contou com muitos: “Mas vais fazer o quê afinal?”, “Como é que isso vai?”, “Isso é muito interessante” e “Basta tu queres” todos vindos das mesmas pessoas de sempre. Mãe e Pai. Obrigada por me darem a melhor base familiar que alguém pode ter, obrigada pela confiança e por terem sempre as palavras certas. Obrigada por acreditarem em mim e por serem sempre os primeiros a dizer “Tu consegues”.

Por fim, a todas as pessoas que direta ou indiretamente, contribuíram para o meu sucesso até este momento, o meu mais sincero reconhecimento e obrigada. Espero mesmo que esta dissertação mostre um bocadinho do meu percurso até hoje, que interesse nem que seja a uma pessoa, e que seja um ponto de partida para um futuro de felicidade, trabalho, desafios e muitas gargalhadas.

# Resumo

O cancro da cabeça e do pescoço é um problema de saúde crescente a nível mundial e os tumores nesta região exigem, normalmente, ressecções extensas. As lesões relacionadas com os tumores podem exigir a remoção do osso mandibular, deixando a mandíbula defeituosa e obrigando uma análise cuidadosa de soluções. Esta análise requer a compreensão da biomecânica da mandíbula e a investigação da sua resposta às condições de mastigação. É igualmente importante estudar alguns procedimentos de reconstrução já existentes, como o desempenho da placa de fixação, ou inovadores, como determinar materiais para preenchimento de lesões. Globalmente, o objetivo centra-se em analisar o comportamento do osso nas mais variadas situações clínicas.

Foram fornecidos conjuntos de imagens de cinco pacientes com problemas mandibulares, e aqueles que apresentavam lesões mandibulares foram trabalhados de forma a estudar o efeito do preenchimento no osso. Foram também criados dois modelos adicionais para simular o osso osteoporótico e pós radioterapia. O foco centrou-se na análise dos valores de tensão de von Mises do osso em todos os casos. Posteriormente analisou-se a tensão dos preenchimentos e da placa de fixação. As deformações, e as tensões máximas e mínimas, também foram analisadas para os modelos que simulavam a osteoporose e o osso pós radioterapia.

Concluiu-se que nos modelos com preenchimento existe uma redução de tensão de von Mises no osso devido ao preenchimento e capacidade de suportar eficazmente as forças mastigatórias. Estudou-se igualmente o comportamento do osso, e o impacto da placa de fixação, nos modelos que simulavam o antes e depois de uma mandibulectomia parcial. Verificou-se que a placa de fixação diminui a tensão de von Mises, uma vez que é concebida para suportar forças e proteger o osso durante a cicatrização. Para os restantes modelos, foram efetuadas simulações em situações pós-radioterapia e de osteoporose. No caso do modelo com osso pós-radioterapia, os valores de tensão foram mais elevados do que no osso normal, mas não de forma linear. Foram observados fenómenos semelhantes para o modelo com osteoporose.

Assim, este estudo contribuiu não apenas para a compreensão aprofundada do comportamento biomecânico da mandíbula, mas também para o aperfeiçoamento de estratégias de reconstrução e intervenções clínicas em pacientes com tumores na região da cabeça e pescoço, proporcionando uma base sólida para futuras pesquisas e avanços na prática médica.

**Palavras-chave:** Mandíbula Humana; Defeitos Mandibulares; Modelação por Elementos Finitos; Reconstrução Mandibular.

# Abstract

Head and neck cancer is a growing health problem worldwide and tumors in this region usually require extensive resections. Tumor-related injuries may require the removal of the mandibular bone, leaving the mandible defective and requiring a careful analysis of solutions. This analysis requires understanding the biomechanical behavior of the mandible and investigating its response to chewing conditions. It is also important to study some existing reconstruction procedures, such as the performance of the fixation plate, or innovative ones, such as determining materials for filling lesions. Overall, the aim is to analyze the behavior of bone in a variety of clinical situations.

Image sets of five patients with mandibular problems were provided, and those with mandibular lesions were worked on in order to study the effect of filling on the bone. Two additional models were also created to simulate osteoporotic and post-radiotherapy bone. The focus was on analyzing the von Mises stress values of the bone in all cases. Subsequently, the stress of the fillings, the fixation plate and some points of interest in the bone were analyzed. The deformations and maximum and minimum stresses were also analyzed for the models simulating osteoporosis and post-radiotherapy bone.

It was concluded that in the filled models, there was a reduction in von Mises stress in the bone due to the filling, and that they were able to effectively withstand masticatory forces. The behavior of the bone and the impact of the fixation plate were also studied in models of the same patient, simulating before and after a partial mandibulectomy. It was found that the fixation plate reduces the von Mises stress, as it is designed to withstand forces and protect the bone during healing. For the remaining models, simulations were carried out in post-radiotherapy and osteoporosis situations. In the case of the model with post-radiotherapy bone, the stress values were higher than in normal bone, but not in a linear fashion, which is due to the non-linearity caused by the anatomy of the mandible.

Therefore, this study has contributed not only to an in-depth understanding of the biomechanical behavior of the mandible, but also to improving reconstruction strategies and clinical interventions in patients with head and neck tumors, providing a solid basis for future research and advances in medical practice.

**Keywords:** Human Mandible; Mandibular Defects; Finite Element Modelling; Mandibular Reconstruction.

# Índice

<b>Agradecimentos</b> .....	i
<b>Resumo</b> .....	ii
<b>Abstract</b> .....	iii
<b>Índice</b> .....	iv
<b>Lista de Figuras</b> .....	vi
<b>Lista de Tabelas</b> .....	viii
<b>Lista de Siglas</b> .....	x
<b>Capítulo 1</b> .....	1
<b>1. Introdução</b> .....	1
1.1. Motivação .....	2
1.2. Identificação do Problema.....	2
1.3. Objetivos .....	2
1.4. Estrutura da Dissertação.....	2
<b>Capítulo 2</b> .....	3
<b>2. Revisão Bibliográfica</b> .....	3
2.1. Mandíbula.....	3
2.1.1. Composição Óssea e Muscular .....	4
2.1.2. Osteoporose Mandibular .....	5
2.1.3. Mastigação e Forças Mandibulares .....	5
2.2. Reconstrução Mandibular .....	7
2.2.1. Recessão Mandibular.....	8
2.2.2. Dispositivos de Fixação e Implantes Mandibulares .....	9
2.2.3. Materiais para Reconstrução Mandibular .....	11
2.3. Modelação por Elementos Finitos.....	12
2.3.1. Propriedades dos Materiais.....	13
2.3.2. Forças Musculoesqueléticas .....	14
2.3.3. Tensão de von Mises .....	15
2.3.4. Tensões Principais .....	15
2.3.5. Deformação Logarítmica .....	16
2.4. Modelos FE Mandibulares .....	16

<b>Capítulo 3</b> .....	18
<b>3. Materiais e Métodos</b> .....	18
3.1. Conjuntos de Imagens Médicas.....	18
3.2. Segmentação das Imagens Médicas.....	19
3.3. Modelação de Elementos Finitos.....	20
3.3.1. Região de Interesse .....	23
3.3.2. Condições de Fronteira .....	24
3.4. Extração de Valores.....	25
3.4.1. Tensão Média e Tensão Máxima.....	25
3.4.2. Tensão num Elemento Específico.....	26
3.4.3. Número de Elementos em Intervalos de Tensão.....	27
3.4.4. Deformação Logarítmica e Tensão Principal Máxima .....	28
 <b>Capítulo 4</b> .....	 29
<b>4. Resultados e Discussão</b> .....	29
 <b>Capítulo 5</b> .....	 49
<b>5. Conclusões</b> .....	49
 <b>Referências Bibliográficas</b> .....	 51
 <b>Anexos</b> .....	 58
Anexo 1. Código Geral.....	58
Anexo 2. Função para calcular Tensão Média e Máxima de von Mises no Modelo.....	59
Anexo 3. Função para extrair Tensão de von Mises num Elemento específico do Modelo..	61
Anexo 4. Função para criar Intervalos de Tensão de von Mises e calcular o respetivo número de elementos do Modelo.....	62
Anexo 5. Função para calcular Deformação Logarítmica Máxima .....	63

# Lista de Figuras

Figura 2.1	Esquemática da constituição da mandíbula humana, vista lateral e interna .....	3
Figura 2.2	Ortopantomografia onde é possível identificar o osso cortical e o osso trabecular.....	4
Figura 2.3	Músculos da Mastigação. Os músculos Temporal e Masseter são visualizados através da vista lateral e os músculos Pterigóideo Lateral e Medial através da vista posterior .....	5
Figura 2.4	Movimentos mandibulares. A - Padrões de tensão e deformação na sínfise mandibular. B - Deformação da mandíbula .....	6
Figura 2.5	Reconstrução Mandibular através de enxerto.....	8
Figura 2.6	Tipos de Ressecção Mandibular. A - Mandibulectomia Marginal. B - Mandibulectomia Parcial. C - Hemimandibulectomia. D - Mandibulectomia Total .....	8
Figura 2.7	Ortopantomografias. A - Enxerto ósseo mantido na posição através da utilização de uma placa de titânio. B - Substituição do segmento ósseo removido pela placa de titânio .....	9
Figura 2.8	Implante Mandibular. A - Modelo 3D da mandíbula com defeito. B - Modelo 3D do implante criado .....	10
Figura 2.9	Modelo Musculoesquelético da mandíbula intacta. A - Músculo Temporal. B – Músculo Masseter. C – Músculo Pterigóideo Medial. D – Músculo Pterigóideo Lateral.....	15
Figura 2.10	Modelo Mandibular de Mordida Frontal. A - Condições de Fronteira. B – Simulação de von Mises do Modelo .....	16
Figura 2.11	Localização da Carga. A - Sínfise. B - Parassínfise. C - Corpo Lateral.....	17
Figura 2.12	Tensão de von Mises no osso cortical da mandíbula edêntula sob diferentes localizações de impacto a 700N. A - Sínfise. B - Parassínfise. C - Corpo Lateral.....	17
Figura 3.1	Esquemática da Segmentação de Imagens.....	19
Figura 3.2	Modelos 3D das Mandíbulas. A – P1.CLM. B – P2.SLM. C – P2.CPF. D – P3.CPF. E – P4.SLM. F – P6.CLM. ....	20
Figura 3.3	Modelos 3D das Mandíbulas Preenchidas. A – P1.CPM. B – P2.CPM.....	20
Figura 3.4	Modelos FE das Mandíbulas. A – P1.CLM. B – P1.CPM. C – P2.SLM. D – P2.CPF. E – P3.CPF. F – P4.SLM. G – P5.CLM. H – P5.CPM.....	21
Figura 3.5	Pontos de Referência para inserção de forças musculares. A - Vista Posterior. B – Vista Lateral.....	23
Figura 3.6	Superfícies de inserção muscular dos músculos da mastigação. A – Vista Anterior. B – Vista Posterior. ....	24

Figura 3.7 Encastre e Força aplicadas no côndilo e masseter direito. A - Pontos abrangentes do encastre do côndilo. B - Encastre aplicado no côndilo. C - Pontos abrangentes da força do masseter. D - Força aplicada no masseter. ....	24
Figura 4.1 Comparação da Tensão de von Mises (MPa) do P1. A – P1.CLM. B - P1.CPM (PCL). C - P1.CPM (PLA). D - P1.CPM (Ti). E – P1.CPM (EO). ....	30
Figura 4.2 Comparação da Tensão de von Mises (MPa) do P5. A – P5.CLM. B – P5.CPM (PCL). C – P5.CPM (PLA). D – P5.CPM (Ti). E – P5.CPM (EO).....	31
Figura 4.3 Comparação da Tensão Máxima (MPa) dos Preenchimentos nos Modelos CPM....	33
Figura 4.4 Posição do Elemento cujas coordenadas estão próximas do Ponto de Interesse no Osso. A – P1.CLM. B – P1.CPM (EO). C – P5.CLM. D – P5.CPM (EO). ....	33
Figura 4.5 Posição do Elemento cujas coordenadas estão próximas do Ponto de Interesse no Preenchimento. A – P1.CPM (PLA). B – P5.CPM (PLA).....	35
Figura 4.6 Comparação da Tensão de von Mises (MPa) no Elemento dos Preenchimentos. ...	36
Figura 4.7 Comparação da Tensão de von Mises (MPa) do P2. A – P2.SLM. B – P2.CPF.....	38
Figura 4.8 Comparação da Tensão de von Mises (MPa) do P3. A – P3.CPF. B – P3.CPF (Rad-D). C – P3.CPF (Rad-E). D – P3.CPF (Rad-T).....	39
Figura 4.9 Comparação da Tensão de von Mises (MPa) no Modelo P4. A – P4.SLM. B – P4.SLM (OP). ....	41
Figura 4.10 Comparação da Tensão Média de Von Mises (MPa) no Osso de cada Modelo.....	46
Figura 4.11 Comparação da Tensão Máxima de Von Mises (MPa) no Osso de cada Modelo..	46
Figura 4.12 Localização do Ponto de Interesse em comum dos modelos. A – P1.CLM. B – P2.SLM. C – P2.CPF.....	47
Figura 4.13 Tensão de Von Mises (MPa) num ponto específico do Osso de cada Modelo.....	48

# Lista de Tabelas

Tabela 2.1	Força de Mordida Máxima e Força Média de Mastigação de pacientes saudáveis e edêntulos.....	6
Tabela 2.2	Valores máximos das Forças Musculares da Mastigação.....	7
Tabela 2.3	Magnitude das Forças Musculares da Mastigação em Newton.....	7
Tabela 2.4	Biomateriais utilizados na Reconstrução Mandibular.....	12
Tabela 2.5	Propriedades dos materiais utilizados nos Modelos FE.....	14
Tabela 3.1	Descrição dos Conjuntos de Imagens Médicas referentes aos Pacientes.....	18
Tabela 3.2	Propriedades dos Modelos (Nós e Elementos).....	22
Tabela 3.3	Propriedades dos materiais utilizados nos Modelos FE.....	22
Tabela 3.4	Posição Anatômica dos Músculos da Mastigação.....	23
Tabela 3.5	Limites das coordenadas do ponto de interesse no Osso dos modelos.....	26
Tabela 3.6	Limites das coordenadas de um ponto de interesse na extremidade do Preenchimento dos modelos.....	26
Tabela 3.7	Limites das coordenadas de um ponto de interesse na zona central e frontal da mandíbula.....	27
Tabela 3.8	Intervalo de Tensões de von Mises.....	27
Tabela 4.1	Tensão Média de von Mises (MPa) dos Modelos CLM e CPM.....	32
Tabela 4.2	Tensão de von Mises (MPa) do Elemento nos Modelos CLM e CPM.....	34
Tabela 4.3	Percentagem de Elementos do Osso dos Modelos P1 presentes num intervalo de tensões.....	37
Tabela 4.4	Percentagem de Elementos do Osso dos Modelos P5 presentes num intervalo de tensões.....	38
Tabela 4.5	Tensão Média de von Mises (MPa) dos Modelos P2.SLM e P2.CPF.....	39
Tabela 4.6	Tensão Média de von Mises (MPa) dos Modelos P3.CPF.....	40
Tabela 4.7	Tensão Média de von Mises (MPa) dos Modelos P4.SLM.....	41
Tabela 4.8	Deformação Logarítmica Max. Principal Absoluta (MPa) no osso dos Modelos P3 e P4.....	42
Tabela 4.9	Tensões Principais Mínimas e Máximas (MPa) no osso dos Modelos P3 e P4.....	42
Tabela 4.10	Percentagem de Elementos do Osso dos Modelos P2 presentes num intervalo de tensões.....	43

Tabela 4.11	Percentagem de Elementos do Osso dos Modelos P3 presentes num intervalo de tensões. ....	44
Tabela 4.12	Percentagem de Elementos do Osso dos Modelos P4 presentes num intervalo de tensões. ....	45

## Lista de Siglas

ATM	Articulação Temporomandibular
Ca	Cálcio
CCP	Cancro da Cabeça e do Pescoço
CLM	Com Lesão Mandibular
CPF	Com Placa de Fixação
CPM	Com Preenchimento Mandibular
CR	Rotação Corporal ( <i>Corporal Rotation</i> )
CT	Tomografia Computorizada ( <i>Computerized Tomography</i> )
DVS	Corte Dorsoventral ( <i>Dorso-ventral shear</i> )
EO	Enxerto Ósseo
FE	Elementos Finitos ( <i>Finite Element</i> )
HNC	Cancro da Cabeça e Pescoço ( <i>Head Neck Cancer</i> )
INC	Incisivo ( <i>Incisal</i> )
LE	<i>Logarithmic Strain</i>
LML	Molar Esquerdo ( <i>Left Molar</i> )
MC	Convergência Medial ( <i>Medial Convergence</i> )
Mg	Magnésio
Ni	Níquel
OP	Osteoporótico
PCL	Policaprolactona
PLA	Poli(ácido láctico)
PMMA	Poli(metilmetacrilato)
PTFE	Poli(tetrafluoretileno)
Rad	Radioterapia
RML	Molar Direito ( <i>Right Molar</i> )
S	<i>Stress</i>
SLM	Sem Lesão Mandibular
Sr	Estrôncio
Ti	Titânio

# Capítulo 1

---

Este capítulo tem o objetivo de introduzir o tema da dissertação. É aqui que será indicada a problemática e os objetivos para a sua resolução. É importante referir que, no fim deste capítulo, se encontra descrita a estrutura da dissertação, para uma melhor compreensão.

## 1. Introdução

O cancro da cabeça e pescoço (HNC, na sigla mais usual em inglês) é um problema crescente de saúde global. A sua incidência mundial anual é em média 685 815 novos casos com cerca de 429 086 mortes associadas [1]. Este tipo de cancro compreende doenças malignas nas vias respiratórias superiores e digestivas, como a cavidade oral, faringe e laringe [2].

Os tumores da região da cabeça e pescoço requerem resseções extensas que implicam lesões extensas tanto nos tecidos moles como nos tecidos duros. Uma das lesões que se destaca como consideravelmente incapacitante, são as lesões mandibulares, como o carcinoma espinocelular, e consequente edentulismo [3], [4]. O edentulismo é a condição de perda de um ou mais dentes de forma parcial ou completa. Esta condição pode ter diversas causas, como cáries dentárias, periodontite<sup>1</sup> [5], trauma, dentes supranumerários<sup>2</sup> [6], lesões císticas e neoplasias [7]. Uma das formas de solucionar lesões tumorais passa por retirar o tumor, deixando a mandíbula defeituosa, ou até mesmo com a necessidade de extrair alguma parte óssea. Quando isto acontece existe a necessidade de considerar qual a melhor solução para cada caso, estudando o osso mandibular, a sua biomecânica e colocando-o sob condições de normal funcionamento.

Sendo a mandíbula humana uma porção inferior do crânio, é imprescindível para suportar os dentes e facilitar a mastigação, assim como a fala e a expressão de emoções [8]. Deste modo, estudar o comportamento da mandíbula é importante em várias situações clínicas [9]. Por este motivo, torna-se iminente analisar soluções para o caso de malformações, defeitos, ou até mesmo reconstrução pós remoção de parte da mandíbula.

Para este estudo ser o mais exequível possível, é necessário investigar o comportamento do osso quando colocado sob condições que reproduzem mastigação, quais os pontos de maior tensão, qual o melhor material para cobrir um defeito, ou até mesmo, qual o comportamento, em relação ao osso, dos dispositivos utilizados para fixar a mandíbula.

---

<sup>1</sup> Doença que afeta o periodonto, ou seja, tudo o que se encontra à volta do dente: a gengiva, o osso que mantém o dente na sua posição e o ligamento periodontal que une o osso ao dente.

<sup>2</sup> Dentes adicionais à série normal de dentição permanente.

## 1.1. Motivação

Para este estudo é essencial perceber a maneira como a mandíbula funciona, tendo em conta a sua anatomia e patologias associadas; a simulação das forças de mastigação requer conhecimento na área e uma abordagem sistemática à biomecânica da mandíbula. Como tal, este trabalho surge de uma proposta de colaboração do Dr. Jorge Marinho, cirurgião estomatologista do IPO-Porto, em busca de entender a forma como o osso mandibular responde às tensões provenientes das forças mastigatórias e a forma como as lesões mandibulares e tratamentos afetam esta resposta.

## 1.2. Identificação do Problema

O facto de existirem, cada vez mais, doentes com problemas adjacentes ao HNC, que se refletem na mandíbula, requer um estudo mais detalhado desse osso. Existem diversos pacientes submetidos a operações de extração tumoral na zona da mandibular, que muitas vezes levam à remoção do osso, ou até mesmo, no caso de doentes que realizam tratamentos como a radioterapia, que tornam o osso mais frágil. Deste modo, é necessário arranjar soluções inovadoras e duradouras para esses doentes, e por sua vez, estudar a mandíbula e o seu comportamento mecânico nos mais diversos casos, para posteriormente avançar com uma resolução.

## 1.3. Objetivos

Os objetivos desta dissertação baseiam-se em vários pontos:

- Segmentação de Imagens Médicas adquiridas de pacientes com e sem lesões mandibulares, preenchimentos e dispositivos de fixação, e posterior modelação 3D;
- Simulação por Elementos Finitos dos modelos mandibulares obtidos;
- Avaliação comparativa do estado de tensão no osso, preenchimentos e dispositivos de fixação mandibular.

## 1.4. Estrutura da Dissertação

A presente dissertação encontra-se organizada por 5 capítulos. Inicialmente, é apresentado um capítulo introdutório onde são expostos alguns pontos-chaves desta dissertação, como a identificação do problema e os objetivos. De seguida é apresentado o Capítulo 2, que reflete a Revisão Bibliográfica do tema. Por sua vez, segue-se o Capítulo 3. Este terceiro capítulo apresenta os materiais e métodos utilizados para a elaboração desta dissertação, assim como uma breve descrição dos procedimentos realizados. O Capítulo 4 é um dos capítulos mais importantes, sendo responsável pela apresentação e discussão dos resultados obtidos. Por fim, a dissertação termina com o Capítulo 5 onde são feitas as conclusões retiradas ao longo do estudo, assim como propostas de trabalho futuro e algumas limitações.

# Capítulo 2

O Capítulo 2 refere-se à revisão bibliográfica dos conteúdos principais abordados nesta dissertação. Serão abordados temas relacionados com a mandíbula, assim como a reconstrução mandibular através da modelação de imagens de tomografia computadorizada (CT) e a obtenção de modelos de elementos finitos.

## 2. Revisão Bibliográfica

A reconstrução mandibular, assim como o estudo da mandíbula, é considerado um enorme desafio para a maior parte dos cirurgiões maxilofaciais. Dois fatores subjacentes a este desafio são: a elevada prevalência e prognóstico reservado do problema de saúde em questão, e a diversidade anatómica da região em causa [10].

Esta região está sujeita a movimentos mandibulares muito complexos que são responsáveis pelas funções orais básicas que constituem uma elevada importância na vida e na inclusão social do doente [10]. Doentes com defeitos não tratados na região mandibular podem, numa fase posterior, sofrer de deformações faciais, perda da fala e redução, ou perda, da função mastigatória. Caso aconteça, estas consequências irão afetar de forma considerável a qualidade de vida dos doentes [11].

### 2.1. Mandíbula

A mandíbula, ou maxilar inferior, é um osso ímpar, sendo o maior osso do crânio humano, e é responsável por manter os dentes inferiores no lugar, auxiliar na mastigação e formar a linha inferior do crânio [12]. Este osso articula-se posteriormente ao osso temporal e é constituído por um arco horizontal que sustenta os dentes, e contém nervos e vasos sanguíneos [13]. Deste modo, a mandíbula consiste em duas porções principais: o corpo – porção anterior da mandíbula – e os ramos – processos verticais localizados nos dois lados do corpo – como ilustra a Figura 2.1 [14].

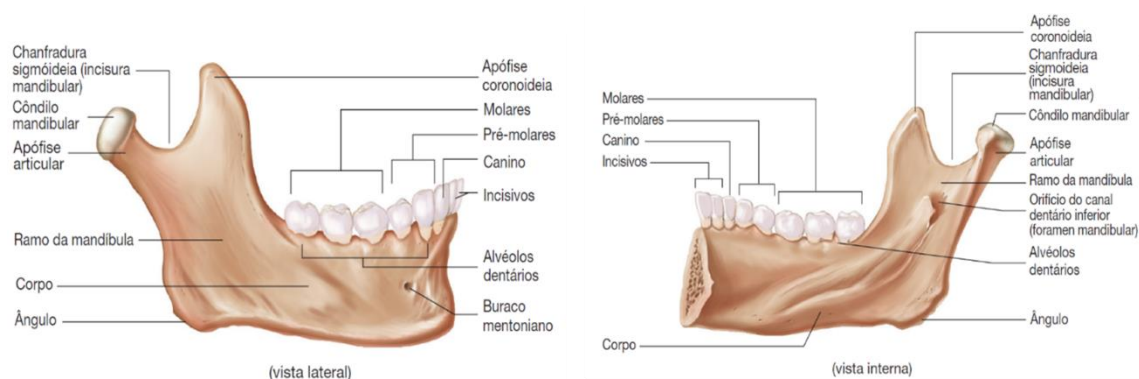


Figura 2.1 Esquemática da constituição da mandíbula humana, vista lateral e interna. Adaptado de [12].

É importante referir que a mandíbula possui saliências alveolares contendo cavidades alveolares que são encaixes para os dentes [12]. Já os ramos e ângulos servem igualmente para fixação de músculos importantes para a mastigação [13].

Na face superior de cada ramo, o côndilo mandibular e a apófise coronoideia, como ilustra a Figura 2.1, articulam-se com o osso temporal para criar a articulação temporomandibular (ATM), permitindo a mobilidade da mandíbula. A ATM é uma diartrose<sup>3</sup> [15], uma das articulações mais complexas do corpo humano, sendo a única articulação que sofre modelação óssea.

### 2.1.1. Composição Óssea e Muscular

A mandíbula é composta por osso cortical e osso trabecular. Isto é, na sua extremidade frontal, também conhecida por mento, esta é composta por uma grande presença de osso cortical; já na zona do corpo a mesma é composta por osso trabecular envolvido por uma camada fina de osso cortical [16].

A Figura 2.2 confirma o que fora referido no parágrafo anterior, é possível perceber que na parte exterior do osso existe uma camada mais densa, sendo identificada por osso cortical, e que na zona interior existem trabéculas que permitem identificar o osso trabecular [17].



Figura 2.2 Ortopantomografia onde é possível identificar o osso cortical e o osso trabecular.  
Adaptado de [16].

Em relação à composição muscular, a mandíbula, sendo uma das porções responsável pela função mastigatória, é envolvida em músculos que ajudam igualmente neste processo, designados músculos da mastigação. Estes músculos, também conhecidos como músculos mastigatórios, fazem parte de um grupo muscular composto pelos músculos temporal, masseter, pterigóideo medial e pterigóideo lateral, ilustrados no esquema da Figura 2.3 [12], [18].

É importante referir que, tal como referido, todos os músculos da mastigação se fixam à mandíbula promovendo a movimentação deste osso na ATM, auxiliando nas suas funções de trituração e mastigação [18].

<sup>3</sup> Articulação móvel que permite o movimento em diversos sentidos.

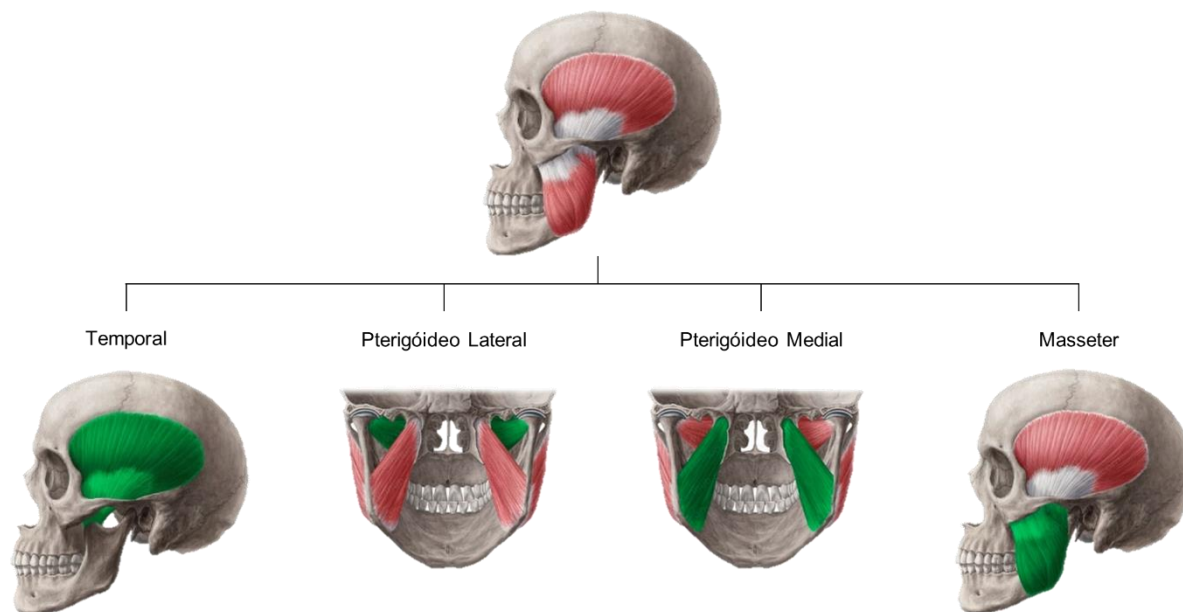


Figura 2.3 Músculos da Mastigação. Os músculos Temporal e Masseter são visualizados através da vista lateral e os músculos Pterigóideo Lateral e Medial através da vista posterior. Adaptado de [18].

Tal como é possível verificar, todos os músculos, acima referidos e ilustrados, são inseridos de diferentes formas na mandíbula. O músculo temporal tem origem na linha temporal e posterior inserção na apófise coronoideia, já o músculo masseter tem origem no arco zigomático e inserção na face externa do ângulo da mandíbula. Por fim, os músculos pterigóideos lateral e medial estão inseridos no côndilo mandibular e na face interna do ângulo da mandíbula, respetivamente [12].

### 2.1.2. Osteoporose Mandibular

A osteoporose é definida como um distúrbio esquelético que se desenvolve quando a densidade mineral óssea e massa óssea diminuem, ou quando a qualidade, ou estrutura, do osso se alteram, levando à diminuição das propriedades mecânicas do osso, sendo uma delas o Módulo de Young [19], [20]. Também o osso sujeito a tratamentos, como a radiação, leva à diminuição da sua rigidez e aumento de risco de osteoporose [21]. Deste modo, considera-se uma condição subdiagnosticada, e a sua gravidade não é considerada até que surjam complicações graves [22].

Assim, como resultado desta perturbação na zona mandibular, a mandíbula torna-se mais suscetível a problemas dentários, verificando-se uma maior vulnerabilidade a fraturas ou outras lesões. Como tal, pode levar a diversos problemas, incluindo a dificuldade na mastigação e fala, mudança da aparência facial e aumento do risco de problemas dentários [23].

### 2.1.3. Mastigação e Forças Mandibulares

A mastigação, definida como o ato de mastigar alimentos, envolve o fecho da boca – elevação da mandíbula – e a trituração dos alimentos entre os dentes – amplitude mediana e lateral da mandíbula [12].

Por outras palavras, a mastigação é constituída pela separação e fecho rítmicos, e bem controlados, dos dentes maxilares e mandibulares. Cada movimento de abertura e fecho da mandíbula representa um movimento de mastigação [24]. A força mastigatória pode ser definida como a resultante de todas as forças aplicadas entre os dentes maxilares e mandibulares resultantes da contração dos músculos elevadores da mastigação durante a ingestão de alimentos [25].

A mandíbula é sujeita a forças produzidas pelos músculos da mastigação e por forças de reação que atuam através dos dentes e articulações temporomandibulares. Deste modo, sofre deformação como resultado dessas cargas externas, que podem ser de tração, de compressão ou de corte, dependendo de como é aplicada [26].

A sínfise mandibular sofre três padrões de tensão e deformação (Figura 2.4 A): rotação corporal (CR) – rotação relativa para fora das metades da mandíbula –, convergência medial (MC) – mudança na largura da mandíbula – e corte dorsoventral (DVS) – movimento das metades da mandíbula, uma em relação à outra no plano vertical [26].

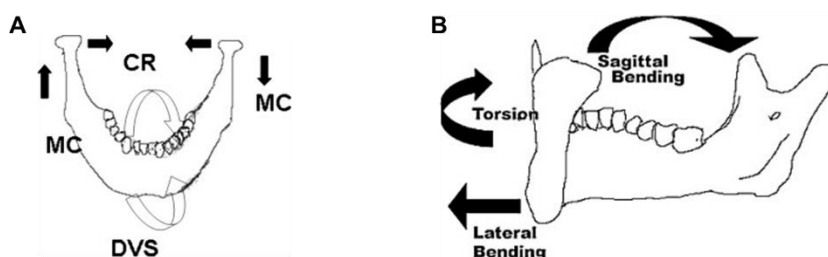


Figura 2.4 Movimentos mandibulares. A - Padrões de tensão e deformação na sínfise mandibular. B - Deformação da mandíbula. Adaptado de [26].

Já a deformação da mandíbula pode ser descrita como uma combinação de flexão sagital, torção e flexão transversal lateral (Figura 2.4 B). Deste modo, as forças oclusais podem ser classificadas como força de mordida máxima no corpo mandibular e força média de mastigação e os valores estão indicados na Tabela 2.1.

Tabela 2.1 Força de Mordida Máxima e Força Média de Mastigação de pacientes saudáveis e edêntulos. Adaptado de [26], [27].

Paciente	Força Mordida Máxima (N)	Força Média de Mastigação (N)
Saudável	200 – 4341.40	15.70 – 261.70
Edêntulo	28 – 190	8.80 – 49.90

Estudos mais detalhados demonstram que as forças de mordida dependem do tipo de alimento ingerido e do local onde são aplicadas [28].

A estrutura da mandíbula é repartida em várias regiões musculares responsáveis por descrever a carga na mandíbula durante a mastigação. Estas regiões são compostas, tal como referido anteriormente, pelos músculos masseter, temporal e pterigóideos medial e lateral. A Tabela 2.2 descreve os valores máximos das forças musculares da mastigação [29]. Já a Tabela 2.3 demonstra a magnitude das forças musculares definidas por Pinheiro et al. [27] ao longo de várias direções (x, y e z) para a mordida incisiva (INC), mordida molar esquerda (LML) e direita (RML).

Tabela 2.2 Valores máximos das Forças Musculares da Mastigação. Adaptado de [29]

Músculo	Força Muscular Máxima (N)	Força Muscular Equivalente (N)
Masseter	190.40	95.20
Temporal	95.60	47.80
Pterigóideo Medial	174.80	87.40
Pterigóideo Lateral	66.90	33.45

Tabela 2.3 Magnitude das Forças Musculares da Mastigação. Adaptado de [27].

Forças Musculares	INC (N)			LML e RML (N)		
	x	y	z	x	y	z
Masseter Direito	- 60.91	- 54.18	185.79	- 48.31	- 29.11	132.44
Masseter Esquerdo	60.91	- 54.18	185.79	48.31	- 29.11	132.44
Temporal Direito	- 8.44	10.91	41.71	- 32.345	51.66	150.18
Temporal Esquerdo	8.44	10.91	41.71	32.345	51.66	150.18
Pterigóideo Medial Direito	147.53	- 113.23	240.11	57	- 43.75	92.78
Pterigóideo Medial Esquerdo	- 147.53	- 113.23	240.11	- 57	- 43.75	92.78
Pterigóideo Lateral Direito	90.97	- 100.69	- 16.05	10.105	- 12.14	- 2.79
Pterigóideo Lateral Esquerdo	- 90.97	- 100.69	- 16.05	- 10.105	- 12.14	- 2.79

Por fim, é importante referir o processo de mastigação baseia-se nestes quatro músculos indicados na tabela acima. O deslocamento de ambos os côndilos é fixo, e o deslocamento da região molar é restrito na região superior submetida à força mastigatória na mandíbula [30].

## 2.2. Reconstrução Mandibular

A reconstrução mandibular é um procedimento cirúrgico para o tratamento de defeitos de continuidade mandibular, que normalmente são resultantes de resseção tumoral (benigna ou maligna), osteomielite<sup>4</sup> [31] ou osteoradionecrose [11].

<sup>4</sup> Distúrbio inflamatório do osso que leva à destruição e necrose óssea.

A história da reconstrução mandibular não deve ser isolada da evolução histórica dos enxertos ósseos precedentes. Em 1892, Bardenheuer utilizou um enxerto da própria mandíbula para restaurar a sua continuidade, como mostra a Figura 2.5 [11].

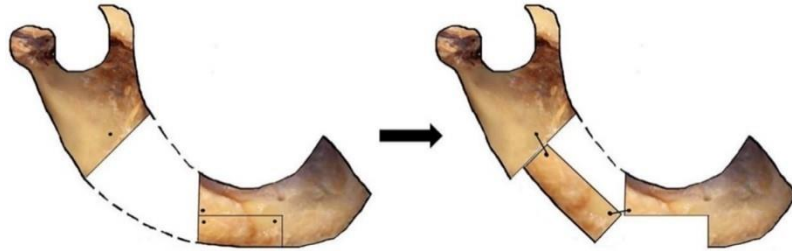


Figura 2.5 Reconstrução Mandibular através de enxerto. Adaptado de [11].

Embora este procedimento assegurasse a recuperação da continuidade da mandíbula, o tecido ósseo perdido não era reconstruído. As seguintes tentativas foram produzidas com recurso a enxertos ósseos, não vascularizados, e fixados por placas metálicas de reconstrução, geralmente fabricadas em titânio [11].

É importante referir que para cada reconstrução é importante definir a extensão e a área do defeito mandibular, e se necessário recorrer à recessão mandibular e traçar o plano cirúrgico.

### 2.2.1. Recessão Mandibular

A ressecção mandibular é, por sua vez, a primeira linha de tratamento do HNC, ou trauma físico na região mandibular. Esta operação resume-se à remoção de parte, ou totalidade, da mandíbula, a fim de evitar a recorrência do tumor. Deste modo, existem quatro tipos de ressecção mandibular normalmente realizados: mandibulectomia marginal, parcial, hemimandibulectomia e mandibulectomia total, sendo a principal diferença a área ou a quantidade a ser retirada, como ilustra a Figura 2.6 [32]. É importante referir que aquando da recessão parcial, ou mais profunda, da mandíbula, a força de mordida fica bastante reduzida [26].

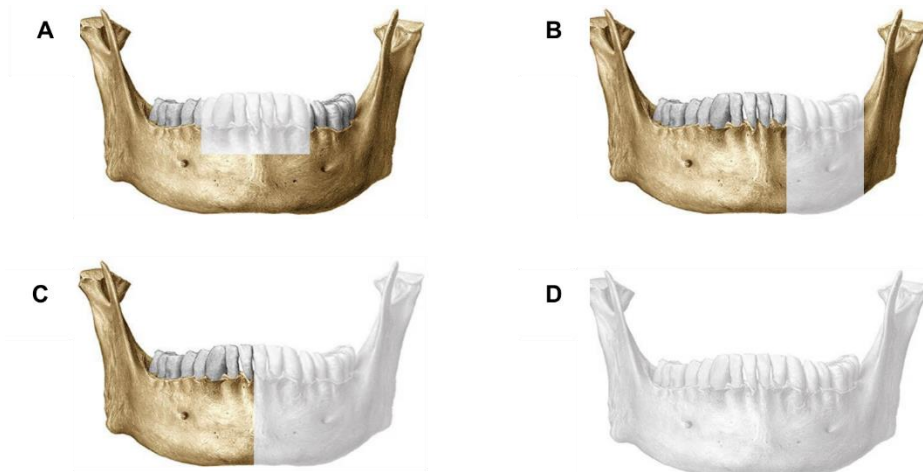


Figura 2.6 Tipos de Ressecção Mandibular. A - Mandibulectomia Marginal. B - Mandibulectomia Parcial. C - Hemimandibulectomia. D - Mandibulectomia Total. Adaptado de [33].

### 2.2.2. Dispositivos de Fixação e Implantes Mandibulares

A reconstrução mandibular visa a reabilitar, principalmente, a estética e funcionalização da mandíbula. Ao longo das últimas décadas foram introduzidas diferentes técnicas de reconstrução mandibular, e as suas utilizações têm sido discutidas [4].

Atualmente, são utilizados diversos métodos cirúrgicos, existindo dois fatores importantes e responsáveis pelas funções básicas da mandíbula, a ter em consideração: diversidade anatômica da região e os movimentos complexos da mandíbula [10]. Existem diversas formas padrão para a reconstrução de uma mandibulectomia segmentar, tais como a colocação de um enxerto antebraquial, um retalho peroneal ou de uma placa de fixação, com ou sem retalho de tecido mole, dependendo do tempo de utilização [34]. Os implantes mandibulares padrão disponíveis no mercado são moldados manualmente antes da cirurgia para uma melhor adaptação à mandíbula do paciente. Um leve desajuste no alinhamento da placa pode resultar na falha do implante [30].

As placas de titânio são utilizadas tanto como dispositivos de fixação – Figura 2.7 A – com o objetivo de manter os enxertos ósseos no lugar, mas também como dispositivos protésicos – Figura 2.7 B – com a função de substituir a área óssea perdida.

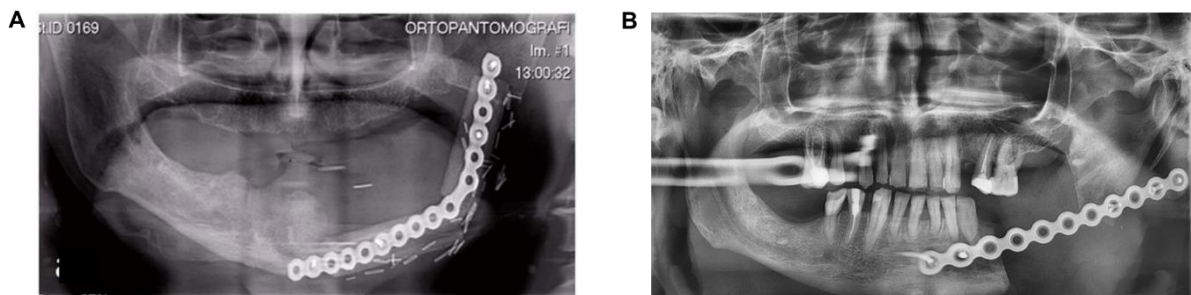


Figura 2.7 Ortopantomografias. A - Enxerto ósseo mantido na posição através da utilização de uma placa de titânio. B - Substituição do segmento ósseo removido pela placa de titânio. Adaptado de [10].

Com a inclusão dos projetos assistidos por computador, prototipagem rápida e sistemas de imagiologia, é possível produzir um implante personalizado que se adequa com precisão à mandíbula do paciente. Em 2015, Al-Ahmari et al. fizeram uma análise comparativa de implantes mandibulares diferentes, nomeadamente um personalizado e um tradicional, utilizando o método de elementos finitos (FE, sigla usual em inglês). Concluíram que a placa personalizada encaixa na perfeição na região ressecada, pois é feita a partir da imagem espelhada do próprio osso, ao contrário das placas tradicionais, onde as operações manuais são necessárias para a colocação do implante [30].

No entanto, os movimentos mandibulares, anteriormente referidos e ilustrados (Figura 2.4), podem causar torções e efeitos de flexão nas placas de titânio. Além disso, as forças mastigatórias provocam tensões de corte ao longo do dispositivo de fixação, promovendo a sua rotura, perda óssea, relaxamento dos parafusos, mas também falhas no processo de reconstrução. Apesar de bastante utilizadas, as placas de titânio substituem insatisfatoriamente o volume ósseo perdido, e são incompatíveis com a colocação ou reabilitação oral com implantes dentários [35].

Ainda é importante referir que, a fratura da placa de titânio ocorre normalmente entre 6 e 9 meses após a cirurgia de reconstrução. Estas fraturas ocorrem mais comumente na curvatura interna da placa, onde as concentrações de tensão estão localizadas, sendo mais frequentes em pacientes sem enxerto ósseo.

Além disso, a fratura da placa não depende da idade ou sexo do paciente, deste modo Gutwald et al. defendem que para evitar a falha, as placas devem corresponder à forma tridimensional da mandíbula [36].

Deste modo, algumas técnicas de *design* e fabrico aditivo estão a começar a impactar, pela positiva, as áreas de planeamento pré-operatório, levando à criação, neste caso, de implantes mandibulares específicos para o paciente [37]. Tal como referido anteriormente, uma das opções de tratamento de uma mandibulectomia segmentar ou parcial, é a colocação de uma placa de fixação, no entanto, a eficácia deste dispositivo é limitada [38].

Como tal, Mohammed et al. avaliaram o potencial de um implante personalizado de substituição da mandíbula. O implante foi criado utilizando imagens médicas de CT do paciente juntamente com um *software* de manipulação 3D, onde se verificava um defeito do lado direito da mandíbula (Figura 2.8 A). Os autores espelharam o lado não comprometido e finalizaram manualmente (Figura 2.8 B). Por fim, o implante foi impresso por fusão seletiva a laser e, verificou-se que, o implante concebido teria um excelente ajuste e potencia os médicos a melhorar os resultados gerais, incluindo a qualidade de vida dos seus pacientes [38].

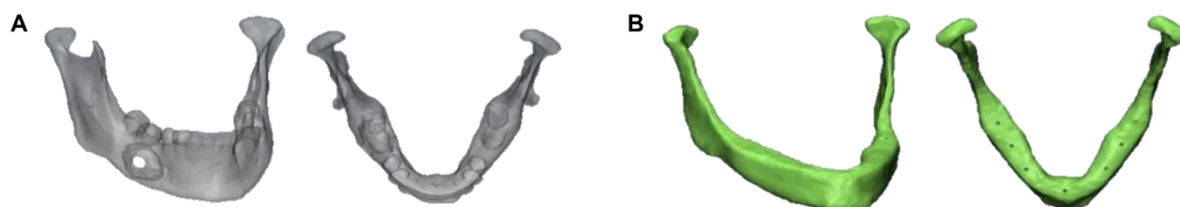


Figura 2.8 Implante Mandibular. A - Modelo 3D da mandíbula com defeito. B - Modelo 3D do implante criado.  
Adaptado de [38].

É importante referir que quando se coloca um implante, ou um dispositivo de fixação, pode ocorrer o fenómeno de *stress shielding* [39]. Este fenómeno acontece quando um implante metálico (por norma de titânio, bastante mais rígido que o osso, mesmo em relação ao osso cortical) absorve parte significativa das cargas mecânicas que seriam transferidas para o osso, o que faz com que o osso em volta do dispositivo perca força e densidade. Uma vez que a perda de estímulos mecânicos pode levar à diminuição da produção de tecido ósseo, isto leva ao enfraquecimento do osso ao redor do implante. Todo este fenómeno ocorre devido ao dispositivo assumir parte das tensões que o osso normalmente suportaria, o que resulta numa redução da tensão no osso [40]. A principal causa do *stress shielding* neste contexto é então a diferença de rigidez entre o osso mandibular e o material do dispositivo [41], e este é um problema a estudar/solucionar.

### 2.2.3. Materiais para Reconstrução Mandibular

Tal como já fora referido, reparar da melhor maneira os defeitos mandibulares é uma direção de pesquisa importante, e deste modo, a reconstrução dos defeitos da mandíbula tem sido uma inquietação constante, assim como a procura pelo método certo para reparar o defeito ósseo [42].

Alguns destes procedimentos incluem, para além das placas de fixação e implantes mandibulares, enxertos [43]. Nos dias de hoje, o aloenxerto<sup>5</sup> [44] e o xenoenxerto<sup>6</sup> [45]. são bastante utilizados na prática clínica, a fim de reduzir a rejeição imunológica [42].

No entanto, o tratamento com enxerto ósseo possui algumas limitações, como a impossibilidade de recriar a geometria complexa da mandíbula original. Além disso, falha igualmente na reprodução do aspeto estético e funcional [43]. Deste modo, recorre-se a um substituto de enxerto ósseo, e o mesmo deve ser: osteocondutor, osteoindutor, biocompatível, bioabsorvível, estruturalmente semelhante ao osso, fácil de manusear e económico, esperando-se a formação de uma interface de ligação óssea com o tecido ósseo [42], [46].

Nos últimos anos, com o rápido desenvolvimento de materiais biológicos e da Medicina Regenerativa, a investigação em biomateriais que assegurassem a substituição óssea, aplicados a defeitos mandibulares, tem vindo a tornar-se cada vez mais intensa. Estes biomateriais possuem características como a biocompatibilidade, que se assemelham à do osso mesmo quando este exhibe alterações morfológicas devido a tratamentos, e como tal, podem ser utilizados em defeitos mandibulares [42], [46].

Os biomateriais metálicos, divididos em degradáveis e não degradáveis, possuem um módulo de elasticidade, resistência mecânica e condições de cicatrização que se adequam ao tecido ósseo. No entanto, muitos destes materiais apresentam risco de condicionantes, devido à libertação de iões e/ou partículas metálicas tóxicas. Atualmente, o biomaterial metálico não degradável diversamente utilizado, para defeitos mandibulares, é o titânio (Ti) e suas ligas. Este é dos poucos biomateriais que atendem naturalmente aos requisitos de implantação humana devido ao seu baixo peso, baixa toxicidade e alta resistência à corrosão. Este material é exclusivamente utilizado na produção de placas e parafusos, tal como referido anteriormente. No entanto, o Ti apresenta alguns obstáculos, como a baixa ductilidade<sup>7</sup> [47] e fraturas na placa após alguns meses de utilização [42]. Por outro lado, metais degradáveis como o magnésio (Mg) e suas ligas têm mostrado utilidade na reparação e construção óssea. No entanto, devido à alta solubilidade do Mg, a libertação de iões é elevada, criando toxicidade [43]. Por outro lado, segundo Guo et al. e Wang et al., a liga Mg-Estrôncio (Sr) possui uma boa biocompatibilidade e osteogénese, o que pode promover o reparo ósseo em defeitos mandibulares, e a liga Mg-Cálcio (Ca), mantém um grande espaço osteogénico e acelera a formação de osso novo [42].

<sup>5</sup> Transplante de tecido retirado de um ser para outro ser da mesma espécie.

<sup>6</sup> Transplante de tecido entre indivíduos de diferentes espécies.

<sup>7</sup> Capacidade de um material sofrer deformação plástica antes de fraturar.

Recentemente, *scaffolds* de metal poroso, como o tântalo (Ta) e nitinol (Liga Níquel-Titânio), e *scaffolds* de metais bioativos<sup>8</sup>, como células revestidas de material ativo osteogénico, têm atraído a atenção dos investigadores, mas faltam dados clínicos a longo prazo, e não têm sido amplamente utilizados clinicamente. Sabe-se que o Ta detém uma boa configuração tridimensional e biocompatibilidade, o que visa promover a adesão, proliferação e expressão de genes de osteoblastos<sup>9</sup> [42], [48]. Segundo Zhang et al. os produtos de Ta têm sido aplicados na área de Ortopedia, alcançando resultados promissores, esperando-se que se torne um material compatível para defeitos mandibulares [42].

Por outro lado, existem biomateriais poliméricos, utilizados como substitutos ósseos devido à sua excelente elasticidade, geralmente biocompatíveis e bastante mais fáceis de fabricar. Deste modo, podem ser moldados na forma e tamanho desejados com base na reconstrução a ser feita [42].

Os polímeros podem ser classificados com base na reatividade da sua estrutura química (ou hidrólise) como degradáveis e não degradáveis. Os polímeros sintéticos biodegradáveis, como o Poli(ácido láctico) (PLA) e o Policaprolactona (PCL), mantêm a integridade estrutural, e respetivas propriedades, durante mais tempo, e podem ser processados conforme a necessidade para conferir diferentes propriedades [42], [49]. Já os polímeros não degradáveis em aplicações biomédicas incluem o Poli(tetrafluoretileno) (PTFE) e o Poli(metilmetacrilato) (PMMA), bastante utilizados em cirurgias de reconstrução maxilofacial. O PTFE pode ser utilizado como uma nova biomolécula guiando a regeneração do tecido na área do defeito. Já o PMMA pode ser utilizado como substituto ósseo na reconstrução da mandíbula, e também como *drug delivery* para a incorporação de substâncias bioativas de forma a promover a cicatrização óssea. Por outro lado, os materiais poliméricos não degradáveis apresentam o risco de libertar substâncias tóxicas [42]. A Tabela 2.4 resume os biomateriais que podem ser utilizados na reconstrução mandibular.

Tabela 2.4 Biomateriais utilizados na Reconstrução Mandibular. Adaptado de [42].

Metálicos		Poliméricos	
Degradáveis	Não Degradáveis	Degradáveis	Não Degradáveis
Ligas Mg	Titânio	PLA	PTFE
Tântalo	Ligas Ti	PCL	PMMA

### 2.3. Modelação por Elementos Finitos

A modelação por FE é considerada uma ferramenta computacional eficaz para a odontologia desde 1977, sendo uma técnica utilizada, entre diversas opções, para analisar tensões e deformações no corpo humano de uma forma não invasiva [50]. Assim, a modelação por FE permite explorar aspetos da biomecânica, neste caso da mandíbula, que não podem ser diretamente estudados experimentalmente [51].

<sup>8</sup> Material com interação com os tecidos naturais.

<sup>9</sup> Células mononucleares responsáveis pela síntese de matriz óssea.

Estudos anteriores demonstraram que a análise de FE é um procedimento viável, desempenhando um papel importante na avaliação biomecânica da estabilidade dos sistemas placa/parafuso utilizados para o tratamento de fraturas mandibulares, medição da tensão no osso mandibular e estudo biomecânico geral da mandíbula [46], [52]. Aquando da utilização de modelos mandibulares com implantes, o maior obstáculo na análise FE é a recriação fiel do osso e a definição da interface osso-implante. A imprevisibilidade do comportamento mecânico do osso (não linear), e a sua complexidade estrutural, levaram os investigadores a efetuar diversas simulações, em que as diferenças nas propriedades dos materiais, na geometria e nas condições de fronteira, têm indubitavelmente impacto [52].

### 2.3.1. Propriedades dos Materiais

Tal como referido anteriormente, a mandíbula é composta por osso cortical e parte de osso trabecular no interior, e no caso de alguns modelos, dependendo da situação clínica, são igualmente compostas por uma placa de fixação, geralmente de titânio ou liga de titânio, ou por um preenchimento constituído por PCL ou PLA.

Em 2021, Bari et al., projetaram *scaffolds*, impressos em 3D, de PCL com um hidrogel à base de alginato contendo células estaminais. Sendo que existe alguma variedade nos polímeros sintéticos para a elaboração de *scaffolds*, o PCL foi escolhido por ser um dos biomateriais amplamente utilizados na regeneração de tecidos devido à sua hidrólise e resistência mecânica adequada [53]. Como tal, concluíram que a utilização de células estaminais incorporadas no *scaffold* pode resultar na melhoria da velocidade e qualidade da formação de osso novo. O PCL sendo um biomaterial que se adapta a qualquer forma, e estado, que o investigador deseja, torna a sua utilização mais fácil e os resultados mais otimistas e utilizáveis [53].

Também em 2021, Reina et al., estudaram a porosidade e resistência à compressão de um *scaffold*, à base de PLA revestido com hidroxiapatite, para reconstrução da mandíbula. O PLA foi escolhido por estes investigadores por ser um material biodegradável e biocompatível, pelo que apresenta diversas aplicações no mundo da medicina, na área da regeneração de tecidos, cicatrização de fraturas e fios cirúrgicos [54]. No entanto, por ser um material com propriedades não bioativas e hidrofóbicas, concluíram que seria proveitoso um revestimento para melhorar as propriedades. Apesar do revestimento aperfeiçoar as propriedades do *scaffold* quando colocado na mandíbula, o PLA não deixa de ser um material em vista para a reconstrução óssea [54].

Quando se fala em Modelos FE, neste caso da mandíbula, é importante definir os materiais utilizados e as suas propriedades como o Módulo de Young<sup>10</sup> e o Coeficiente de Poisson<sup>11</sup>, e para os resultados futuros, é importante saber a Tensão de Cedência<sup>12</sup> de cada material. As propriedades dos materiais referidos acima são apresentadas na Tabela 2.5.

<sup>10</sup> Propriedade mecânica que mede a rigidez de um material sólido.

<sup>11</sup> Descreve a deformação transversal, de um material homogéneo e isotrópico, em relação à direção longitudinal da carga.

<sup>12</sup> Tensão máxima que o material suporta até sofrer deformação no domínio plástico.

Tabela 2.5 Propriedades dos materiais utilizados nos Modelos FE.

Material	Módulo de Young (MPa)	Coefficiente de Poisson	Tensão de Cedência (MPa)	Referências
Osso Trabecular	7 930	0.30	20	[29], [55]
Osso Cortical	13 700	0.30	193	[29], [55]
Titânio	113 800	0.34	880	[28], [56]
PLA	3 500	0.35	60	[57], [58]
PCL	433	0.30	10	[59]–[61]

Aquando da atribuição de um material elástico a um modelo FE, o mesmo deve ser definido como linear ou não linear. Se o modelo for definido como linear, espera-se que a deformação do mesmo aumente de forma proporcional quando a força aplicada aumenta na mesma escala [62]. Assim, de forma a relacionar a tensão e a extensão do modelo, recorre-se à Lei de Hooke Generalizada, representada na equação (2.1), uma vez o modelo FE é sujeito a um estado triaxial de tensão. O Módulo de Young ( $E$ ) representa a rigidez do modelo, que relaciona a tensão ( $\sigma$ ) e a extensão ( $\varepsilon$ ), com o coeficiente de Poisson ( $\nu$ ).

$$\begin{aligned} \varepsilon_x &= +\frac{\sigma_x}{E} - \frac{\nu\sigma_y}{E} - \frac{\nu\sigma_z}{E} \\ \varepsilon_y &= -\frac{\nu\sigma_x}{E} + \frac{\sigma_y}{E} - \frac{\nu\sigma_z}{E} \\ \varepsilon_z &= -\frac{\nu\sigma_x}{E} - \frac{\nu\sigma_y}{E} + \frac{\sigma_z}{E} \end{aligned} \tag{2.1}$$

Assim, a relação da Tensão com a Deformação, quando um material é linear, é diretamente proporcional. A deformação numa direção é acompanhada por uma contração nas restantes direções. Isto é, à medida que as tensões aumentam, a deformação também aumenta. No caso das tensões serem estáticas, é esperado um aumento da deformação quando o Módulo de Young diminui. Se os materiais forem definidos como não lineares esta regra já não se aplica, uma vez que não existe linearidade [63]. No entanto, muitas vezes não se tem em conta a não linearidade por uma questão de simplificação [65].

### 2.3.2. Forças Musculoesqueléticas

As forças utilizadas para a construção de um modelo FE devem tentar corresponder à realidade. Tal como referido no Capítulo 2.1.3, as forças envolvidas na mastigação e movimentos mandibulares são repartidas em várias regiões musculares como o masseter, temporal e pterigídeo medial e lateral.

Em 2021, Pinheiro et al., desenvolveram um modelo de elementos finitos com o objetivo de realizar uma avaliação biomecânica da mandíbula humana após a substituição da ATM sob diferentes condições de mordida – INC, LML e RML (Tabela 2.3). Deste modo, foram atribuídas forças musculares para a mordida nos incisivos e mordida molar direito e esquerdo, tal como mostra a Figura 2.9 [27]. Neste caso, as forças musculares foram aplicadas uniformemente até que a força de mordida nominal, ou máxima, desejada fosse medida na arcada dentária.

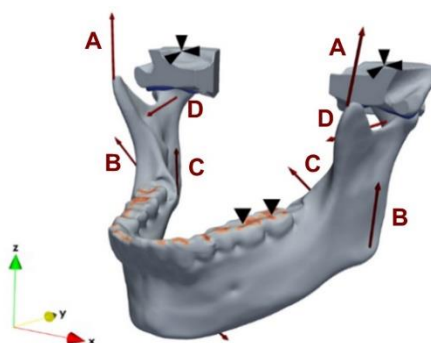


Figura 2.9 Modelo Musculoesquelético da mandíbula intacta. A - Músculo Temporal. B – Músculo Masseter. C – Músculo Pterigóideo Medial. D – Músculo Pterigóideo Lateral. Adaptado de [27].

### 2.3.3. Tensão de von Mises

Para a análise dos resultados obtidos, aquando da simulação dos modelos FE sob várias cargas e condições de fronteira, é importante compreender o comportamento mecânico do mesmo. Um dos *outputs* gerados é a Tensão de von Mises (aparecendo daqui em adiante a denominação em inglês, *stress* ( $S$ )), em cada ponto do modelo. Esta tensão é definida como um valor escalar de tensões principais num determinado ponto do modelo [66], [67].

A tensão de von Mises compreende um valor empregue para determinar se um determinado material irá ceder. O critério de cedência de von Mises institui que se a tensão de von Mises de um material sob carga, for igual ou superior ao limite de cedência do mesmo material sob tensão simples, então o material cederá [66]. Deste modo, este conceito é bastante utilizado em projetos de elaboração de placas de fixação de forma a medir a tensão ao longo do dispositivo, bem como no modelo aplicado [67]. Por fim, esta tensão é útil porque simplifica estados de tensão complexos num único valor. Caso a tensão de von Mises exceda a tensão de cedência do material, é provável que ocorra cedência nesse ponto.

### 2.3.4. Tensões Principais

Para uma análise detalhada do estado de tensão nos modelos, recorre-se às tensões principais máximas e mínimas – S-Max. Principal (Abs). Tais dados são fundamentais para avaliar critérios de falha, comportamento do material e a garantia de integridade estrutural do modelo, sob diversas condições de carga [68]. É importante referir que a tensão principal absoluta é a maior tensão principal quando comparado o valor absoluto de todas as tensões principais [68].

### 2.3.5. Deformação Logarítmica

De forma a analisar a linearidade dos modelos, quando alterado o Módulo de Young, recorre-se aos valores de Deformação Logarítmica (LE) obtidos no Abaqus aquando da simulação, mais especificamente ao valor máximo principal absoluto – Max. Principal (Abs) [69].

Assim, considera-se a Deformação Logarítmica, uma medida de deformação preferida por diversos investigadores devido às suas propriedades notáveis em deformações finitas na mecânica dos materiais [70].

Já a componente Max. Principal (Abs) é a representação dos maiores valores de deformação que um material exhibe num determinado modelo FE, sendo derivada da deformação logarítmica máxima principal, que indica a maior deformação que ocorre ao longo da direção mais extrema no material, com o valor absoluto a refletir a grandeza do pico de deformação, seja em tração ou compressão [71].

## 2.4. Modelos FE Mandibulares

Em 2022, Hedeşiu et al., examinaram o comportamento biomecânico da mandíbula, particularmente na área do côndilo, e desenvolveram um modelo FE da mandíbula quando submetida ao seu funcionamento normal de mordida incisiva. Como tal, foi utilizado um modelo homogéneo com as seguintes propriedades mecânicas do osso: Módulo de Elasticidade = 15 GPa e Coeficiente de Poisson = 0.3 [52].

Após a aplicação das forças geradas pelos músculos temporal, masseter e pterigóideo medial (Figura 2.10 A), foram simuladas nas suas condições normais de carga, tendo fixado a ATM esquerda e direita. A Figura 2.10 B ilustra os resultados obtidos desta simulação, da tensão de von Mises, onde estavam envolvidos os seis músculos anteriormente referidos e oito dentes anteriores a pressionar um corpo rígido (mordida frontal) [52].

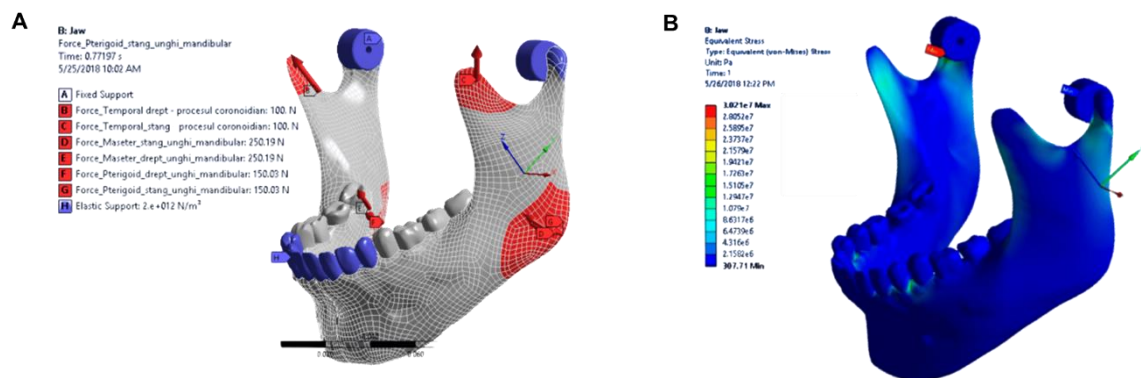


Figura 2.10 Modelo Mandibular de Mordida Frontal. A - Condições de Fronteira. B – Simulação de von Mises do Modelo. Adaptado de [52].

Hedeşiu et al., concluíram que o modelo projetava de uma forma correta o processo de mastigação, tendo os valores de tensão mais elevados (entre 4.316 e 12.947 MPa), abaixo da apófise coronoideia e da apófise articular, devido à fixação da ATM [52].

Por outro lado, Pasha et al., estudaram a complexidade das tensões e deformações induzidas por trauma numa mandíbula edêntula. Para tal foi utilizado um modelo FE, em que os materiais foram considerados elásticos isotrópicos, homogêneos e lineares (Osso Cortical:  $E = 13\,700$  MPa e Osso Trabecular:  $E = 1\,370$  MPa). As forças foram aplicadas de três maneiras de forma a reproduzirem um impacto traumático, como mostra a Figura 2.11 [55].

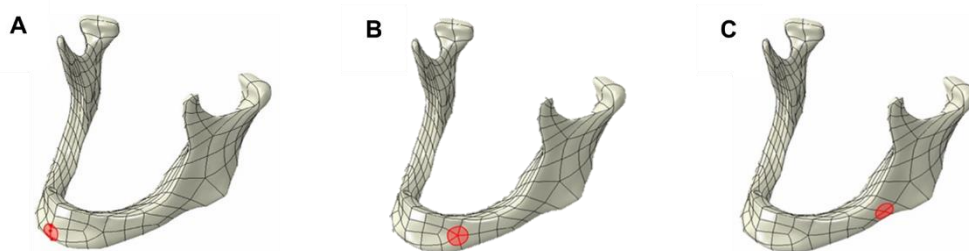


Figura 2.11 Localização da Carga. A - Sínfise. B - Parassímfise. C - Corpo Lateral. Adaptado de [55].

Para a comparação dos resultados da análise FE, os autores utilizaram o critério de tensão de von Mises. Como tal, verificaram que os valores de tensão foram mais elevados no osso cortical do que no osso trabecular, porque uma porção significativa da tensão induzida é transmitida ao osso cortical devido ao seu maior módulo de elasticidade (razão pela qual a distribuição de tensões e a deformação obtidas nos resultados, é do osso cortical) [55]. A Figura 2.12 ilustra a tensão de von Mises no osso cortical da mandíbula sob as diferentes localizações de impacto.

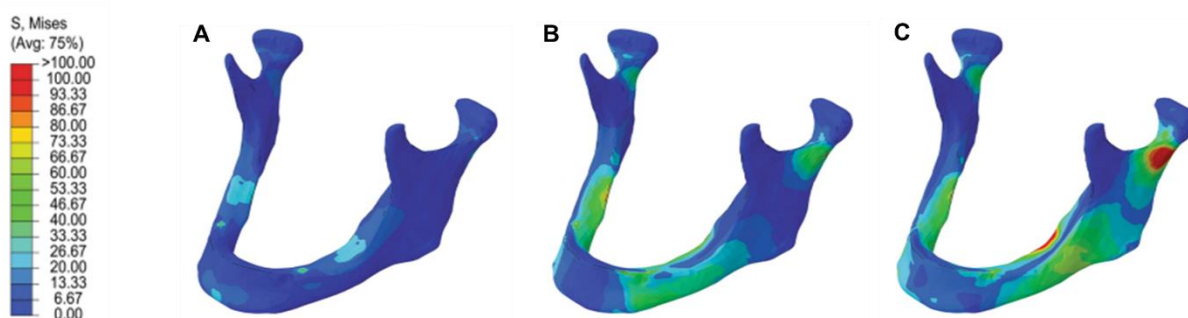


Figura 2.12 Tensão de von Mises no osso cortical da mandíbula edêntula sob diferentes localizações de impacto a 700N. A - Sínfise. B - Parassímfise. C - Corpo Lateral. Adaptado de [55].

Pasha et al., concluíram que quando a força é aplicada na região da sínfise da mandíbula, a tensão de maior valor (entre 20 e 26 MPa) foi observada na crista alveolar do corpo mandibular. Por outro lado, quando a carga de impacto é aplicada na parassímfise, e na lateral do corpo da mandíbula, a mesma produz valores elevados de tensão von Mises no colo do côndilo, entre 40 e 60 MPa e entre 40 e 100 MPa, respetivamente [55].

# Capítulo 3

---

Este capítulo está destinado a descrever os materiais e métodos utilizados para este estudo e para a obtenção de resultados.

## 3. Materiais e Métodos

O presente estudo foi desenvolvido utilizando um programa de segmentação e um programa que analisasse os modelos de elementos finitos. O *software* utilizado para a segmentação das imagens médicas foi o ScanIp (Synopsys Inc.), onde foram obtidos os modelos 3D das mandíbulas em estudo, assim como o modelo de elementos finitos. Já o Abaqus CAE 2019 (Abaqus Inc., EUA) foi o *software* utilizado para a análise dos modelos de elementos finitos. É importante referir que todos os programas utilizados no âmbito da dissertação foram disponibilizados através da colaboração com o IDMEC, Instituto Superior Técnico, Universidade de Lisboa.

### 3.1. Conjuntos de Imagens Médicas

Os conjuntos de imagens utilizados, provenientes do IPO-Porto, são respeitantes a cinco pacientes (posteriormente numerados de 1 a 5) que se enquadram num caso clínico com problemas mandibulares ou perto dessa região. Na Tabela 3.1 estão descritas algumas características correspondentes a cada paciente e respetivos conjuntos de imagens, assim como a nomenclatura dos modelos posteriormente obtidos.

Tabela 3.1 Descrição dos Conjuntos de Imagens Médicas referentes aos Pacientes.

Imagens	Descrição	Modelo
<b>Paciente 1</b> 2022	Masculino - 44 anos Lesão tumoral no corpo da mandíbula	P1.CLM
<b>Paciente 2</b> 2021 2022	Masculino - 63 anos Mandíbula sem lesões Antecedentes de mandibulectomia parcial esquerda e reconstrução com placa e parafusos	P2.SLM P2.CPF
<b>Paciente 3</b> 2019	Masculino - 70 anos Antecedentes de mandibulectomia parcial direita e reconstrução com placa e parafusos	P3.CPF
<b>Paciente 4</b> 2022	Feminino - 87 anos Antecedentes de maxilectomia esquerda e Edentulismo	P4.SLM
<b>Paciente 5</b> 2022	Masculino - 68 anos Lesão infiltrativa sediada no rebordo alveolar da região molar e retromolar do ramo direito da mandíbula	P5.CLM

É importante referir que o Paciente 2 apresenta mais do que um conjunto de imagens, de anos diferentes, mostrando algum historial clínico, podendo ser crucial para a análise do osso mandibular.

Para uma melhor compreensão dos modelos, quando referenciados, os modelos sem lesão mandibular foram designados como “SLM”, enquanto os modelos com lesão mandibular foram designados como “CLM”. Por fim, os modelos com placa de fixação identificam-se como “CPF”, tal como indica a Tabela 3.1.

### 3.2. Segmentação das Imagens Médicas

Para a obtenção dos modelos 3D mandibulares dos pacientes, as imagens foram sempre segmentadas seguindo a ordem ilustrada na Figura 3.1: Preparação da Imagem, Definição da Região a Segmentar, juntamente com o Histograma, Segmentação através das ferramentas *Threshold* e *FloodFil* e, caso haja algum dispositivo de fixação, adiciona-se outra *mask* para distinção.

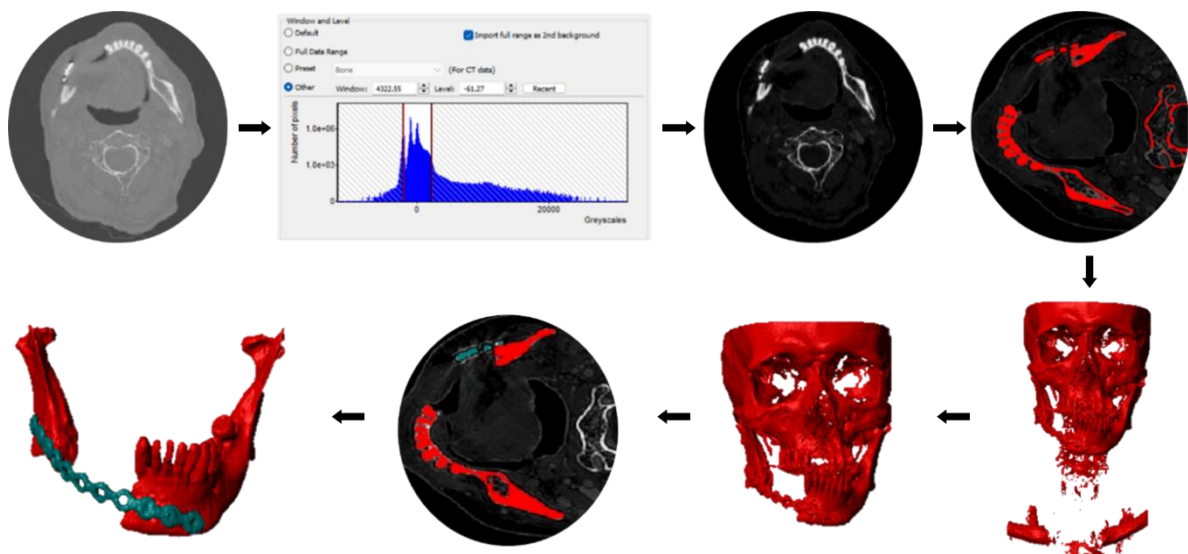


Figura 3.1 Esquematisação da Segmentação de Imagens.

Após a aquisição dos modelos de todos os pacientes, foi realizado um aperfeiçoamento do mesmo e aplicado o filtro *Smoothing – Recursive Gaussian Filter* com valor entre 0.25 e 0.50, dependendo do modelo, assim como o Mean Filter com valor de 1, e obtiveram-se os modelos 3D da Figura 3.2. Posteriormente à obtenção dos mesmos, e respetiva visualização e análise, procedeu-se ao preenchimento das lesões dos modelos P1.CLM e P5.CLM (Figura 3.3), e obteve-se os modelos “P1.CPM” e “P5.CPM”, respetivamente, para de seguida se avaliar e comparar com os originais. Importante referir que, os preenchimentos criados se encontram unidos ao osso mandibular (simulando a osteointegração<sup>13</sup> [72]) e nomeou-se “CPM” alusivo a “com preenchimento mandibular”.

<sup>13</sup> Fenómeno de conexão estrutural e funcional direta entre o osso e a superfície de um material (implante).

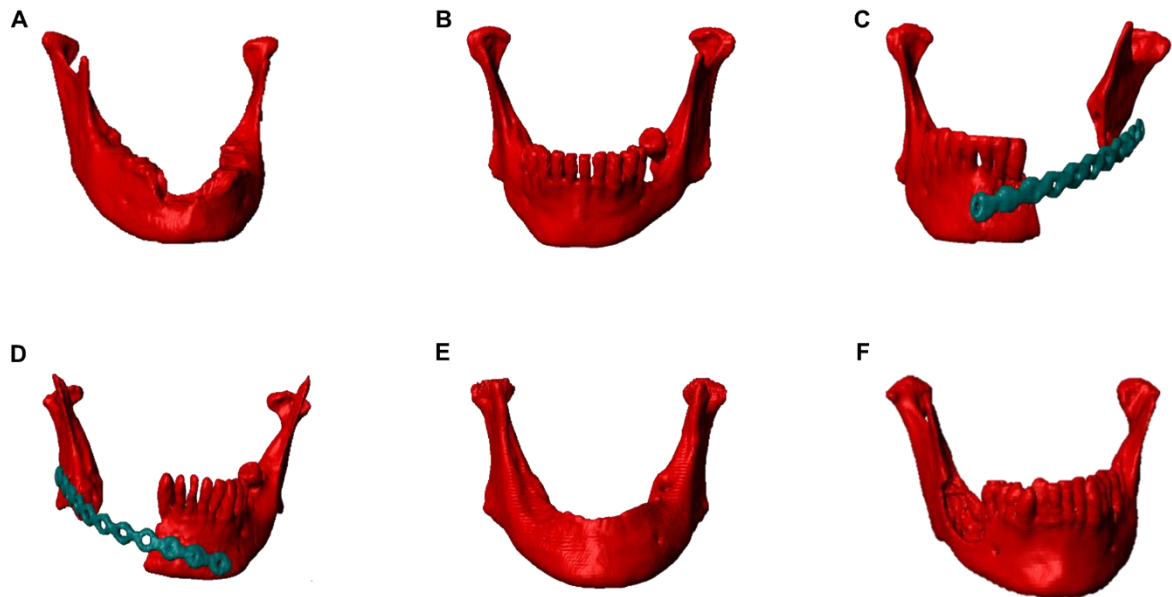


Figura 3.2 Modelos 3D das Mandíbulas. A – P1.CLM. B – P2.SLM. C – P2.CPF. D – P3.CPF. E – P4.SLM. F – P5.CLM.

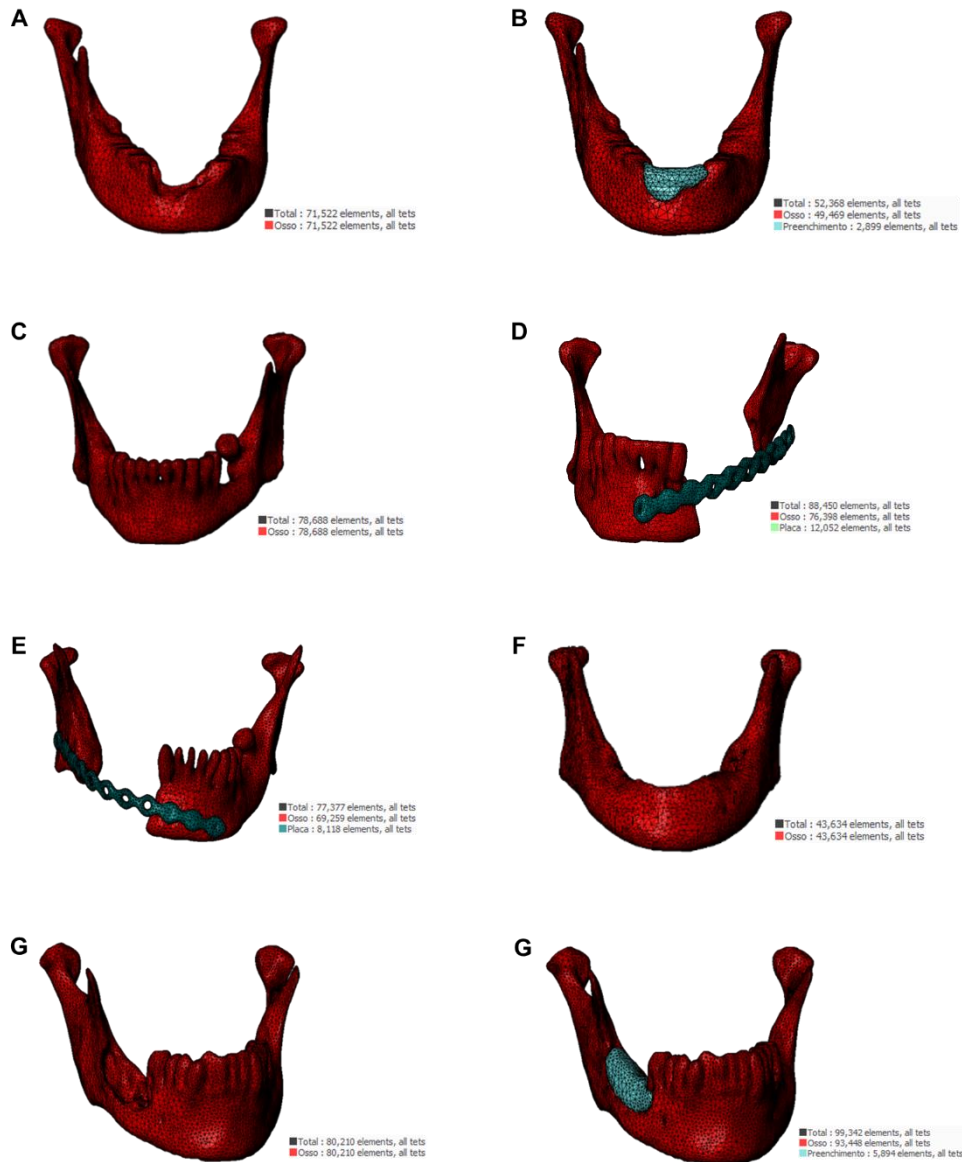
Os modelos C e D (CPF) da Figura 3.2 são aqueles que apresentam um dispositivo de fixação, através de uma placa de titânio e parafusos metálicos (tal como indicado na Tabela 3.1) para unir o ramo ao restante corpo da mandíbula. Também é possível observar que o modelo E (P4.SLM) sofre de edentulismo total, e tendo em conta que o problema deste paciente se encontra no maxilar, como é relatado na Tabela 3.1, é possível observar que a mandíbula não contempla nenhuma lesão, assim como no modelo B (P2.SLM). Já os modelos A e F (CLM) apresentam infiltrações tumorais no corpo e no ramo da mandíbula, respetivamente. Posteriormente à segmentação dos modelos iniciais, procedeu-se ao preenchimento das lesões dos modelos P1.CLM e P5.CLM e obtiveram-se os modelos da Figura 3.3.



Figura 3.3 Modelos 3D das Mandíbulas Preenchidas. A – P1.CPM. B – P5.CPM.

### 3.3. Modelação de Elementos Finitos

Para uma análise mais detalhada das mandíbulas obtiveram-se os Modelos de Elementos Finitos (Figura 3.4) elaborados através dos oito modelos 3D anteriormente referidos. É importante mencionar que independentemente dos materiais associados a cada elemento (no caso dos modelos CPM e CPF) a estrutura da malha principal (osso) não se alterou.



Cada modelo apresenta características diferentes, como a anatomia da mandíbula (porque cada paciente tem a sua estrutura) e as estruturas subjacentes, como as placas de fixação e os preenchimentos. Todas estas características se refletem no número de elementos dos modelos FE, assim como no número de nós que os interligam. A Tabela 3.2 demonstra as propriedades dos modelos (referentes aos nós e aos elementos).

Através da tabela é possível perceber que a componente óssea é aquela que apresenta mais elementos, pois apresenta maiores dimensões, e as restantes componentes valores menores. De referir que os preenchimentos apresentam um menor número de elementos, o que leva a acreditar que têm um tamanho reduzido quando comparados com as placas de fixação utilizadas.

Tabela 3.2 Propriedades dos Modelos (Nós e Elementos).

Modelo	Nós	Elementos		
		Osso	Placa	Preenchimento
P1.CLM	16 581	71 443	-	-
P1.CPM	12 730	49 791	-	2 899
P2.SLM	20 807	78 574	-	-
P2.CPF	23 404	71 077	10 217	-
P3.CPF	20 675	69 083	8 118	-
P4.SLM	11 843	43 368	-	-
P5.CLM	21 613	80 173	-	-
P5.CPM	25 725	93 365	-	5 894

Assim como no estudo de Pinheiro et al., a malha FE dos modelos foi gerada considerando elementos tetraédricos quadráticos [28]. Devido às diferenças anatômicas, é esperado que cada modelo apresente características diferentes, e como tal, simulações diferentes.

Aquando da elaboração do modelo FE, as mandíbulas foram todas modeladas com um material elástico homogêneo, isotrópico e linear (osso cortical normal). Modelaram-se quatro mandíbulas adicionais, uma com osso osteoporótico (OP), onde se considerou um Módulo de Young com um valor 33% inferior ao do osso normal, tal como Polikeit et al., e três com osso pós radioterapia (Rad), onde se assumiu uma diminuição de 50% relativamente ao osso normal [73]. De forma a realizar uma comparação entre os modelos CPM optou-se por definir três preenchimentos à base de biomateriais (PCL, PLA e Ti) e um preenchimento a simular um enxerto ósseo (EO), assumindo as propriedades do osso cortical. As restantes estruturas, como os preenchimentos e a placa, foram modeladas utilizando materiais elásticos homogêneos, isotrópicos e lineares, onde as propriedades se encontram descritas na Tabela 3.3.

Tabela 3.3 Propriedades dos materiais utilizados nos Modelos FE.

Material	Módulo de Young (MPa)	Coefficiente de Poisson	Referências
Osso Cortical			
Normal	13 700	0.300	[29]
OP	9 179	0.300	[73], [74]
Rad	6 850	0.300	-
Placa de Fixação			
Ti	113 800	0.342	[28]
Preenchimento			
PCL	433	0.300	[59], [60]
PLA	3 500	0.350	[57]
Ti	113 800	0.342	[28]
EO	13 700	0.300	[29]

É importante referir que, de forma a fazer uma comparação e análise do comportamento dos modelos pós radioterapia, utilizaram-se os três modelos anteriormente referidos. Um dos modelos foi inteiramente especificado com o Modulo de Young de 6 850 MPa, outro foi modelado com esse valor apenas do lado direito da mandíbula, e o outro do lado esquerdo.

Posteriormente à escolha do material é importante configurar o restante modelo. Deste modo, foi escolhido o algoritmo *FE Free*, que tem como objetivo gerar uma malha tetraédrica, para depois ser importada para o Abaqus.

Tal como já foi referido, o Abaqus é utilizado para simulações de FE que envolvem uma variedade de propriedades materiais, diferentes condições de carregamento e conjuntos de fronteira. A sua interface está dividida em vários passos, como a definição da região de interesse e a atribuição de condições de fronteira, sendo cada um deles responsável pela definição de diversos parâmetros relacionados com a simulação.

### 3.3.1. Região de Interesse

No caso da mandíbula, seja aparentemente saudável, com preenchimento ou com placa de fixação, é importante identificar a região de interesse, neste caso, pontos anatómicos onde se inserem os músculos da mastigação (Tabela 3.4).

Tabela 3.4 Posição Anatómica dos Músculos da Mastigação.

Músculos	Posição Anatómica
Masseter	Apófise coronoideia
Temporal	Face externa do ângulo da mandíbula
Pterigóideo Medial	Face interna do ângulo da mandíbula
Pterigóideo Lateral	Face interna do côndilo mandibular

Para definir estes pontos, foi imprescindível criar pontos de referência nos locais de inserção muscular, como mostra a Figura 3.5. É importante referir que a face posterior do côndilo mandibular direito e esquerdo também foram identificadas.

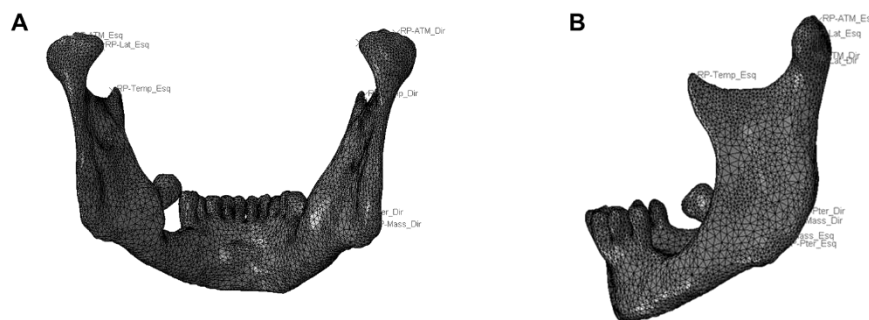


Figura 3.5 Pontos de Referência para inserção de forças musculares.

A - Vista Posterior. B – Vista Lateral.

Posteriormente, é importante definir a superfície onde o músculo é inserido. A Figura 3.6 indica a região anatômica de cada músculo da mastigação e respectiva direção. Após a definição das superfícies musculares, foram atribuídos *coupling constraints* para todas as regiões de forma a expandir a inserção da força quando a mesma for aplicada.

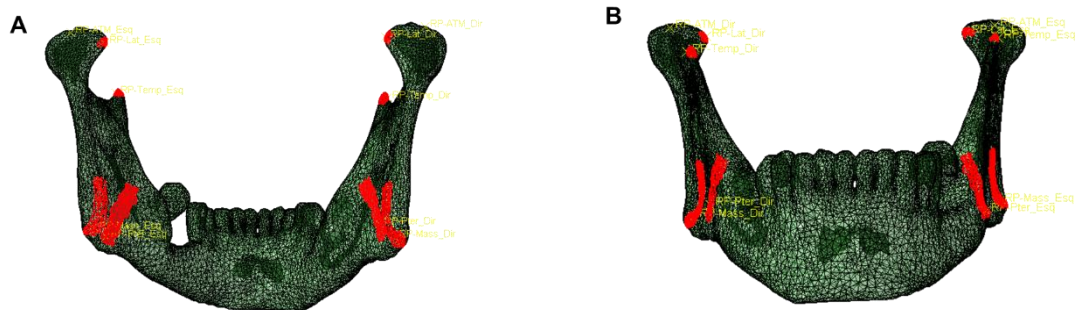


Figura 3.6 Superfícies de inserção muscular dos músculos da mastigação. A – Vista Anterior. B – Vista Posterior.

### 3.3.2. Condições de Fronteira

Após definir a região de interesse dos modelos e as inserções musculares, é importante definir as condições de fronteira. As condições de fronteira são definidas no Módulo *Load* do Abaqus e baseiam-se nas forças e encastres aplicados.

O encastre foi aplicado nos côneilos esquerdo e direito, no *step* inicial, de forma a não ocorrer movimento da mandíbula a partir da zona da ATM. Já as forças foram aplicadas em todos os pontos de referência para inserção de forças musculares com os valores apresentados na Tabela 2.3. Para tal acontecer foi criado um *step* geral estático (Step-1), com período de tempo igual a 1. A Figura 3.7 mostra o encastre do côneilo direito (e os pontos que abrange) e as força aplicada no masseter direito (e os pontos que abrange).

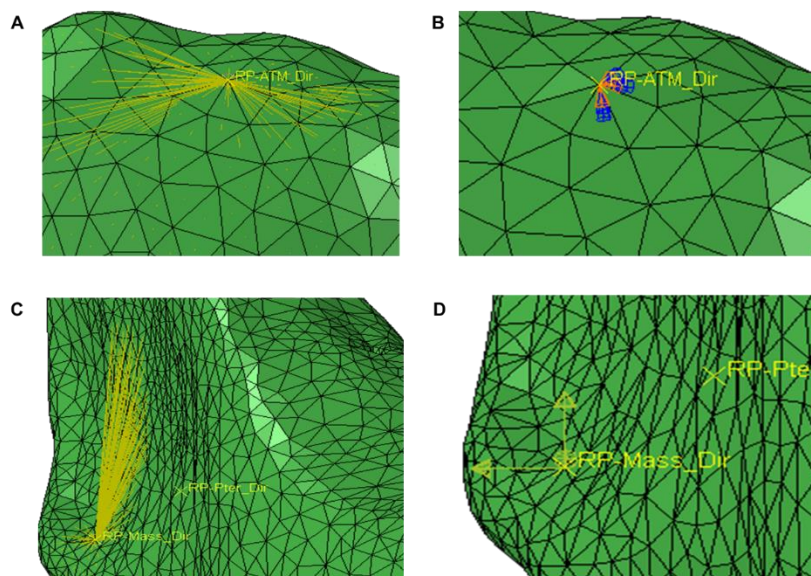


Figura 3.7 Encastre e Força aplicadas no côneilo e masseter direito. A - Pontos abrangentes do encastre do côneilo. B - Encastre aplicado no côneilo. C - Pontos abrangentes da força do masseter. D - Força aplicada no masseter.

É importante definir que quando o modelo não exibiu a anatomia considerada geral, como por exemplo falta de osso para colocação de forças, essa força não era considerada, e por sua vez não era aplicada. Posteriormente à definição das condições de fronteira procedeu-se à simulação dos modelos e extração dos valores de tensão de Von Mises dos modelos e de pontos relevantes.

### 3.4. Extração de Valores

Após a simulação dos modelos FE é importante analisar os valores de tensão, neste caso, Tensão de von Mises. Como tal, utiliza-se a ferramenta *Field Output*, tendo o campo *Position* em *Centroid*. Esta ferramenta exporta dados (para um ficheiro .csv) referentes a diversas características dos elementos do modelo, entre os quais:

- *ODB Name* – Nome do Ficheiro .odb onde se encontra o Elemento em questão.
- *Step* – Representa a fase da análise.
- *Part Instance Name* – Nome da *Part* do Modelo a que pertence o Elemento.
- *Element Label* – Identificação do Elemento pertencente ao Modelo.
- *X Y Z* – Coordenadas *x*, *y* e *z* do Elemento.
- *Section Name* – Secção a que pertence o elemento no Modelo.
- *Material Name* – Material a que pertence o Elemento.
- *S-Mises* – Tensão de von Mises do Elemento.
- *S-Max. Principal (Abs)* – Tensão Máxima Principal Absoluta
- *LE-Max. Principal (Abs)* – Deformação Logarítmica Máxima Principal Absoluta

Posteriormente, procede-se à análise do ficheiro e extração da Tensão Média, Máxima e num Elemento Específico, do número de elementos num intervalo e Deformação.

#### 3.4.1. Tensão Média e Tensão Máxima

De forma a calcular a Tensão Média e a Tensão Máxima de Von Mises de cada modelo recorreu-se ao MATLAB (*software* para cálculo numérico) com o código do Anexo 1 e a função do Anexo 2. Para o cálculo se tornar mais exequível, foi imprescindível remover as colunas que não tinham interesse, deixando apenas as colunas *Material Name* e *S-Mises*. Estas duas colunas são importantes para conseguir calcular o valor de tensão e máximo de acordo com o material do elemento.

De uma forma mais explícita, tanto o valor da Tensão Média, como o valor Máximo, foram calculados através das funções *mean()* e *max()*, respetivamente. No caso mais detalhado, como o cálculo dos valores apenas num material, foi necessário criar condições para filtrar as linhas do ficheiro com base no facto de o valor na coluna *S-Mises* corresponder ao material “PM\_MASK\_1\_HMG” (osso) ou “PM\_MASK\_2\_HMG” (placa de fixação ou preenchimento).

### 3.4.2. Tensão num Elemento Específico

Para a extração dos valores de Tensão de um elemento específico do modelo utilizaram-se as coordenadas de um ponto de interesse, recorrendo à função elaborada no *software* MATLAB, apresentada no Anexo 3 e chamada no código do Anexo 1. Através da função, foi possível recolher o elemento que se encontrava mais próximo das coordenadas do ponto de interesse definido para cada modelo, assim como a tensão do mesmo. Para tal, removeram-se as colunas que não tinham importância, deixando apenas as que correspondiam ao *Element Label*, *X*, *Y*, *Z* e *S-Mises*. Posteriormente definiu-se um limite mínimo e máximo para cada coordenada *x*, *y* e *z*, e definiram-se as condições necessárias. O *output* do código mostra o elemento, e respetiva tensão, com as coordenadas mais próximas das coordenadas facultadas.

Os pontos de interesse escolhidos para os Modelos CLM e CPM situam-se na extremidade da lesão, e entre o osso e o preenchimento, respetivamente. A Tabela 3.5 indica os limites das coordenadas relativas aos pontos de interesse para cada modelo.

Tabela 3.5 Limites das coordenadas do ponto de interesse no Osso dos modelos.

Modelos	Coordenadas					
	<i>X<sub>min</sub></i>	<i>X<sub>max</sub></i>	<i>y<sub>min</sub></i>	<i>y<sub>max</sub></i>	<i>Z<sub>min</sub></i>	<i>Z<sub>max</sub></i>
P1.CLM	- 14.90	- 14.20	- 79.90	- 79.20	- 160.90	- 160.70
P1.CPM	- 15.10	- 14.20	- 79.90	- 79.20	- 160.90	- 160.70
P5.CLM	- 99.40	- 99.20	- 84.90	- 84.80	- 140.70	- 140.50
P5.CPM	- 99.40	- 99.20	- 84.90	- 84.80	- 140.70	- 140.50

Para uma melhor análise do comportamento do preenchimento, procedeu-se à extração da Tensão de von Mises num ponto de interesse do mesmo. Os limites das coordenadas destes pontos, para os Modelos CPM, estão indicadas na Tabela 3.6.

Tabela 3.6 Limites das coordenadas de um ponto de interesse na extremidade do Preenchimento dos modelos.

Modelos	Coordenadas					
	<i>X<sub>min</sub></i>	<i>X<sub>max</sub></i>	<i>y<sub>min</sub></i>	<i>y<sub>max</sub></i>	<i>Z<sub>min</sub></i>	<i>Z<sub>max</sub></i>
P1.CPM	- 9.90	- 9.80	- 83.10	- 82.90	- 151.10	- 150.90
P5.CPM	- 97.60	- 97.50	- 91.00	- 90.80	- 133.20	- 133

Posteriormente, é importante estudar a tensão de todos os modelos num ponto de interesse em comum, isto é, na mesma localização. Para tal, escolheu-se um ponto na zona central e frontal da mandíbula, e os limites das coordenadas para todos os Modelos estão descritas na Tabela 3.7.

Tabela 3.7 Limites das coordenadas de um ponto de interesse na zona central e frontal da mandíbula.

Modelos	Coordenadas					
	$X_{min}$	$X_{max}$	$Y_{min}$	$Y_{max}$	$Z_{min}$	$Z_{max}$
P1.CLM	- 3.50	- 3	- 85	- 84.50	- 159.50	- 159
P1.CPM	- 3.50	- 3	- 85	- 84.50	- 159.50	- 159
P2.SLM	- 58.50	- 58	- 108	- 107	- 145.50	- 145
P2.CPF	5	5.50	- 85	- 84.50	- 144.50	- 144
P3.CPF	- 72.50	- 72	- 108	- 107.50	- 900	- 899
P4.SLM	2	2.50	- 97.50	- 97	- 118.50	- 118
P5.CLM	- 60.50	- 60	-130	-129	- 148.50	-148
P5.CPM	- 60.50	- 60	-130	-129	- 150	-149.50

### 3.4.3. Número de Elementos em Intervalos de Tensão

De forma a avaliar a tensão no osso, de uma forma mais geral, com recurso ao MATLAB utilizou-se a função do Anexo 4 que determina o número de elementos do osso, e respetiva percentagem, repartidos em seis níveis correspondentes a intervalos de tensão determinados na Tabela 3.8.

O primeiro intervalo indica as tensões de 0 a 0.01 MPa, tensões muito baixas quase sem efeito. O segundo intervalo assinala as tensões na ordem do MPa, entre 0.01 e 1 MPa. Já os níveis seguintes (3 e 4) remetem para os intervalos de tensões entre 1 e 5, e 5 e 10 MPa. O nível 5 é composto por tensões entre 10 MPa e 100 MPa, o que engloba tensões mais elevadas que terão efeitos superiores no osso. Por fim, o último intervalo é composto pelas tensões mais elevadas, de 100 MPa até ao máximo de tensão de cada modelo, definido como *Max*.

Tabela 3.8 Intervalo de Tensões de von Mises.

Nível	Intervalo de Tensões (MPa)
1	[0.00e+00 ; 1.00e-02[
2	[1.00e-02 ; 1.00e+00[
3	[1.00e+00 ; 5.00e+00[
4	[5.00e+00 ; 1.00e+01[
5	[1.00e+01 ; 1.00e+02[
6	[1.00e+02 ; Max[

Para realizar estes cálculos utilizou-se apenas a coluna referente à tensão de von Mises, e definiu-se um conjunto de intervalos na variável “*customIntervals*”, de acordo com os intervalos de tensão acima descritos na Tabela 3.8. Deste modo, procedeu-se à criação de um histograma com a função “*histcounts*” responsável por calcular as contagens para os valores da coluna de tensão referentes à *mask* do osso.

O resultado inclui um *array* de dados com contagens de cada intervalo, e um *array* que define os extremos dos intervalos. Por fim, o código apresenta informações sobre o número de elementos presentes no osso, e a respetiva percentagem, em cada intervalo.

#### **3.4.4. Deformação Logarítmica e Tensão Principal Máxima**

A Deformação Logarítmica e Tensão Principal Máximas são calculadas de forma idêntica à Tensão Máxima de Von Mises ilustrada no Capítulo 3.4.1, no entanto recorre-se à função do Anexo 5. Assim como na Tensão Máxima, removem-se as colunas que não têm interesse para o cálculo, ficando apenas as colunas *Material Name* e *LE-Max. Principal (Abs)* ou *S-Max. Principal (Abs)*, consoante o pretendido.

De uma forma mais explicita, tanto o valor Máximo, como o valor Mínimo, são calculados através das funções *max()* e *min()*, respetivamente.

# Capítulo 4

---

O Capítulo 4 é responsável por ilustrar e discutir os resultados obtidos. Deste modo, serão apresentados detalhadamente, em conjugação com a literatura, e posteriormente debatidos.

## 4. Resultados e Discussão

Aquando da exportação, e respetiva modelação no Abaqus, obtiveram-se os resultados dos modelos quando simuladas as forças de mastigação. De forma a ser mais fácil visualizar os resultados, optou-se por criar diversas Figuras. Assim, a Figura 4.1 ilustra a simulação dos modelos P1. De uma forma visual é possível perceber que as tensões mais elevadas estão, tal como se esperava, aglomeradas na zona do côndilo mandibular, visto ter sido encastrado, parte do ramo (entre 10 e 230 MPa) idêntico ao modelo de Hedeşiu et al., e no defeito mandibular (entre 7.5 e 230 MPa).

Para colmatar a falta de osso, e reparar a lesão, estudaram-se diversos materiais para preenchimento nos modelos CPM e, através da Figura 4.1 B, C, D e E, é possível visualizar que cada material de preenchimento (PCL, PLA, Ti e EO) apresenta um comportamento diferente. Assim como o restante modelo exibe valores de tensão diferentes.

O PCL, sendo o material com rigidez mais baixa em relação ao osso, é aquele que apresenta as tensões mais baixas, entre 1 Pa e 0.83 MPa. Já o Ti possui valores de tensão que se destacam dos restantes modelos, exibindo tensões elevadas (acima de 5 MPa) em todo o preenchimento. Por outro lado, o PLA apresenta um comportamento que se situa entre o PCL e o Ti. Isto é, exibe tensões, visualmente, mais elevadas que o PCL e mais baixas que o Ti, entre 1 Pa e 2.50 MPa.

Já o EO, ao ser o material com a rigidez equivalente ao restante modelo (osso cortical), apresenta um comportamento idêntico ao do osso, tendo valores de tensão entre 3.33 e 6.67 MPa, e acabando por se camuflar com as restantes tensões da mandíbula naquela zona, uma vez que se está a simular como seria a mandíbula completa. Quando comparado com os restantes preenchimentos, é notório que o EO apresenta tensões mais elevadas que o PCL e o PLA. No entanto, por ser um preenchimento que simula o osso, apresenta tensões mais baixas que o Ti, uma vez que o Ti tem um valor de Módulo de Young mais elevado que o osso.

O mesmo acontece nos modelos P5, tal como ilustram os resultados da simulação da Figura 4.2. Assim como nos modelos P1, os modelos P5 possuem as tensões mais elevadas acumuladas na zona do côndilo mandibular e parte do ramo, e ao redor do defeito mandibular (entre 7.5 e 230 MPa). Fazendo uma análise visual das simulações da Figura 4.2 B, C, D e E, é possível perceber que cada preenchimento apresenta tensões de escalas diferentes, assim como nos modelos anteriores.

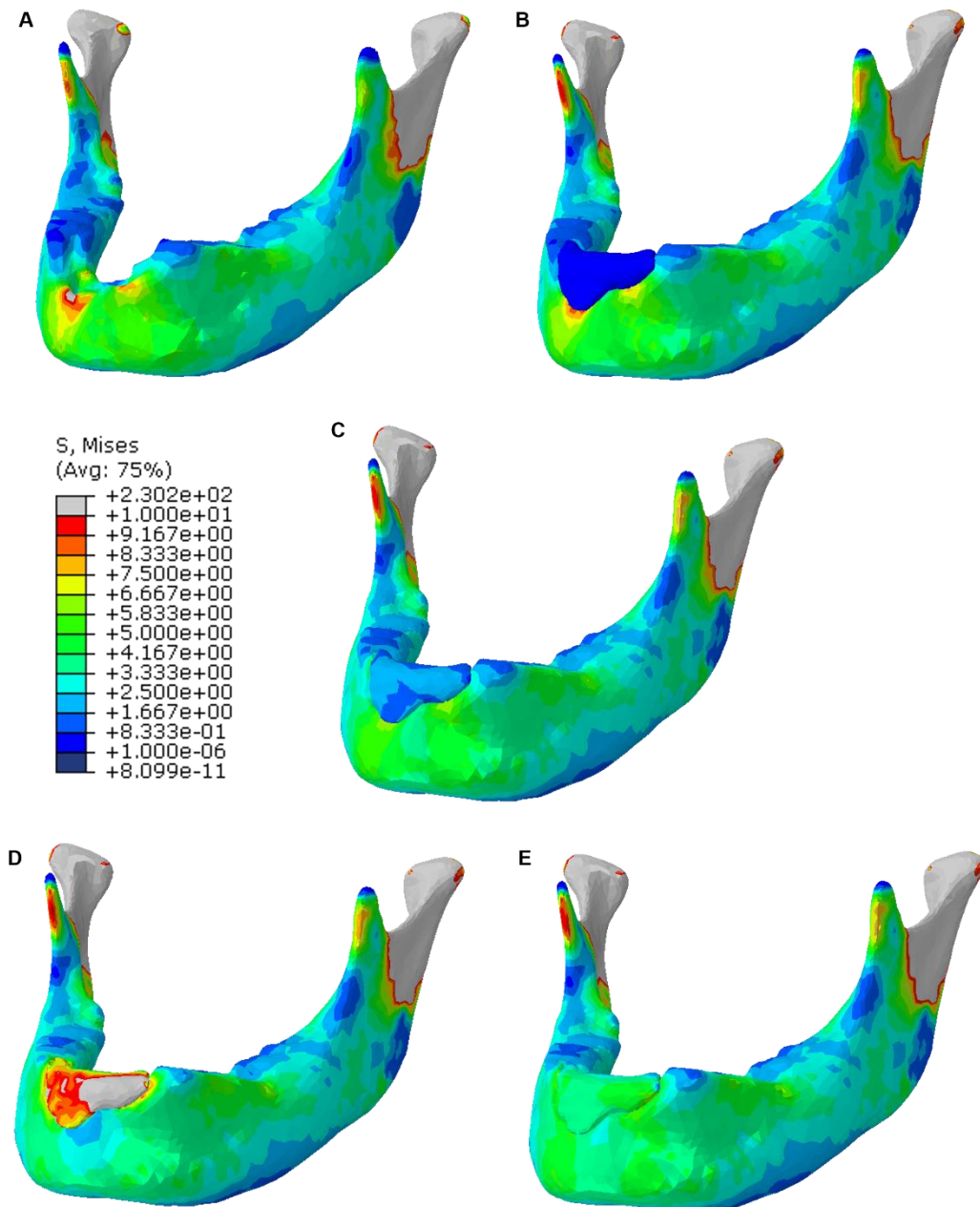


Figura 4.1 Comparação da Tensão de von Mises (MPa) do P1.  
A – P1.CLM. B - P1.CPM (PCL). C - P1.CPM (PLA). D - P1.CPM (Ti). E – P1.CPM (EO).

O preenchimento de PCL é aquele que, mais uma vez, apresenta as tensões mais baixas, entre 1 Pa e 1.67 MPa, tendo um limite superior mais elevado que o do P1.CPM (PCL), o que pode derivar do tamanho e localização do defeito. Por outro lado, o preenchimento de PLA tem um comportamento mais relevante que preenchimento de PLA do P1.CPM (PLA). Isto é, no modelo da Figura 4.2 C é possível perceber que as tensões variam de 0.83 MPa a 5.83 MPa, enquanto no P1.CPM (PLA) – Figura 4.2 C – variam entre 1 Pa e 2.50 MPa. Por outro lado, o preenchimento de Ti apresenta um comportamento idêntico do P1.CPM (Ti), sendo diferente do PCL e do PLA, obtendo as tensões mais elevadas, acima de 5 MPa.

Assim como no P1, também no P5 se simulou um EO, obtendo resultados visualmente idênticos. É notório que o EO é o preenchimento que se enquadra melhor na distribuição das tensões de Von Mises, uma vez que é aquele que apresenta as mesmas propriedades que o osso cortical, exibindo valores de tensão entre 2.5 e 10 MPa. Em comparação com os restantes preenchimentos, apresenta, como anteriormente referido, um comportamento intermédio entre o PLA e o Ti.

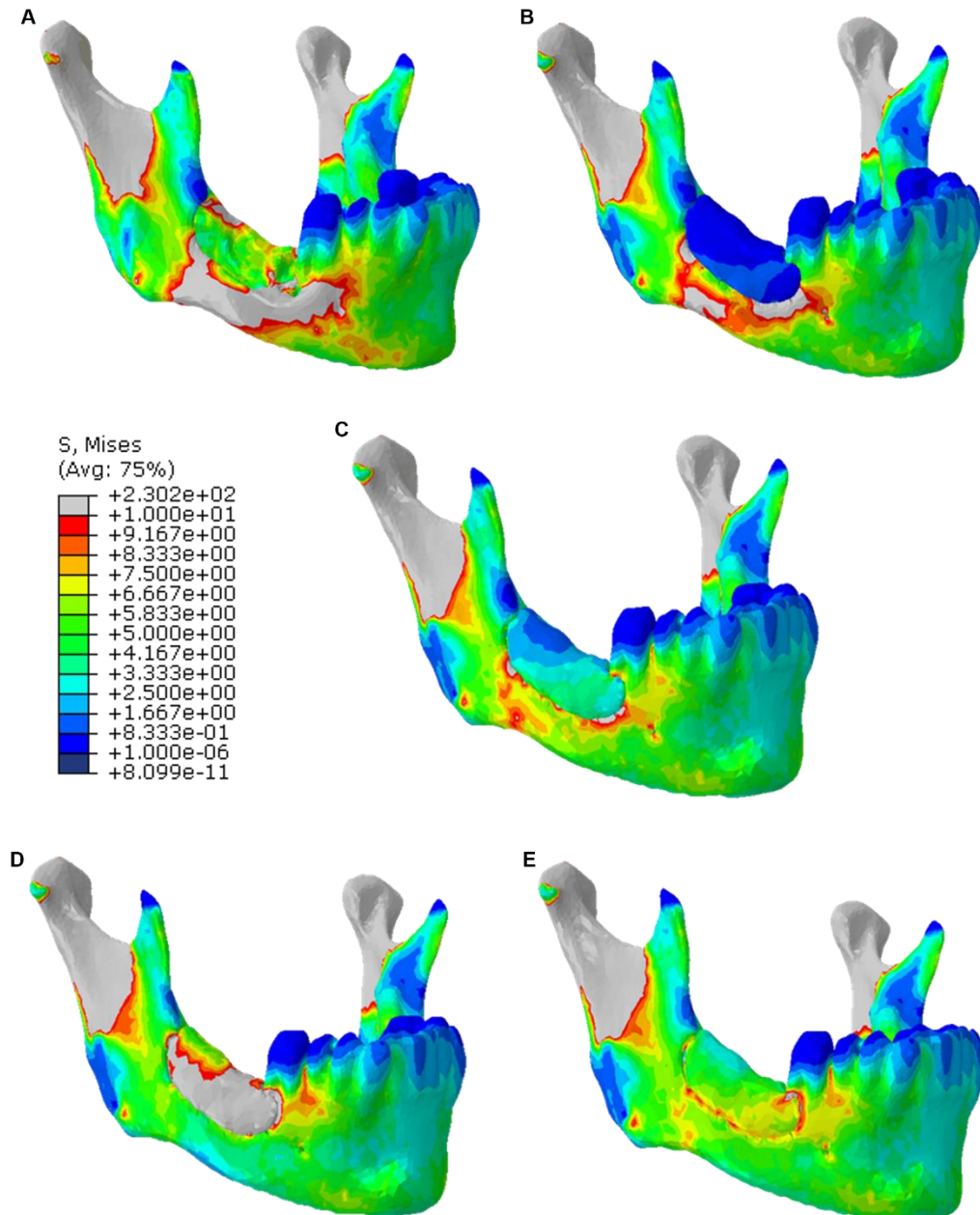


Figura 4.2 Comparação da Tensão de von Mises (MPa) do P5.  
A – P5.CLM. B – P5.CPM (PCL). C – P5.CPM (PLA). D – P5.CPM (Ti). E – P5.CPM (EO).

De forma a analisar as tensões dos modelos utilizou-se o código em MATLAB, onde foi possível extrair as tensões médias de von Mises. A Tabela 4.1 resume os valores obtidos em relação à tensão média no modelo, no preenchimento e no osso, dos Modelos P1 e P5.

Tabela 4.1 Tensão Média de von Mises (MPa) dos Modelos CLM e CPM.

Modelo	Tensão Média de von Mises		
	Osso	Preenchimento	Modelo
P1.CLM	4.28	-	4.28
P1.CPM (PCL)	4.55	0.27	4.32
P1.CPM (PLA)	4.48	1.29	4.30
P1.CPM (Ti)	4.46	6.02	4.55
P1.CPM (EO)	4.45	2.70	4.36
P5.CLM	7.80	-	7.80
P5.CPM (PCL)	6.64	0.49	6.28
P5.CPM (PLA)	6.51	1.78	6.23
P5.CPM (Ti)	6.46	6.49	6.46
P5.CPM (EO)	6.48	3.64	6.31

Tal como seria de esperar, o modelo CPM (PCL) é aquele que apresenta o menor valor de tensão média no preenchimento (0.27 e 0.49 MPa) mas a maior a tensão média no osso (4.55 e 6.64 MPa) quando comparada com os excedentes modelos. Isto deve-se ao facto de ser o material que apresenta menor rigidez, distribuindo as suas tensões pelo osso. Em relação aos modelos com PLA é possível determinar que é o preenchimento que tem um comportamento intermédio, apresentando uma tensão média no osso, inferior ao modelo com PCL, de 4.48 e 6.51 MPa, e superior no preenchimento de 1.29 e 1.78 MPa, devido ao facto de ser um material mais rígido.

Já os modelos CPM, com preenchimento de Ti, apresentam uma tensão média de von Mises mais elevada (4.55 e 6.46 MPa), porém o osso apresenta a menor tensão média no P5.CPM (6.46 MPa) quando comparado com os restantes modelos, e 4.46 MPa no P1.CPM. Isto pode ser explicado devido ao Módulo de Young do titânio, ser bastante superior ao do osso, promovendo potencialmente o aparecimento de *stress shielding*. Uma vez que ocorre uma redistribuição das tensões, resulta num aumento das tensões médias do preenchimento e numa diminuição nas tensões transmitidas ao osso adjacente. No caso do modelo com EO ocorre um processo idêntico, mas não em larga escala. Isto é, com a incorporação de um EO é possível notar um aumento da tensão média no preenchimento, diminuição na tensão do osso e posterior aumento na tensão do modelo, sendo o PLA o material mais próximo do mesmo comportamento.

De forma a realizar outro tipo de comparação, determinou-se a Tensão Máxima de von Mises dos preenchimentos destes dois modelos, a Figura 4.3 apresenta os resultados. Através do gráfico é possível concluir, mais uma vez, que cada material tem um comportamento bastante distinto. Assim como visto anteriormente, o PCL apresenta sempre um comportamento contrário ao Ti, obtendo sempre tensões muito baixas, sendo a tensão máxima, para ambos os modelos, abaixo de 5 MPa, enquanto no Ti são superiores a 60 MPa.

Já o PLA e EO são os materiais com tensões medianas, quando comparadas com o Ti e o PCL. No entanto o PLA apresenta valores mais baixos (entre 5 e 12 MPa) que o EO (entre 16 e 24 MPa) em ambos os modelos, uma vez que é um biomaterial menos rígido que o osso.

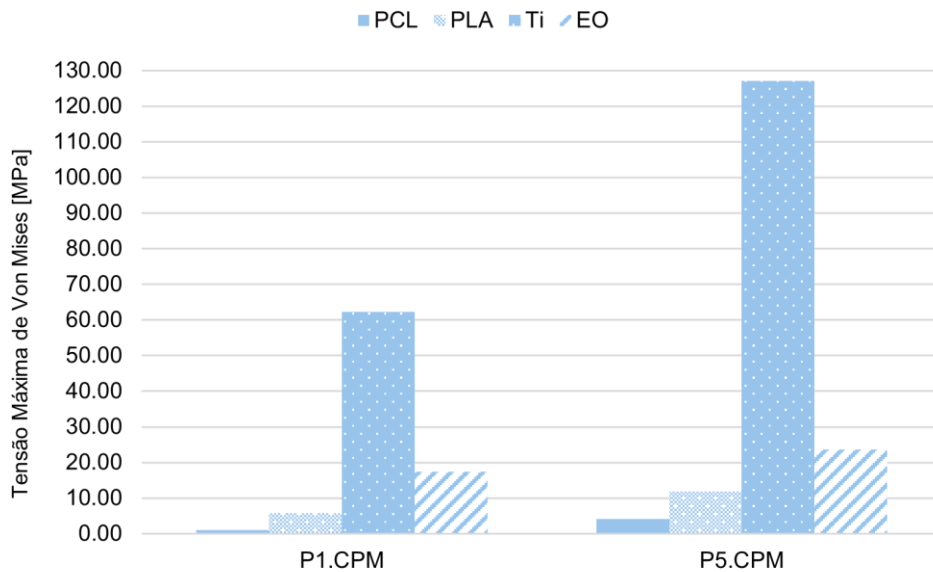


Figura 4.3 Comparação da Tensão Máxima (MPa) dos Preenchimentos nos Modelos CPM.

Para realizar uma análise mais detalhada dos modelos, estudou-se o comportamento do osso dos modelos CLM e CPM mais minuciosamente, e as alterações que os diversos preenchimentos trariam ao mesmo. Deste modo, analisou-se a tensão de von Mises num ponto específico da extremidade do osso, entre a zona do defeito e preenchimento de cada modelo CLM e CPM, tal como ilustra a Figura 4.4.

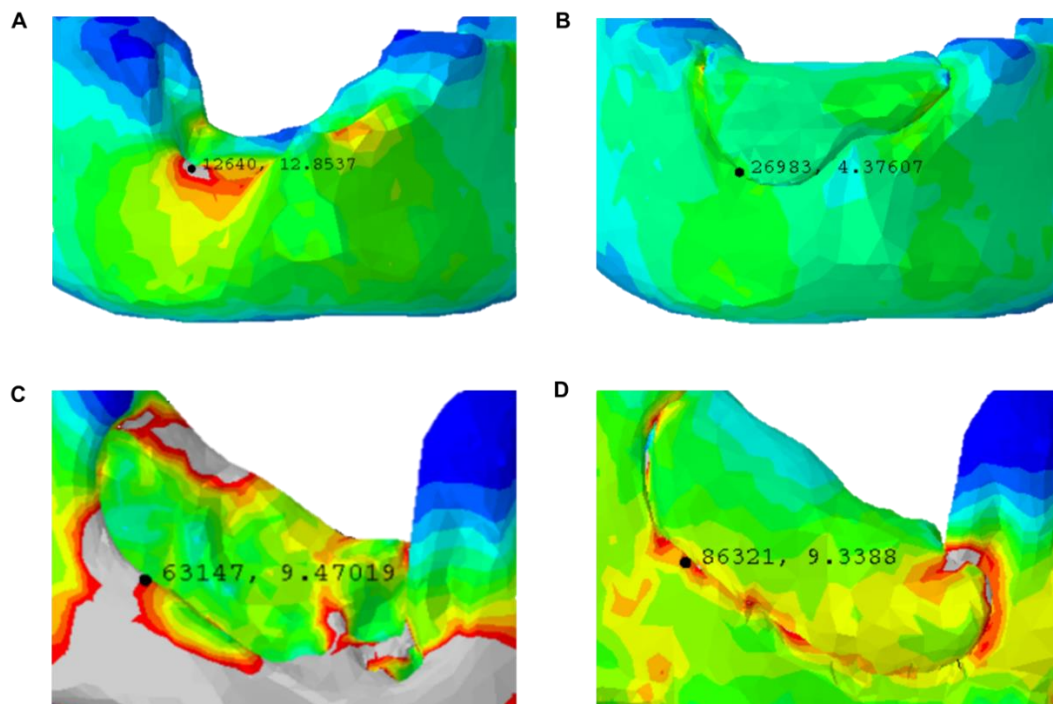


Figura 4.4 Posição do Elemento cujas coordenadas estão próximas do Ponto de Interesse no Osso. A – P1.CLM. B – P1.CPM (EO). C – P5.CLM. D – P5.CPM (EO).

Através do código de MATLAB, foi possível obter a tensão do elemento que se encontra mais próximo das coordenadas do ponto de interesse. No caso dos modelos acima demonstrados é possível retirar os elementos em questão (12 640; 29 983; 63 147; 86 321) e o valor de tensão associado (12.85; 4.38; 9.47; 9.33 MPa). É importante referir que, apesar de terem sido segmentados e modelados da mesma maneira, cada modelo apresenta um sistema de coordenadas diferente, e como tal foi necessário reordenar esses referenciais de modo a obter os pontos nos locais mais aproximados aos originais.

Na Figura 4.4 não estão representados todos os modelos, no entanto todos os dados foram recolhidos do mesmo modo. Isto é, de forma a ser mais perceptível a diferença de tensões num ponto específico do osso dos modelos mandibulares CLM e CPM, de acordo com o defeito e os preenchimentos utilizados, obteve-se a tensão de von Mises do elemento mais próximo desse ponto e registou-se os resultados na Tabela 4.2.

Tabela 4.2 Tensão de von Mises (MPa) do Elemento nos Modelos CLM e CPM.

Modelos	Tensão de von Mises
P1.CLM	12.85
P1.CPM (PCL)	9.61
P1.CPM (PLA)	6.09
P1.CPM (Ti)	4.27
P1.CPM (EO)	4.38
P5.CLM	9.47
P5.CPM (PCL)	7.56
P5.CPM (PLA)	9.53
P5.CPM (Ti)	6.53
P5.CPM (EO)	9.34

Tal como é possível observar, os modelos CLM são aqueles que apresentam tensões mais elevadas no osso (12.85 e 9.47 MPa) quando comparadas com os respetivos modelos, uma vez que não detêm outro tipo de material.

Quando comparadas as tensões dos modelos CPM é perceptível verificar a mudança de comportamento do osso. No caso do preenchimento de PCL, tanto no modelo P1 como no P5 é notório que a tensão no elemento diminui de 12.85 para 9.61 MPa, e de 9.47 para 7.56 MPa, respetivamente. Tal informação que indica que, embora seja pouca a diferença, o preenchimento de PCL naquele ponto está a diminuir a tensão no osso, ainda que em baixo valor. O mesmo acontece com os restantes preenchimentos, porém apenas no modelo P1.CLM.

No caso do PLA, ocorre uma descida do valor da tensão para 6.09 MPa, o que indica que o PLA tem um comportamento semelhante ao PCL, no entanto por ser mais rígido, é capaz de reduzir de melhor forma as tensões no osso. Quando analisado o comportamento do osso na presença de um EO, é possível notar uma redução significativa da tensão no osso atingindo os 4.38 MPa. Já o Ti, sendo o material com a rigidez mais elevada, é capaz de suportar cargas significativas e, desta forma, distribuí-las por si mesmo, reduzindo a tensão no osso para 4.27 MPa. Quando comparado com o EO, verifica-se que em relação àquele elemento o Ti é o preenchimento que se aproxima mais do comportamento do osso, embora reduza a tensão em maior escala quando comparado.

O comportamento dos preenchimentos de PLA e de EO no modelo P5 é diferente dos do modelo P1. Enquanto no modelo com o defeito central a tensão no osso no ponto de interesse diminui à medida que rigidez do preenchimento aumenta, no modelo com o defeito lateral o mesmo não acontece de forma uniforme. Tal como é possível observar na Tabela 4.2, o PLA é o preenchimento que apresenta a tensão mais elevada (9.53 MPa), superior à tensão do modelo P5.CLM e próxima dos valores do EO. Sendo um material menos rígido que o osso, este valor pode ser devido à localização do defeito e respetiva anatomia. Já o modelo com EO, apresenta uma tensão inferior à tensão original (9.34 MPa) porém não ocorre uma redução significativa de tensões como visto no P1. No caso do Ti, observa-se uma diminuição da tensão considerável como se esperava, uma vez que este material tem a rigidez mais elevada, atenuando as tensões naquele elemento do osso. De forma geral, no caso do modelo P5.CPM, a tensão do osso na extremidade do defeito parece variar de acordo com o material utilizado para o preenchimento, no entanto ao contrário do P1, o PLA exibe um comportamento semelhante ao EO, mostrando ser um bom candidato para preenchimento mandibular. Sabendo que a Tensão de Cedência do osso ronda os 193 MPa (Tabela 2.5), é possível verificar que em nenhum dos casos a tensão de von Mises no elemento do ponto de interesse ultrapassa a tensão de cedência. Como tal, sugere que o mesmo se encontra no limite de segurança, sem entrar na região de deformação plástica.

Tendo estudado o comportamento do osso na extremidade do defeito/preenchimento, também se estudou o comportamento de cada preenchimento num ponto específico do mesmo. A Figura 4.5 ilustra a localização dos elementos, e respetiva tensão, que se localizam perto do ponto de interesse no modelo P1.CPM (Figura 4.5 A) e P5.CPM (Figura 4.5 B).

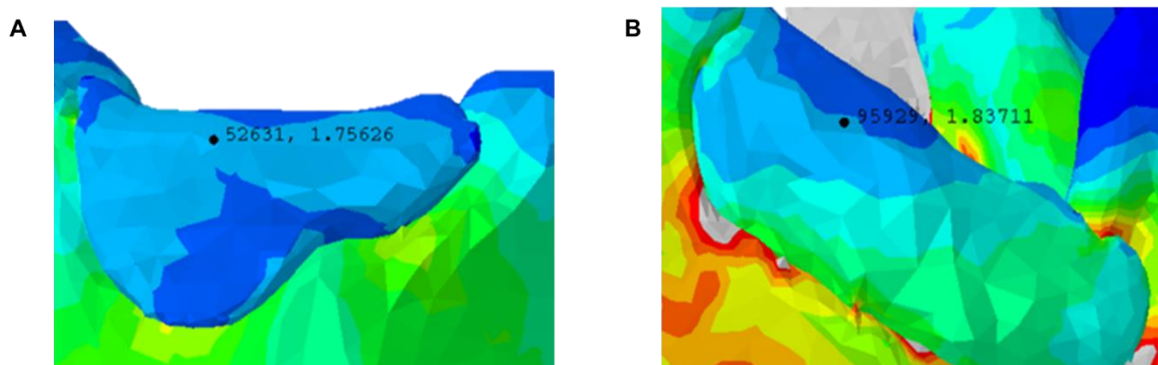


Figura 4.5 Posição do Elemento cujas coordenadas estão próximas do Ponto de Interesse no Preenchimento.  
A – P1.CPM (PLA). B – P5.CPM (PLA).

Já o gráfico da Figura 4.6 ilustra a tensão de von Mises do elemento dos preenchimentos (PCL, PLA, Ti e com EO) dos modelos CPM. Tal como se esperava, o preenchimento de Ti é aquele que apresenta o valor de tensão mais elevado (acima de 9 MPa) em ambos os modelos devido ao facto de ser o material com a rigidez mais elevada, que por sua vez reduz as tensões no osso, e distribui as tensões por si mesmo. Já o EO exibe valores mais reduzidos (acima de 3.5 MPa e menores que 4.5 MPa), porém significativos, uma vez que exibe as mesmas propriedades do osso.

Por outro lado, o ponto no preenchimento de PCL tem o comportamento oposto, tendo sempre a tensão mais baixa seja em que modelo for (inferior a 0.5 MPa) e o PLA apresenta tensões mais altas que o PCL e mais baixas que o Ti (superiores a 0.5 MPa e inferiores a 2 MPa), sendo o preenchimento que se aproxima mais dos valores do EO, como ilustra a Figura 4.6.

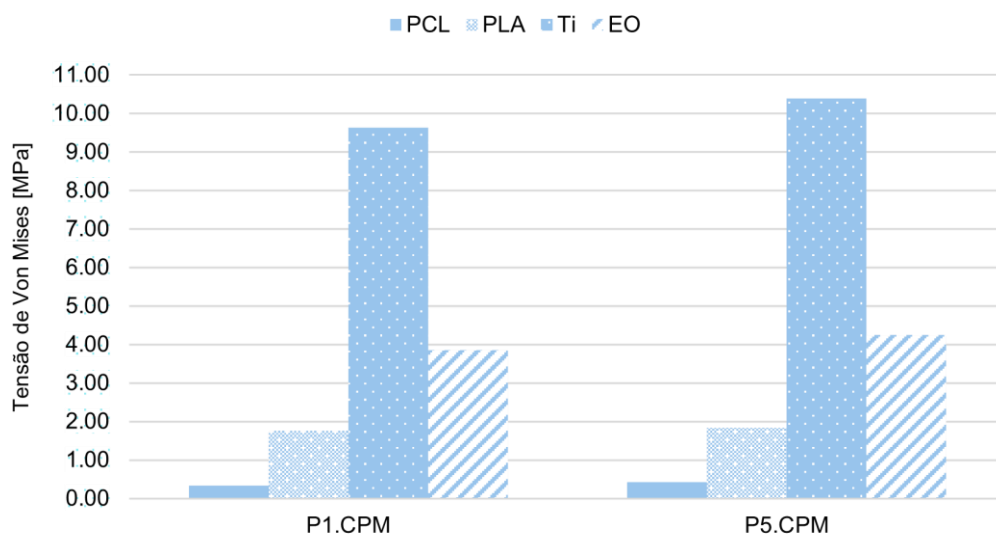


Figura 4.6 Comparação da Tensão de von Mises (MPa) no Elemento dos Preenchimentos.

Comparado com a Tensão de Cedência de cada preenchimento (PCL = 10 MPa, PLA = 60 MPa, Ti = 880 MPa e EO = 193 MPa) é possível verificar que nenhuma região do ponto do preenchimento se encontra em vias de deformação plástica, uma vez que as tensões de von Mises recolhidas não ultrapassam a respetiva Tensão de Cedência. Assim, verifica-se que todos os materiais utilizados são bons candidatos para preenchimentos mandibulares, proporcionando uma margem de segurança. Porém, por terem propriedades mecânicas diferentes, apresentam comportamentos diferentes, tornando-os elegíveis para determinadas situações e locais. No caso do PCL, sendo um material menos rígido, seria ideal para zonas de maior movimento como regiões próximas da ATM. Para as zonas que requerem mais suporte estrutural, como áreas sujeitas a forças mastigatórias concentradas, o Ti seria o material ideal. Uma vez que o PLA possui um comportamento intermédio, esta característica pode ser vantajosa em áreas onde é necessário um equilíbrio entre flexibilidade e suporte, como na área de transição entre diferentes regiões da mandíbula, isto é, nas zonas laterais. Sendo, dos três preenchimentos, aquele que demonstra ter valores mais idêntico ao EO, considera-se o PLA o material eleito a longo prazo para defeitos mandibulares.

De forma a encerrar o estudo dos preenchimentos, e respetivo efeito no osso, assim como os modelos CLM e CPM no geral, analisou-se a distribuição de tensões no osso ao longo de seis intervalos.

Analisando a percentagem de elementos de osso do P1 (Tabela 4.3), é possível verificar que em todos os modelos, tanto o primeiro intervalo (tensões menores que 0.01 MPa) como o último (tensões acima de 100 MPa) englobam a menor percentagem de elementos, o que indica que cerca de 99% dos elementos do osso está abaixo da Tensão de Cedência do respetivo material.

Por outro lado, o intervalo em que integra a maior percentagem de elementos é de 1 a 5 MPa, em todos os modelos, uma vez que a tensão média do osso nos modelos P1 é 4.28 MPa para o CLM, 4.55 MPa para o CPM (PCL), 4.48 MPa para o CPM (PLA) , 4.45 para o CPM (Ti) e 4.46 para o CPM (EO).

Tabela 4.3 Percentagem de Elementos do Osso dos Modelos P1 presentes num intervalo de tensões.

Intervalo de Tensões (MPa)	% de Elementos				
	P1.CLM	P1.CPM (PCL)	P1.CPM (PLA)	P1.CPM (Ti)	P1.CPM (EO)
[0.00e+00 ; 1.00e-02[	0.23 %	0.01 %	0.01 %	0.01 %	0.01 %
[1.00e-02 ; 1.00e+00[	11.90 %	12.25 %	12.58 %	13.32 %	13.19 %
[1.00e+00 ; 5.00e+00[	<b>75.81 %</b>	<b>73.01 %</b>	<b>73.74 %</b>	<b>73.04 %</b>	<b>73.45 %</b>
[5.00e+00 ; 1.00e+01[	5.06 %	6.17 %	5.19 %	5.20 %	4.94 %
[1.00e+01 ; 1.00e+02[	6.88 %	8.47 %	8.40 %	8.34 %	8.33 %
[1.00e+02 ; Max[	0.14 %	0.09 %	0.09 %	0.08 %	0.09 %

Em relação aos modelos P5 (Tabela 4.4), verifica-se um comportamento idêntico aos modelos P1. Porém, os valores do intervalo de 1 a 5 MPa são relativamente mais baixos, e os valores do intervalo 5 a 10 MPa são mais elevados quando comparados aos valores do P1, visto que a tensão média do P5 no osso é 7.80 MPa para o CLM, 6.64 MPa para o CPM (PCL), 6.51 MPa para o CPM (PLA), 6.46 para o CPM (Ti) e 6.48 para o CPM (EO).

Em relação aos restantes intervalos, assim como no P1, o intervalo de tensões menores que 0.01 MPa, e o de tensões acima de 100 MPa, detêm a menor percentagem de elementos, o que indica que a maioria dos elementos está abaixo da Tensão de Cedência do respetivo material.

Para estudar o antes e o depois de uma mandibulectomia parcial, e posterior colocação de uma placa de fixação, analisou-se as simulações do P2 referentes aos modelos P2.SLM e P2.CPF (Figura 4.7). Visualmente, é possível identificar, assim como nos modelos anteriores, valores elevados de tensão na zona do côndilo mandibular e na incisura mandibular, de 5 a 230 MPa e, no caso deste modelo, na parte esquerda do corpo mandibular, entre 9.17 e 230 MPa (Figura 4.7 A).

Tabela 4.4 Percentagem de Elementos do Osso dos Modelos P5 presentes num intervalo de tensões.

Intervalo de Tensões (MPa)	% de Elementos				
	P5.CLM	P5.CPM (PCL)	P5.CPM (PLA)	P5.CPM (Ti)	P5.CPM (EO)
[0.00e+00 ; 1.00e-02[	0.29 %	0.47 %	0.45 %	0.41 %	0.43 %
[1.00e-02 ; 1.00e+00[	6.12 %	7.98 %	7.92 %	7.65 %	7.67 %
[1.00e+00 ; 5.00e+00[	<b>53.16 %</b>	<b>59.52 %</b>	<b>61.24 %</b>	<b>62.62 %</b>	<b>62.19 %</b>
[5.00e+00 ; 1.00e+01[	24.32 %	19.00 %	18.23 %	17.34 %	17.75 %
[1.00e+01 ; 1.00e+02[	15.78 %	12.84 %	11.98 %	11.80 %	11.79 %
[1.00e+02 ; Max[	0.32 %	0.18 %	0.18 %	0.17 %	0.18 %

Após a colocação da placa de fixação (Figura 4.7 B), repara-se numa conservação das tensões na zona do côndilo e incisura, porém aumentam (em extensão) no lado esquerdo. É possível reparar que a placa inclui, na totalidade, três zonas de tensão. A primeira ocorre nas pontas onde as tensões são mais baixas (entre 1 Pa e 0.83 MPa), a segunda é de tensões intermédias que se quantificam de 2.5 a 9.17 MPa. Por fim, é possível visualizar que a terceira e última zona é composta pela maior parte da placa, que integra as tensões mais elevadas de 9.17 a 230 MPa.

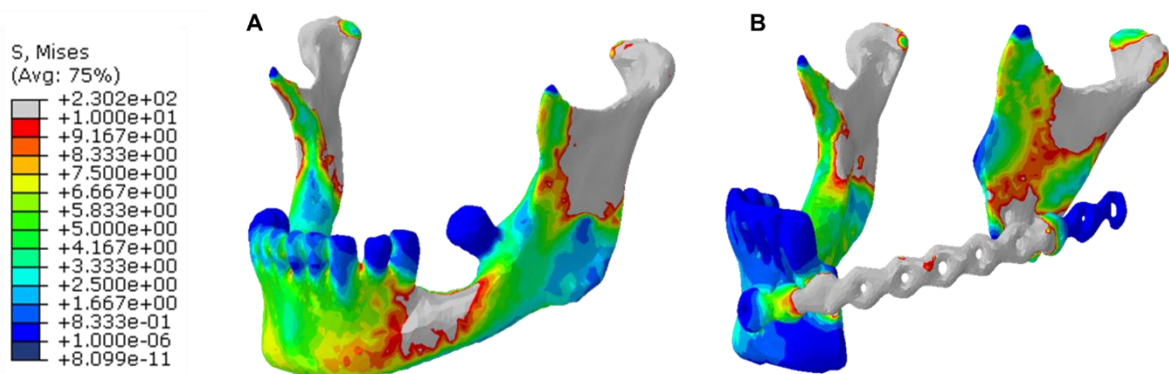


Figura 4.7 Comparação da Tensão de von Mises (MPa) do P2.  
A – P2.SLM. B – P2.CPF.

A Tabela 4.5 confirma o anteriormente referido: a tensão média na placa de fixação (31.06 MPa) é bastante mais elevada do que a tensão média no osso (7.48 MPa). Sendo a placa fabricada em Ti, tem uma rigidez elevada e foi projetada para suportar as forças mastigatórias (e não só), bem como para proteger o osso durante a cicatrização; assim, é de esperar que a tensão seja mais elevada do que no osso, que apresenta uma rigidez mais baixa que o Ti. Posteriormente é possível perceber que quando colocada uma placa de fixação, a tensão média do osso da mandíbula fica mais reduzida (7.48 MPa) quando comparada com o modelo sem lesão mandibular (12.80 MPa), uma vez que há remoção parcial de osso. O facto da colocação da placa diminuir a tensão média do modelo e do osso, sugere que a placa está a desempenhar um papel eficaz na redução das tensões, e deste modo a atenuar parte da tensão que estava anteriormente no osso. Através destes resultados percebe-se que ocorre o efeito de *stress shielding* no osso [39].

Tabela 4.5 Tensão Média de von Mises (MPa) dos Modelos P2.SLM e P2.CPF.

Modelo	Tensão Média de von Mises		
	Osso	Placa de Fixação	Modelo
P2.SLM	12.80	-	12.80
P2.CPF	7.48	31.06	10.45

O mesmo acontece na simulação dos modelos P3 (Figura 4.8), apesar de não haver uma comparação antes da remoção parcial do osso, e posterior colocação da placa de fixação, é possível observar que as tensões neste dispositivo são mais elevadas na zona central da placa (de 9.17 a 230 MPa) e menores nas periferias (entre 1 Pa e 5 MPa).

Assim como nos modelos anteriores, também no P3, é possível observar que as tensões mais elevadas do osso se encontram na zona do côndilo, com valores entre 9.17 e 230 MPa. No entanto, de uma forma visual, é verifica-se que as tensões na faixa dos 2.5 e 7.5 MPa se encontram distribuídas pela mandíbula.

Para analisar o comportamento do osso quando submetido a radioterapia, simularam-se os modelos P3.CPF (Rad-D), P3.CPF (Rad-E) e P3.CPF (Rad-T), como sendo um modelo com a parte direita do osso pós radioterapia (Figura 4.8 B), um modelo com a parte esquerda do osso pós radioterapia (Figura 4.8 C) e o osso total pós radioterapia (Figura 4.8 D), respetivamente.

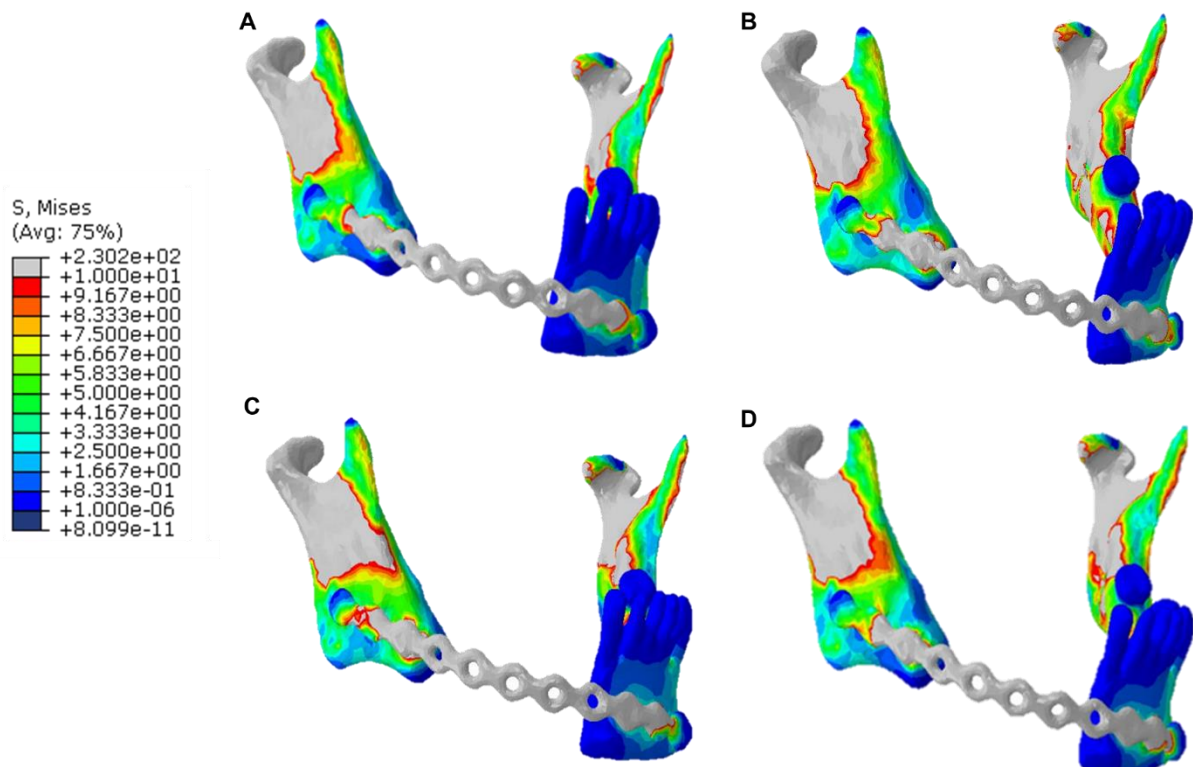


Figura 4.8 Comparação da Tensão de von Mises (MPa) do P3.  
A – P3.CPF. B – P3.CPF (Rad-D). C – P3.CPF (Rad-E). D – P3.CPF (Rad-T).

É notória uma pequena mudança de tensões nas extremidades da placa, quando comparados os modelos pós radioterapia. Quando apenas o lado esquerdo da mandíbula tem essa característica, é possível observar um aumento de tensões (entre 7.50 e 10 MPa) na extremidade da placa do lado direito, o que indica que a placa fica sujeita a tensões mais elevadas, e por sua vez sujeita a maiores deformações. Quando comparados os modelos P3.CPF e P3.CPF (Rad-T), visualmente, não existem grandes diferenças notórias; como tal, recorreu-se ao cálculo da tensão média de von Mises dos modelos, no osso (quer normal quer pós radioterapia) e na placa de fixação.

Tabela 4.6 Tensão Média de von Mises (MPa) dos Modelos P3.CPF.

Modelo	Tensão Média de von Mises			Modelo
	Osso	Osso (Rad)	Placa de Fixação	
P3.CPF	8.65	-	41.41	12.10
P3.CPF (Rad-D)	9.00	10.90	70.02	15.92
P3.CPF (Rad-E)	15.70	5.96	43.10	12.45
P3.CPF (Rad-T)	-	9.10	58.97	14.34

Através da Tabela 4.6 é possível compreender que existe uma diferença notória nos valores da tensão média de von Mises quando o osso é normal e após ter sido submetido à radioterapia. A diferença entre estas duas características baseia-se na diminuição de 50% do Módulo de Young. Já a tensão média do osso aumenta, mas não na mesma escala, como é possível verificar no caso do P3.CPF (Rad-T), uma vez que a tensão média no osso pós radioterapia (9.10 MPa) é mais elevada do que a tensão média no osso normal (8.65 MPa). Porém, a tensão média da placa atingiu valores muito mais elevados (58.97 MPa). Tudo indica que como a mandíbula não está completa e requer a utilização de uma placa de fixação, o osso não é capaz de suportar cargas tão bem quanto o osso normal, e por isso coloca mais tensão no dispositivo de fixação.

O mesmo acontece nos casos Rad-D e Rad-E, no entanto, existe um comportamento linear em relação ao osso. Sabe-se que no modelo Rad-D a maior porção de osso é de osso normal, enquanto no Rad-E equivale à menor porção. Em ambos os casos, é notório um aumento da tensão média do osso normal em relação ao P3.CPF, porém existe uma grande diferença quando comparadas as tensões médias de von Mises de cada modelo. É de se esperar que a menor porção do osso seja aquela com valores mais elevados de tensão média, uma vez que a área é menor, pois a tensão é inversamente proporcional à área da força aplicada. Neste caso, os valores 10.90 e 15.70 MPa representam esse feito.

Quando comparadas em relação à diferença do Módulo de Young, nos modelos em que a porção de osso normal representa a maior área, ocorre menos deformação, e por sua vez, exibe maiores valores de tensão de von Mises (9.00 MPa), o contrário acontece com valores de rigidez mais baixos (5.96 MPa).

De forma a analisar o comportamento em condições normais e de osso osteoporótico, escolheu-se o paciente com a idade mais avançada e obteve-se os resultados da Figura 4.9 que apresenta as simulações do modelo P4. É possível constatar que visualmente não se encontram grandes diferenças na tensão de von Mises no osso. No entanto, é notório o mesmo comportamento em relação os restantes modelos: tensões mais elevadas nos côndilos mandibulares e parte dos ramos devido ao encastre.

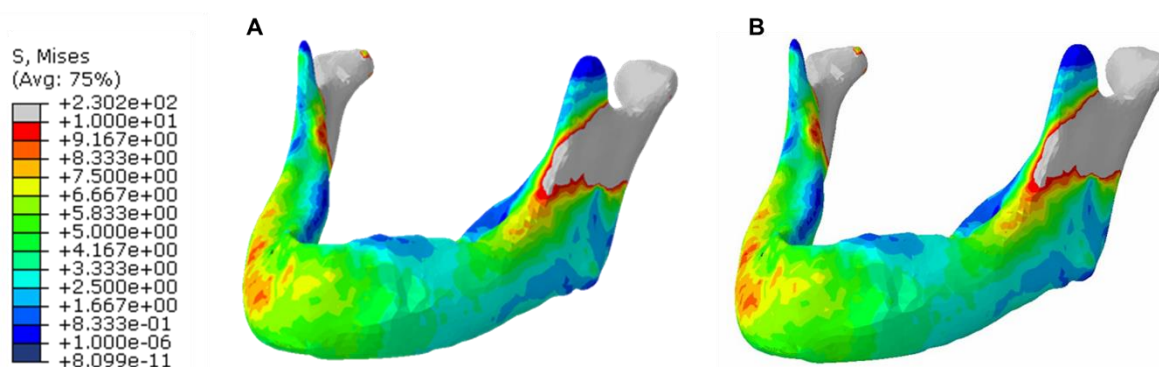


Figura 4.9 Comparação da Tensão de von Mises (MPa) no Modelo P4.  
A – P4.SLM. B – P4.SLM (OP).

Ao realizar uma análise mais quantitativa dos resultados, elaborou-se a Tabela 4.7 que remete para a Tensão Média de von Mises no osso. O modelo P4.SLM apresenta uma tensão média mais elevada (15.96 MPa) do que o modelo P2.SLM, o que poderá ser explicado devido à anatomia, tamanho da *mesh* e configuração do próprio modelo. Quando comparados os valores de tensão com o modelo alterado para simular a osteoporose (P4.SLM (OP)), foi possível observar que a tensão média aumenta de 15.96 MPa para 16.19 MPa.

Tabela 4.7 Tensão Média de von Mises (MPa) dos Modelos P4.SLM.

Modelo	Tensão Média de von Mises	
	Osso	
P4.SLM	15.96	
P4.SLM (OP)	16.19	

Embora a diferença seja mínima é perceptível que acontece o mesmo dos modelos anteriores, um aumento da tensão aquando da diminuição da rigidez, porém não ocorre na mesma escala, uma vez que apenas houve um aumento de tensão de 1.44%.

Ao notar que a tensão no osso, dos modelos P3 e P4, não aumenta de forma linear de acordo com a diminuição do Módulo de Young, ao contrário do que refere a equação (2.1), analisou-se a linearidade do modelo, recorrendo aos valores máximo e mínimo da Deformação Logarítmica (LE) Máxima Principal (Abs) e da Tensão Máxima Principal (Abs).

A Tabela 4.8 sumariza os resultados obtidos dos picos de deformação no osso (LE Max. Principal (Abs)), correspondentes ao valor máximo de tração e de compressão, e respetivos elementos. É possível reparar que na maioria dos modelos os elementos correspondentes aos valores máximo e mínimo são os mesmos, à exceção do modelo P3.CPF (Rad-D) onde o valor máximo ocorre num elemento diferente. Isto acontece, devido ao valor máximo estar na menor porção de osso, sendo neste caso osso pós radioterapia, enquanto os restantes se encontram na menor porção.

Quando analisados os valores de deformação, no caso dos modelos P3, existe uma discrepância, porém não de forma linear, uma vez que é visível um aumento superior, assim como nos modelos P4.

Tabela 4.8 Deformação Logarítmica Max. Principal Absoluta (MPa) no osso dos Modelos P3 e P4.

Modelo	LE Max. Principal (Abs)			
	Máximo ( $10^{-2}$ )	Elemento	Mínimo ( $10^{-2}$ )	Elemento
P3.CPF	1.94	57 807	- 3.45	5 412
P3.CPF (Rad-D)	2.74	46 983	- 5.86	5 412
P3.CPF (Rad-E)	3.02	57 807	- 4.02	5 412
P3.CPF (Rad-T)	4.05	57 807	- 7.26	5 412
P4.SLM	2.70	3 213	- 2.76	14 209
P4.SLM (OP)	4.06	3 213	- 4.20	14 209

Deste modo, verifica-se que ambos os modelos apresentam um comportamento não linear, que pode ser explicado devido à geometria do modelo e até mesmo ao facto de existir um dispositivo de fixação.

Já a Tabela 4.9 resume as tensões máximas e mínimas principais no osso (S Max Principal (Abs)), dos modelos P3 e P4, e os respetivos elementos.

Tabela 4.9 Tensões Principais Mínimas e Máximas (MPa) no osso dos Modelos P3 e P4.

Modelo	S Max. Principal (Abs)			
	Máximo	Elemento	Mínimo	Elemento
P3.CPF	323.22	57 807	-549.60	5 412
P3.CPF (Rad-D)	422.06	57 807	- 466.44	5 412
P3.CPF (Rad-E)	295.36	46 983	- 640.80	5 412
P3.CPF (Rad-T)	336.37	57 807	- 578.80	5 412
P4.SLM	385.12	3 213	- 429.68	29 769
P4.SLM (OP)	388.73	3 213	- 437.68	29 769

Com estes valores verifica-se que as tensões principais máximas e mínimas, de ambos os modelos (P3 e P4), assim como os valores de LE, ocorrem na maioria dos casos nos mesmos elementos. No entanto, o modelo P3.CPF (Rad-E) é exceção, uma vez que o valor máximo se encontra na menor porção de osso, sendo neste caso osso cortical normal. No caso do P3, observam-se tensões principais na escala dos 300 MPa e - 500 MPa. Já nos modelos CPF e CPF (Rad-T), apresentam valores muito idênticos, no entanto o último modelo apresenta valores mais elevados.

Sendo o modelo Rad-E, aquele que simula o osso pós radioterapia na maior porção de osso do modelo, era de se esperar menores valores de tensão, tal como já fora referido. Já nos modelos P4, verifica-se a existência tensões principais na ordem dos 380 MPa e - 430 MPa, muito idênticas entre os mesmos, o que indica que a tensão de tração máxima no osso é cerca de 380 MPa e a tensão de compressão máxima é 430 MPa para esse modelo.

Posteriormente, estudou-se a influência da placa de fixação nos modelos. Já fora dito que a placa diminui a tensão no osso, uma vez que o material constituinte (Ti) detém uma rigidez mais elevada. Ao saber que os modelos P2.SLM e P2.CPF têm, respetivamente, 78 574 e 81 294 elementos, é importante saber quantos destes elementos se encontram na faixa da tensão média do osso, de forma a entender o efeito da placa de fixação.

Sabe-se, através da Tabela 4.5, que a tensão média no osso do modelo P2.SLM é 12.80 MPa, e para o modelo P2.CPF é 7.48 MPa no osso e 31.06 MPa na placa de fixação. Ao distribuir os elementos pertencentes ao osso, pelos respetivos intervalos, é possível confirmar, através da Tabela 4.10, que a maioria no modelo SLM (52.89%) e 47.60% no modelo CPF, têm tensões superiores ou iguais a 1 MPa e inferiores a 5 MPa, uma vez que a tensão média no osso é 7.48 MPa. No caso do modelo SLM, é possível observar que cerca de 22% dos elementos se encontram entre 5 e 10 MPa, são correspondentes aos elementos cuja localização se encontra nas regiões de maior tensão. Já no modelo CPF, é visível que 23% dos elementos se encontram no intervalo de tensões mais baixas, provando que a placa de fixação diminui a tensão no osso.

Tabela 4.10 Percentagem de Elementos do Osso dos Modelos P2 presentes num intervalo de tensões.

Intervalo de Tensões (MPa)	% de Elementos	
	P2.SLM	P2.CPF
[0.00e+00 ; 1.00e-02[	0.81 %	0.10 %
[1.00e-02 ; 1.00e+00[	7.83 %	23.20 %
[1.00e+00 ; 5.00e+00[	<b>52.89 %</b>	<b>47.60 %</b>
[5.00e+00 ; 1.00e+01[	14.78 %	11.77 %
[1.00e+01 ; 1.00e+02[	22.08 %	17.02 %
[1.00e+02 ; Max[	1.60 %	0.31 %

Utilizou-se igualmente os intervalos para avaliar os restantes modelos. O P3.CPF apresenta um comportamento idêntico ao P2.CPF, tendo praticamente a mesma distribuição de elementos pelos intervalos de tensão, como indica a Tabela 4.11.

Como anteriormente explicado, o P3 serve de caso de estudo para a simulação do osso pós radioterapia. Como tal, denotam-se algumas diferenças nas distribuições de elementos, quando comparados com o modelo P3.CPF, também indicados na Tabela 4.11.

Tabela 4.11 Percentagem de Elementos do Osso dos Modelos P3 presentes num intervalo de tensões.

Intervalo de Tensões (MPa)	% de Elementos			
	P3.CPF	P3.CPF (Rad-D)	P3.CPF (Rad-E)	P3.CPF (Rad-T)
[0.00e+00 ; 1.00e-02[	2.66 %	2.58 %	2.53 %	2.51 %
[1.00e-02 ; 1.00e+00[	15.97 %	14.03 %	12.48 %	12.68 %
[1.00e+00 ; 5.00e+00[	<b>46.74 %</b>	<b>43.72 %</b>	<b>48.21 %</b>	<b>47.67 %</b>
[5.00e+00 ; 1.00e+01[	17.68 %	20.16 %	19.99 %	19.58 %
[1.00e+01 ; 1.00e+02[	15.83 %	18.20 %	15.74 %	16.33 %
[1.00e+02 ; Max[	1.12 %	1.31 %	1.05 %	1.23 %

Iniciando pelo modelo que simula o osso total pós radioterapia (Rad-T), assim como nos modelos anteriores, a maior percentagem de elementos do osso pertence ao intervalo com tensões superiores ou iguais a 1 MPa e inferiores a 5 MPa, sendo o modelo que melhor se aproxima do original, visto que a média da tensão de von Mises no osso é 9.10 MPa. No entanto, apresenta uma percentagem acima de 3% no intervalo com a tensão acima de 100 MPa, ao contrário dos modelos anteriores que apresentam valores abaixo. Esta informação pode ser interpretada através da rigidez, uma vez que a radiação promove uma diminuição do Módulo de Young e consequente aumento de tensão no osso, tal como já fora referido na Tabela 4.6.

Em relação aos modelos Rad-D e Rad-E, é possível verificar que a maior percentagem de elementos também se encontra no intervalo de 1 a 5 MPa, uma vez que a média destes modelos é dividida em osso cortical – 9.00 e 15.70 MPa – e osso pós radioterapia – 10.90 e 5.96 Pa, respetivamente. Como nestes modelos houve uma distribuição de material (parte esquerda e parte direita diferentes) e cada parte apresenta dimensões diferentes, é de se esperar que os valores de Rad-E se aproximem mais dos valores de Rad-T uma vez que a maior parte de osso é definida como pós radioterapia.

Já o modelo Rad-D apresenta valores singulares, uma vez que a maior porção de osso é simulada como osso normal e a menor como osso pós radioterapia. Elevadas percentagens nos últimos intervalos indicam a presença de elementos em zonas de elevados valores de tensão.

No caso dos modelos P4 avaliou-se a distribuição dos elementos do osso pelas respetivas tensões (Tabela 4.12), sendo possível verificar que a maioria dos elementos (51.06% e 50.49%) se encontram entre 1 e 5 MPa. Tensões baixas (0 a 1 MPa) e muito elevadas (100 MPa ao valor máximo) apresentam poucos elementos, o que indica que apenas uma pequena percentagem de elementos está sujeita a tensões baixas e relativamente altas, e que o osso não se encontra em vias de rutura, uma vez que a Tensão de Cedência é cerca de 193 MPa e a grande maioria se encontra abaixo de 100 MPa.

Quando comparados entre si, é possível observar uma diminuição na percentagem de elementos pertencentes aos intervalos de 0.01 a 5 MPa, e conseqüente aumento nas tensões de 5 a 10 MPa e 100 MPa ao valor máximo.

Isto indica que a diminuição do Módulo de Young em 33%, para simular a osteoporose, aumenta o número de elementos pertencentes a tensões mais elevadas.

Tabela 4.12 Percentagem de Elementos do Osso dos Modelos P4 presentes num intervalo de tensões.

Intervalo de Tensões (MPa)	% de Elementos	
	P4.SLM	P4.SLM (OP)
[0.00e+00 ; 1.00e-02[	0.48 %	0.48 %
[1.00e-02 ; 1.00e+00[	4.95 %	4.83 %
[1.00e+00 ; 5.00e+00[	<b>51.06 %</b>	<b>50.49 %</b>
[5.00e+00 ; 1.00e+01[	17.45 %	17.99 %
[1.00e+01 ; 1.00e+02[	23.49 %	23.49 %
[1.00e+02 ; Max[	2.57 %	2.71 %

Após ter sido feita uma análise mais detalhada de cada modelo, e dos respetivos preenchimentos e placas de fixação, realizou-se uma análise mais comparativa de todos os modelos em relação ao osso. Quando analisada a tensão média no osso (Figura 4.10), aferiu-se que os modelos sem lesão mandibular apresentam uma tensão média mais elevada quando comparados com os restantes, o que se pode dever ao facto de não existir outro tipo de material a reduzir a tensão, ou ao tamanho da malha, ou até mesmo da anatomia da mandíbula.

O modelo com osteoporose é aquele que apresenta a maior tensão média no osso, como já era esperado, uma vez que ocorre uma diminuição do Módulo de Young (13 700 para 9 179 MPa) e não existem componentes adjacentes.

Também é possível verificar que através da tensão média do osso nos modelos que simulam a osteoporose e o osso pós radioterapia, que não existe um comportamento linear aquando da diminuição do Módulo de Young. Tal comportamento pode ser explicado devido à anatomia do modelo não ter uma geometria simples, mas sim complexa.

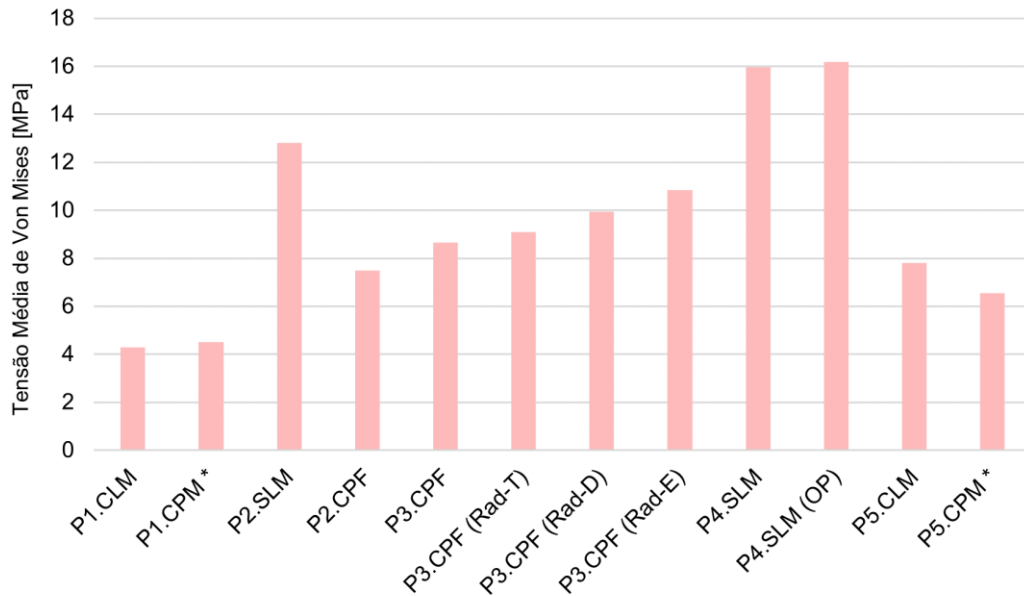


Figura 4.10 Comparação da Tensão Média de Von Mises (MPa) no Osso de cada Modelo.

Em relação à tensão máxima (Figura 4.11), é possível constatar que os modelos P3 e P4 são aqueles que apresentam os valores mais elevados, acima dos 300 MPa. É importante referir que no modelo P2.CPF não existe ponto de aplicação para a força dos músculos Masseter e Pterigóideo Lateral, e deste modo os valores podem variar e ser mais baixos que o P3.CPF por esse motivo.

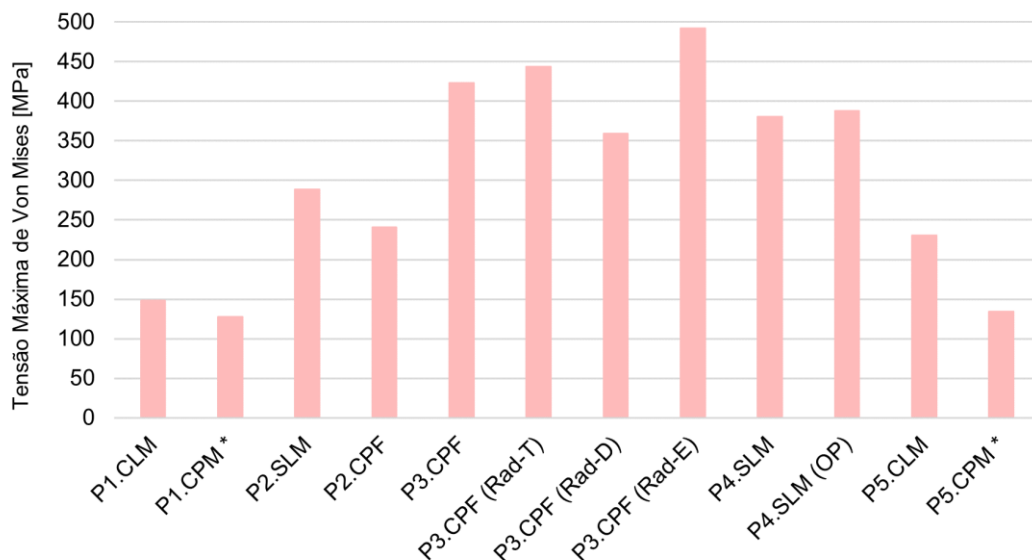


Figura 4.11 Comparação da Tensão Máxima de Von Mises (MPa) no Osso de cada Modelo.

Observando os resultados dos modelos CLM e CPM, é possível verificar que, mais uma vez, o preenchimento diminui a tensão do osso, neste caso a tensão máxima, sendo menor que 150 MPa.

\* Os modelos CPM não se encontram divididos pelos preenchimentos porque as tensões médias no osso são idênticas.

Também é importante referir que a Tensão de Cedência do osso é 193 MPa, tensões abaixo de 10 MPa são consideradas baixas, sem grandes efeitos no modelo. Isto indica que em todos os modelos, à exceção do P1 e do P5.CPM, apresentam tensões máximas superiores a 200 MPa, sendo indicativos de risco de cedência quando aplicadas as forças da mastigação da Tabela 2.3.

Por fim, de forma a avaliar o comportamento do osso na zona frontal da mandíbula, selecionou-se um ponto (como ilustra a Figura 4.12 em três modelos) e obteve-se a tensão do elemento mais próximo desse ponto, em todos os modelos. Com esta análise é de se esperar diferentes valores de tensão no osso, visto que existem modelos com o Módulo de Young alterado, sem lesão aparente, com defeito e com placas de fixação.

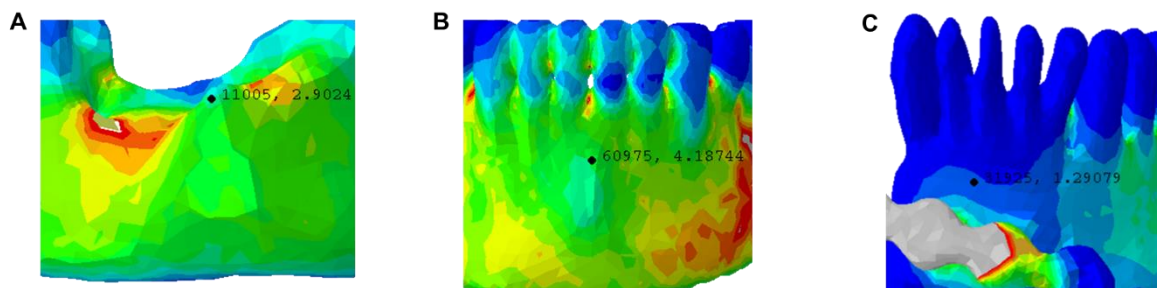


Figura 4.12 Localização do Ponto de Interesse em comum dos modelos. A – P1.CLM. B – P2.SLM. C – P2.CPF.

A Figura 4.13 ilustra graficamente os resultados obtidos. De uma forma global é perfeitamente visível que o que se esperava confirma-se: diferentes valores de tensão para cada modelo. No caso dos modelos P1, como o defeito se encontra na zona de interesse, o osso não se comporta como esperado, uma vez que, de forma geral, os preenchimentos aumentam os valores de tensão. E tal como visto anteriormente, o modelo CPM (Ti) é aquele que tem os valores mais baixos, uma vez que diminui em maior escala a tensão no osso adjacente, causando *stress shielding*. Por outro lado, é possível aferir que o modelo CPM (PLA) é o que se aproxima mais do modelo que simula a mandíbula completa (EO).

Nos modelos P5.CPM, quando comparados com o respetivo modelo com lesão (P5.CLM), é notório que já existe um comportamento esperado. Havendo uma diminuição da tensão na zona do osso especificada, de acordo com o que já foi verificado anteriormente. Ou seja, os materiais do preenchimento (PCL, PLA, Ti e EO) diminuem a tensão no osso, e quanto mais rígido for o material mais facilidade terá em distribuir as tensões por si mesmo, e menos tensão média o osso irá apresentar. À semelhança do P1, também no P5, o modelo CPM (PLA) é aquele se aproxima mais do comportamento do modelo CPM (EO).

Em relação aos modelos P3 e P4, sendo casos isolados pois não existe informação do antes nem depois, é possível constatar que são extremos. O P4 é aquele que apresenta os maiores valores de tensão (acima de 6 MPa), e o P3 o que apresenta os menores (abaixo de 2 MPa). Estes valores podem ser explicados através da anatomia do modelo, isto é, no caso do modelo P4, por

apresentar edentulismo, nenhuma patologia visível e o formato da malha são tudo opções válidas para explicação.

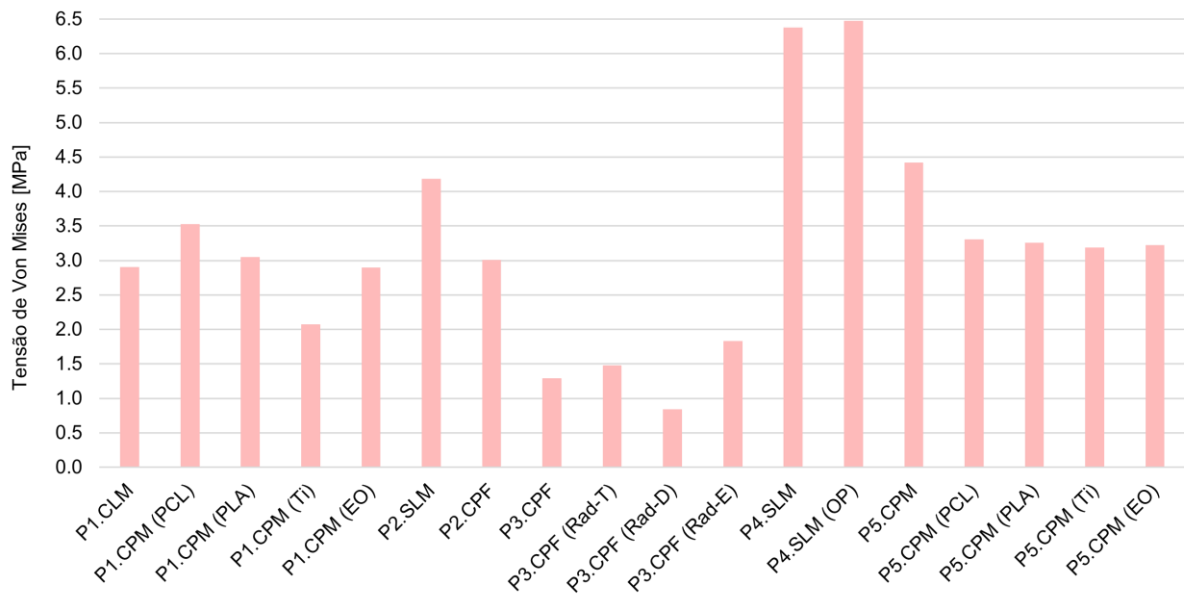


Figura 4.13 Tensão de Von Mises (MPa) num ponto específico do Osso de cada Modelo.

Já no caso do P3, tal como já foi dito anteriormente, grande parte da tensão do osso é diminuída devido à placa de titânio, principalmente nas zonas da extremidade da placa. Como uma das pontas deste dispositivo é colocada na zona central da mandíbula é de se esperar que a tensão nesse local seja reduzida ocorrendo o fenómeno de *stress shielding*.

Em relação aos modelos P2, por serem modelos criados através de imagens pertencentes ao mesmo paciente, é possível constatar que a colocação da placa de fixação reduziu cerca de 1 MPa a tensão no ponto de interesse, resultado da maior rigidez do Ti quando comparado com o osso. Isto demonstra que a placa é capaz de proporcionar melhor suporte estrutural e distribuir eficientemente as cargas do que o osso anteriormente existente.

# Capítulo 5

---

Este capítulo final tem o objetivo de concluir o tema da dissertação. É aqui que serão feitas as conclusões do estudo, assim como referidas algumas limitações e perspectivas futuras sobre a temática.

## 5. Conclusões

Esta dissertação centra-se na análise por FE de modelos da mandíbula com as mais diversas características, entre elas patologias, preenchimentos mandibulares, placas de fixação e propriedades do osso alteradas; recorreu-se a uma avaliação relativa da Tensão de von Mises do osso destes pacientes para perceber a forma como tais diferenças afetam a biomecânica do complexo mandibular. Como tal, avaliaram-se tensões de: dois pacientes com lesões mandibulares, onde posteriormente se colocou preenchimento, um paciente mais idoso, aparentemente normal, se simulou osteoporose, e dois pacientes com placa de fixação.

Nos pacientes P1 e P5, simularam-se os modelos com lesão e com preenchimento mandibular (CLM e CPM), e é possível concluir que o preenchimento, seja de PCL, PLA, Ti ou de EO, diminui a tensão de von Mises no osso, tendo a capacidade de suportar as forças da mastigação e distribuir as mesmas de forma eficaz. No entanto, é possível concluir que cada material tem um comportamento distinto e observou-se que, a longo prazo, o PLA mostra ser o material ideal para preenchimento mandibular, uma vez que apresenta, de forma geral, um comportamento idêntico ao EO. Uma vez que o preenchimento de Ti, irá sempre causar *stress shielding*, podendo vir a danificar o tecido ao seu redor.

No caso dos modelos P2, estudou-se o antes (SLM) e o depois de uma mandibulectomia parcial (CPF) e o impacto da colocação de uma placa de fixação. Concluiu-se que o dispositivo de fixação diminui a tensão de Von Mises no osso, uma vez que é projetada para suportar as forças e proteger o osso durante a cicatrização. Nos dois pacientes restantes, P3 e P4, simularam-se situações de pós radioterapia e osteoporose, respetivamente. No caso do P3, sendo um modelo portador de uma placa de fixação, reparou-se que o osso pós radioterapia adquire valores mais elevados de tensão, assim como a placa de fixação, mas não de forma linear, que pode ser explicado devido à não linearidade do modelo e respetiva geometria. O mesmo acontece com os modelos do P4, onde é simulado o osso osteoporótico, apesar de ocorrer uma diminuição de 33% do Módulo de Young, não existe um aumento de tensão na mesma escala.

De forma geral é possível concluir que para diferentes modelos mandibulares, destaca-se a eficácia dos preenchimentos na redução das tensões de von Mises no osso, conferindo-lhe a capacidade de suportar eficientemente as forças mastigatórias. Assim como a utilização da placa de fixação demonstrou ser crucial na mitigação das tensões pós mandibulectomia parcial.

No entanto, simulações da osteoporose e pós radioterapia revelaram fenômenos não lineares, desafiando um aumento proporcional de tensão com a diminuição da rigidez. Incutindo que a resposta biomecânica da mandíbula nessas condições é complexa e não totalmente previsível, sublinhando a necessidade de abordagens personalizadas na prática clínica.

Uma das limitações deste estudo é efetivamente a atribuição do mesmo valor de Módulo de Young ao osso mandibular para todos os modelos, utilizando apenas o valor do osso cortical (normal). Uma vez que todos os pacientes têm patologias e características diferentes (como o sexo, idade e anatomia mandibular), utilizar uma estratégia de atribuição personalizada de propriedades dos tecidos ósseos poderia levar a alguma variação qualitativa dos resultados. Como tal, uma indicação para um trabalho futuro, deste ponto, seria o cálculo específico do Módulo de Young do osso mandibular de cada paciente (através das imagens de CT). Recorrer a técnicas de imagens médicas mais avançadas, possivelmente permitiria uma visualização mais detalhada e precisa, tanto da anatomia da mandíbula como da sua composição.

Outra limitação enquadra-se na modelação simplificada, uma vez que as simulações FE dependem de modelos numéricos, que podem simplificar a complexidade real do tecido biológico e na análise de resultado maioritariamente em tensão de von Mises. Deste modo, um trabalho futuro seria incorporar mais detalhes anatómicos e biomecânicos nos modelos, como a alteração do eixo referencial e incorporação das forças reais de mastigação para cada paciente, e a inclusão de outras métricas de análise biomecânica.

Por fim, a realização de um estudo focado na remoção da placa de fixação e posterior preenchimento da mandíbula, poderia ser alvo de estudo, uma vez que estas placas apresentam diversos obstáculos. Com a utilização de algoritmos de inteligência artificial, a análise de dados complexos de imagens de CT poderia ser otimizada, ajudando na identificação de padrões biomecânicos específicos (como diferentes localizações de defeitos), prevendo a resposta do tecido ósseo aquando da colocação de diferentes tipos de preenchimento.

Em resumo, este estudo contribuiu para uma compreensão aprofundada do comportamento biomecânico da mandíbula, mas também para o aperfeiçoamento de estratégias de reconstrução e intervenções clínicas em pacientes com defeitos na região mandibular, proporcionando uma base sólida para futuras pesquisas e avanços na prática clínica.

## Referências Bibliográficas

- [1] Global Cancer Observatory, “Estimated number of deaths and new cases in 2020, lip, oral cavity, brain, central nervous system, both sexes, all ages,” International Agency for Research on Cancer. Accessed: Jun. 06, 2023. [Online]. Available: <https://gco.iarc.fr/>
- [2] M. in 't Veld, E. A. J. M. Schulten, and F. K. J. Leusink, “Immediate dental implant placement and restoration in the edentulous mandible in head and neck cancer patients: a systematic review and meta-analysis,” *Curr Opin Otolaryngol Head Neck Surg*, vol. 29, no. 2, pp. 126–137, Apr. 2021, doi: 10.1097/MOO.0000000000000685.
- [3] E. Marttila, M. Salli, K. Mesimäki, S. Kainulainen, J. Snäll, and T. Wilkman, “The combined anterolateral thigh-Partial iliac crest minihybrid free flap for mandibular reconstruction,” 2021, doi: 10.1002/micr.30854.
- [4] M. Sjöström *et al.*, “Mandibular resection in patients with head and neck cancer: acute and long-term complications after reconstruction,” *Acta Otolaryngol*, vol. 142, no. 1, pp. 78–83, 2022, doi: 10.1080/00016489.2021.2021283.
- [5] Susana Noronha, “Doenças Periodontais: Como Prevenir e Controlar,” Cuf Saúde. Accessed: Oct. 30, 2022. [Online]. Available: <https://www.cuf.pt/mais-saude/doencas-periodontais-como-prevenir-e-controlar>
- [6] A. Parolia, M. Kundabala, M. Dahal, M. Mohan, and M. S. Thomas, “Management of supernumerary teeth,” *J Conserv Dent*, vol. 14, no. 3, p. 221, Jul. 2011, doi: 10.4103/0972-0707.85791.
- [7] A. Mostafa, S. Alshammari, J. Alrimali, Z. Alhababi, S. Alamrani, and D. Alshammari, “Partial edentulism: pattern, distribution, relation to age and gender and prosthetic reconstruction for patients treated in dentistry clinics, Hail University,” *International Journal of Medicine in Developing Countries*, pp. 1901–1908, Jan. 2021, doi: 10.24911/IJMDC.51-1630713626.
- [8] R. Vallabh, J. Zhang, J. Fernandez, G. Dimitroulis, and D. C. Ackland, “The morphology of the human mandible: A computational modelling study,” *Biomech Model Mechanobiol*, vol. 19, no. 4, pp. 1187–1202, Aug. 2020, doi: 10.1007/s10237-019-01133-5.
- [9] D. Vollmer, U. Meyer, U. Joos, A. Vègh, and J. Piffkò, “Experimental and finite element study of a human mandible,” *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, vol. 28, no. 2, pp. 91–96, Apr. 2000, doi: 10.1054/jcms.2000.0125.
- [10] J. J. Ferreira, C. M. Zagalo, M. L. Oliveira, A. M. Correia, and A. R. Reis, “Mandible reconstruction: History, state of the art and persistent problems,” *Prosthet Orthot Int*, vol. 39, no. 3, pp. 182–189, Jun. 2015, doi: 10.1177/0309364613520032.
- [11] A. van Kootwijk *et al.*, “Semi-automated digital workflow to design and evaluate patient-specific mandibular reconstruction implants,” *J Mech Behav Biomed Mater*, vol. 132, p. 105291, Aug. 2022, doi: 10.1016/J.JMBBM.2022.105291.

- [12] C. Vanputte, A. Russo, and J. Regan, *Anatomia e Fisiologia de Seeley*, 10<sup>a</sup>., vol. 7. 2016.
- [13] The Editors of Encyclopaedia Britannica, "Jaw," Encyclopaedia Britannica. Accessed: May 12, 2023. [Online]. Available: <https://www.britannica.com/science/jaw>
- [14] G. Breeland, A. Aktar, and B. C. Patel, "Anatomy, Head and Neck, Mandible," StatPearls. [Online]. Available: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK532292/>
- [15] P. Juneja, A. Munjal, and J. B. Hubbard, "Anatomy, Joints," *StatPearls*, Apr. 2023, Accessed: Oct. 18, 2023. [Online]. Available: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK507893/>
- [16] Y. Vasil'ev, F. Paulsen, and S. Dydykin, "Anatomical and radiological features of the bone organization of the anterior part of the mandible," *Annals of Anatomy - Anatomischer Anzeiger*, vol. 231, p. 151512, Sep. 2020, doi: 10.1016/J.AANAT.2020.151512.
- [17] S. Scheiner, C. Hellmich, C. Müller, L. Bonitz, and C. Kober, "X-ray physics- and bone composition-based estimation of thickness characteristics from clinical mandibular radiographs," *Computerized Medical Imaging and Graphics*, vol. 45, pp. 36–46, Oct. 2015, doi: 10.1016/J.COMPMEDIMAG.2015.06.005.
- [18] B. la Féria, "Músculos da Mastigação: Anatomia, Funções e Inervação," Kenhub. Accessed: Aug. 17, 2023. [Online]. Available: <https://www.kenhub.com/pt/library/anatomia/musculos-da-mastigacao>
- [19] A. Taguchi *et al.*, "Clinical guidelines for the application of panoramic radiographs in screening for osteoporosis," *Oral Radiol*, vol. 37, no. 2, pp. 189–208, Apr. 2021, doi: 10.1007/s11282-021-00518-6.
- [20] S. Khakpour, A. Esrafilian, P. Tanska, M. E. Mononen, R. K. Korhonen, and T. Jämsä, "Effect of osteoporosis-related reduction in the mechanical properties of bone on the acetabular fracture during a sideways fall: A parametric finite element approach," *PLoS One*, vol. 17, no. 2, p. e0263458, Feb. 2022, doi: 10.1371/journal.pone.0263458.
- [21] NCI, "Mouse Study Points to Strategy for Preserving Bone During Chemotherapy," National Cancer Institute. Accessed: Oct. 25, 2023. [Online]. Available: <https://www.cancer.gov/news-events/cancer-currents-blog/2020/bone-loss-chemotherapy-senescence>
- [22] R. V. Ferreira, S. Roizenblatt, and V. L. Szejnfeld, "Dentists' knowledge about osteoporosis and their ability to identify the disease," *Advances in Rheumatology*, vol. 61, no. 1, p. 49, Dec. 2021, doi: 10.1186/s42358-021-00206-3.
- [23] E. Dervis, "Oral implications of osteoporosis," *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, vol. 100, no. 3, pp. 349–356, Sep. 2005, doi: 10.1016/J.TRIPLEO.2005.04.010.

- [24] J. P. Okeson, *Management of Temporomandibular Disorders and Occlusion*, 8th ed. Elsevier, 2019.
- [25] D. Hossain, M. H. Imtiaz, and E. Sazonov, "Comparison of Wearable Sensors for Estimation of Chewing Strength," *IEEE Sens J*, vol. 20, no. 10, pp. 5379–5388, May 2020, doi: 10.1109/JSEN.2020.2968009.
- [26] R. C. W. Wong, H. Tideman, L. Kin, and M. A. W. Merkx, "Biomechanics of mandibular reconstruction: a review," *Int J Oral Maxillofac Surg*, vol. 39, no. 4, pp. 313–319, Apr. 2010, doi: 10.1016/J.IJOM.2009.11.003.
- [27] M. Pinheiro, R. Willaert, A. Khan, A. Krairi, and W. Van Paepegem, "Biomechanical evaluation of the human mandible after temporomandibular joint replacement under different biting conditions," *Sci Rep*, vol. 11, no. 1, p. 14034, Jul. 2021, doi: 10.1038/s41598-021-93564-3.
- [28] M. Pinheiro, A. Krairi, R. Willaert, M. C. Costa, and W. Van Paepegem, "Structural optimization of patient-specific temporomandibular joint replacement implants for additive manufacturing: novel metrics for safety evaluation and biomechanical performance," *Biodes Manuf*, vol. 5, no. 2, pp. 333–347, Apr. 2022, doi: 10.1007/s42242-021-00174-z.
- [29] F. Zheng, Y. Zhu, Y. Gong, D. Yin, and Y. Liu, "Variation in stress distribution modified by mandibular material property: a 3D finite element analysis," *Comput Methods Programs Biomed*, vol. 229, p. 107310, Feb. 2023, doi: 10.1016/J.CMPB.2022.107310.
- [30] A. Al-Ahmari, E. A. Nasr, K. Moiduddin, S. Anwar, M. Al Kindi, and A. Kamrani, "A comparative study on the customized design of mandibular reconstruction plates using finite element method," *Advances in Mechanical Engineering*, vol. 7, no. 7, pp. 1–11, Jul. 2015, doi: <https://doi.org/10.1177/1687814015593890>.
- [31] M. M. Baltensperger and G. K. H. Eyrich, *Osteomyelitis of the Jaws*, Springer. Berlin : Heidelberg, 2009. doi: 10.1007/978-3-540-28766-7.
- [32] A. S. Karyono, A. Hardianto, and L. Riawan, "Differences in motoric function of masticatory and facial muscles post segmental mandibulectomy and hemimandibulectomy," *Padjadjaran Journal of Dentistry*, vol. 34, no. 2, pp. 121–127, Jul. 2022, doi: 10.24198/pjd.vol33no2/31612.
- [33] F. H. Netter, *Atlas de Anatomia Humana*, 5<sup>a</sup>. 2011.
- [34] H. Seikaly *et al.*, "Bone That Best Matches the Properties of the Mandible," *J Otolaryngol*, vol. 32, no. 04, p. 262, 2003, doi: 10.2310/7070.2003.41646.
- [35] I. J. Kwon, M. Y. Eo, S. J. Park, S. M. Kim, and J. H. Lee, "Newly designed retentive posts of mandibular reconstruction plate in oral cancer patients based on preliminary FEM study," *World J Surg Oncol*, vol. 14, no. 1, pp. 1–8, Nov. 2016, doi: 10.1186/S12957-016-1043-X/TABLES/3.

- [36] R. Gutwald, R. Jaeger, and F. M. Lambers, "Customized mandibular reconstruction plates improve mechanical performance in a mandibular reconstruction model," *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, vol. 20, no. 4, pp. 426–435, Mar. 2017, doi: 10.1080/10255842.2016.1240788.
- [37] S. H. Kang, S. Lee, and W. Nam, "Condyle dislocation following mandibular reconstruction using a fibula free flap: complication cases," *Maxillofac Plast Reconstr Surg*, vol. 41, no. 1, pp. 1–10, Dec. 2019, doi: 10.1186/S40902-019-0197-1/FIGURES/12.
- [38] M. I. Mohammed, A. P. Fitzpatrick, and I. Gibson, "Customised design of a patient specific 3D printed whole mandible implant," *KnE Engineering*, vol. 2, no. 2, p. 104, Feb. 2017, doi: 10.18502/KEG.V2I2.602.
- [39] D. L. Millis, "Responses of Musculoskeletal Tissues to Disuse and Remobilization," *Canine Rehabilitation and Physical Therapy: Second Edition*, pp. 92–153, 2014, doi: 10.1016/B978-1-4377-0309-2.00007-7.
- [40] M. L. Raffa, V. Nguyen, P. Hernigou, C. Flouzat-Lachaniette, and G. Haiat, "Stress shielding at the bone-implant interface: Influence of surface roughness and of the bone-implant contact ratio," *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 39, no. 6, pp. 1174–1183, Jun. 2021, doi: 10.1002/jor.24840.
- [41] V. Filardi, "Stress shielding FE analysis on the temporomandibular joint," *J Orthop*, vol. 18, pp. 63–68, Mar. 2020, doi: 10.1016/j.jor.2019.09.013.
- [42] Q. Zhang *et al.*, "Advanced biomaterials for repairing and reconstruction of mandibular defects," *Materials Science and Engineering: C*, vol. 103, p. 109858, Oct. 2019, doi: 10.1016/J.MSEC.2019.109858.
- [43] S. Prasad, V. Ratheesh, V. Manakari, G. Parande, M. Gupta, and R. Wong, "The Potential of Magnesium Based Materials in Mandibular Reconstruction," *Metals 2019, Vol. 9, Page 302*, vol. 9, no. 3, p. 302, Mar. 2019, doi: 10.3390/MET9030302.
- [44] M. Zileli, E. C. Benzel, and G. R. Bell, "Bone Graft Harvesting," *Spine Surgery*, pp. 1253–1261, 2005, doi: 10.1016/B978-0-443-06616-0.50098-5.
- [45] M.-T. Haider, J. Zarrer, and H. Taipaleenmäki, "Breast Cancer Bone Metastasis," *Encyclopedia of Bone Biology*, pp. 324–341, 2020, doi: 10.1016/B978-0-12-801238-3.11250-4.
- [46] D. Velmurugan, A. Masilamani Santha, and S. Gaurishankar Sarate, "Dental Implant Materials, Implant Design, and role of Fea - A Brief Review," *J Evol Med Dent Sci*, vol. 6, no. 44, pp. 3487–3492, Jun. 2017, doi: 10.14260/Jemds/2017/753.
- [47] The Editors of Encyclopaedia Britannica, "Ductility," Encyclopaedia Britannica. Accessed: Aug. 31, 2023. [Online]. Available: <https://www.britannica.com/science/ductility-physics>

- [48] J. Parvizi and G. K. Kim, "Osteoblasts," *High Yield Orthopaedics*, pp. 331–332, 2010, doi: 10.1016/B978-1-4160-0236-9.00171-1.
- [49] F. Scocozza, G. M. Di Gravina, E. Bari, F. Auricchio, M. L. Torre, and M. Conti, "Prediction of the mechanical response of a 3D (bio)printed hybrid scaffold for improving bone tissue regeneration by structural finite element analysis," *J Mech Behav Biomed Mater*, vol. 142, p. 105822, Jun. 2023, doi: 10.1016/J.JMBBM.2023.105822.
- [50] F. A. Hussein, K. N. Salloomi, B. Y. Abdulrahman, A. R. Al-Zahawi, and L. A. Sabri, "Effect of thread depth and implant shape on stress distribution in anterior and posterior regions of mandible bone: A finite element analysis," *Dent Res J (Isfahan)*, vol. 16, no. 3, p. 200, May 2019, doi: 10.4103/1735-3327.255745.
- [51] P. Chatzistergos, S. Behforootan, R. Naemi, and N. Chockalingam, "Finite Element Modeling," *Foot and Ankle Biomechanics*, pp. 365–386, Jan. 2023, doi: 10.1016/B978-0-12-815449-6.00007-X.
- [52] M. Hedeşiu, D. G. Pavel, O. Almăşan, S. G. Pavel, H. Hedeşiu, and D. Rafiroiu, "Three-Dimensional Finite Element Analysis on Mandibular Biomechanics Simulation under Normal and Traumatic Conditions," *Oral 2022, Vol. 2, Pages 221-237*, vol. 2, no. 3, pp. 221–237, Aug. 2022, doi: 10.3390/ORAL2030021.
- [53] E. Bari *et al.*, "3D Bioprinted Scaffolds Containing Mesenchymal Stem/Stromal Lyosecretome: Next Generation Controlled Release Device for Bone Regenerative Medicine," *Pharmaceutics*, vol. 13, no. 4, p. 515, Apr. 2021, doi: 10.3390/pharmaceutics13040515.
- [54] S. A. Reina, B. J. E. Tito, M. H. Malini, F. G. Iqrimatien, E. Sa'diyah, and Aminatun, "Porosity and compressive strength of PLA-based scaffold coated with hydroxyapatite-gelatin to reconstruct mandibula: a literature review," *J Phys Conf Ser*, vol. 1816, no. 1, p. 012085, Feb. 2021, doi: 10.1088/1742-6596/1816/1/012085.
- [55] A. M. K. Pasha, R. M. Sheykhsarmast, S. M. K. Pasha, and E. Khashabi, "Influence of Treatment Plans on Stress and Deformation Distribution in Mandibular Implant-Supported Overdenture and Mandibular Bone under Traumatic Load: A 3D FEA," *J Med Biol Eng*, vol. 41, no. 4, pp. 543–557, Aug. 2021, doi: 10.1007/S40846-021-00639-7/FIGURES/11.
- [56] B. D. Ratner, A. S. Hoffman, F. J. Schoen, and J. E. Lemons, *Biomaterials Science : An Introduction to Materials in Medicine*. Elsevier Academic Press, 2004. Accessed: Sep. 27, 2023. [Online]. Available: <https://biomateriali.files.wordpress.com/2011/10/biopolimeri-dispense.pdf>
- [57] H. S. Ko, S. Lee, D. Lee, and J. Y. Jho, "Mechanical Properties and Bioactivity of Poly(Lactic Acid) Composites Containing Poly(Glycolic Acid) Fiber and Hydroxyapatite Particles," *Nanomaterials*, vol. 11, no. 1, pp. 1–13, Jan. 2021, doi: 10.3390/NANO11010249.

- [58] J. A. Travieso-Rodriguez, R. Jerez-Mesa, J. Llumà, O. Traver-Ramos, G. Gomez-Gras, and J. J. Roa Rovira, "Mechanical Properties of 3D-Printing Polylactic Acid Parts subjected to Bending Stress and Fatigue Testing," *Materials*, vol. 12, no. 23, p. 3859, Nov. 2019, doi: 10.3390/ma12233859.
- [59] L. McKeen, "The effect of heat aging on the properties of sustainable polymers," *The Effect of Long Term Thermal Exposure on Plastics and Elastomers*, pp. 313–332, 2021, doi: 10.1016/B978-0-323-85436-8.00001-1.
- [60] Z. Meng *et al.*, "Design and additive manufacturing of flexible polycaprolactone scaffolds with highly-tunable mechanical properties for soft tissue engineering," *Mater Des*, vol. 189, p. 108508, Apr. 2020, doi: 10.1016/J.MATDES.2020.108508.
- [61] E. Cottam, D. W. L. Hukins, K. Lee, C. Hewitt, and M. J. Jenkins, "Effect of sterilisation by gamma irradiation on the ability of polycaprolactone (PCL) to act as a scaffold material," *Med Eng Phys*, vol. 31, no. 2, pp. 221–226, Mar. 2009, doi: 10.1016/j.medengphy.2008.07.005.
- [62] The Editors of Encyclopaedia Britannica, "Young's Modulus," Encyclopaedia Britannica.
- [63] L. A. Mihai and A. Goriely, "How to characterize a nonlinear elastic material? A review on nonlinear constitutive parameters in isotropic finite elasticity," *Proceedings of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*, vol. 473, no. 2207, p. 20170607, Nov. 2017, doi: 10.1098/rspa.2017.0607.
- [64] M. Couade, "The advent of ultrafast ultrasound in vascular imaging: a review," *J Vasc Diagn Interv*, p. 9, May 2016, doi: 10.2147/JVD.S68045.
- [65] M. Cerrolaza, S. Shefelbine, and D. Garzón-Alvarado, *Numerical Methods and Advanced Simulation in Biomechanics and Biological Processes*. Elsevier, 2018. doi: 10.1016/C2016-0-01393-1.
- [66] A. E. Armenakas, *Advanced Mechanics of Materials and Applied Elasticity*, 1st Edition. CRC Press, 2005. doi: 10.1201/9781420057775.
- [67] S. P. Timoshenko and J. M. Gere, *Theory of Elastic Stability*, 2nd edition. Dover Publications, 2012.
- [68] A. Bergara, A. Arredondo, J. Altuzarra, and J. M. Martínez-Esnaola, "Fatigue crack propagation analysis in offshore mooring chains and the influence of manufacturing residual stresses," *Ocean Engineering*, vol. 257, p. 111605, Aug. 2022, doi: 10.1016/j.oceaneng.2022.111605.
- [69] H. Louche, F. Piette-Coudol, R. Arrieux, and J. Issartel, "An experimental and modeling study of the thermomechanical behavior of an ABS polymer structural component during an impact test," *Int J Impact Eng*, vol. 36, no. 6, pp. 847–861, Jun. 2009, doi: 10.1016/j.ijimpeng.2008.09.007.

- [70] R. Naghdabadi, M. Baghani, and J. Arghavani, "A viscoelastic constitutive model for compressible polymers based on logarithmic strain and its finite element implementation," *Finite Elements in Analysis and Design*, vol. 62, pp. 18–27, Dec. 2012, doi: 10.1016/j.finel.2012.05.001.
- [71] J. Diani and P. Gilormini, "Combining the logarithmic strain and the full-network model for a better understanding of the hyperelastic behavior of rubber-like materials," *J Mech Phys Solids*, vol. 53, no. 11, pp. 2579–2596, Nov. 2005, doi: 10.1016/j.jmps.2005.04.011.
- [72] W. Jin and P. K. Chu, "Orthopedic Implants," in *Encyclopedia of Biomedical Engineering*, Elsevier, 2019, pp. 425–439. doi: 10.1016/B978-0-12-801238-3.10999-7.
- [73] A. Polikeit, L. P. Nolte, and S. J. Ferguson, "Simulated influence of osteoporosis and disc degeneration on the load transfer in a lumbar functional spinal unit," *J Biomech*, vol. 37, no. 7, pp. 1061–1069, Jul. 2004, doi: 10.1016/j.jbiomech.2003.11.018.
- [74] I. Jimenez-Palomar, A. Shipov, R. Shahar, and A. H. Barber, "Mechanical Behavior of Osteoporotic Bone at Sub-Lamellar Length Scales," *Front Mater*, vol. 2, Feb. 2015, doi: 10.3389/fmats.2015.00009.

# Anexos

---

## Anexo 1. Código Geral

```
setenv('LC_ALL', 'en_US.UTF-8'); % Set to your desired encoding if
different

% Clear the command window
clc;

try
    T = readtable('CSV_P1.csv'); % Change the CSV according to the model
catch
    error('Error reading CSV file.');
```

```
end

% Extraction condition (change the coordinates according to the model)
x = [-14.9, -14.2];
y = [-79.9, -79.2];
z = [-160.9, -160.7];

% Call the function to calculate mean and max tension
calculateMeanAndMax(T);

% Call the function to extract element tension
selected_rows = extractElementTension(T, x, y, z);

% Call the function to calculate intervals of tension
calculateIntervals(T);

% Call the function to calculate LE
calculateMaxAndMin(T);
```

## Anexo 2. Função para calcular Tensão Média e Máxima de von Mises no Modelo

```
function calculateMeanAndMax(T)

    % Remove unwanted columns
    columns_to_remove = {'ODBName', 'Step', 'Frame', 'PartInstanceName',
        'SectionName', 'ElementLabel', 'X', 'Y', 'Z', 'SectionPoint',
        'LE_Max_Principal_Abs_'};
    T(:, columns_to_remove) = []; % Remove specified columns

    columnM = 'MaterialName';
    columnS = 'S_Mises';
    maskOssoRad = 'PM_OSSO_RAD';

    % Extract the rows where column 2 contains the specified word
    maskConditionOsso = strcmp(T(:, columnM), 'PM_MASK_1_HMG') |
    strcmp(T(:, columnM), 'PM_OSSO');
    maskConditionMaterial = strcmp(T(:, columnM), 'PM_MASK_2_HMG') |
    strcmp(T(:, columnM), 'PM_PLACA');
    maskConditionOssoRad = strcmp(T(:, columnM), maskOssoRad);
    filteredRowOsso = T(maskConditionOsso, :);
    filteredRowsMaterial = T(maskConditionMaterial, :);
    filteredRowsOssoRad = T(maskConditionOssoRad, :);

    % Extract column Material Name
    columnDataModel = T.(columnS);
    columnDataOsso = filteredRowOsso(:, columnS);
    columnDataMaterial = filteredRowsMaterial(:, columnS);
    columnDataOssoRad = filteredRowsOssoRad(:, columnS);

    % Check for missing or non-numeric values
    validData = columnDataModel(~isnan(columnDataModel) &
    isnumeric(columnDataModel));
    if isempty(validData)
        fprintf('No valid numeric data in the column.\n');
    else
        meanValueM = mean(validData);
        fprintf('\n--- Mean value of S-Mises in Model: %0.2f\n\n',
        meanValueM);
    end
end
```

```

% Calculate the mean and max of column 2 for the filtered rows
meanValueOsso = mean(columnDataOsso);
meanValueMaterial = mean(columnDataMaterial);
meanValueOssoRad = mean(columnDataOssoRad);
maxValueOsso = max(columnDataOsso);
maxValueMaterial = max(columnDataMaterial);
maxValueOssoRad = max(columnDataOssoRad);

meanOsso = (meanValueOsso+meanValueOssoRad)/2;
fprintf('Mean value of S-Mises in Bone: %0.2f\n', meanValueOsso);
fprintf('Max value of S-Mises in Bone: %0.2f\n', maxValueOsso);

if all(~isnan(meanValueOssoRad)) && all(~isnan(maxValueOssoRad))
    % Code to be executed if all elements in both arrays are not NaN
    fprintf('Mean value of S-Mises in Bone(Rad): %0.2f\n',
meanValueOssoRad);
    fprintf('Max value of S-Mises in Bone(Rad): %0.2f\n',
maxValueOssoRad);
    fprintf('\n--- Total Mean value of S-Mises in all Bone:
%0.2f\n\n', meanOsso);

end

if all(~isnan(maxValueMaterial)) && all(~isnan(meanValueMaterial))
    % Code to be executed if all elements in both arrays are not NaN
    fprintf('\nMean value of S-Mises in Material: %0.2f\n',
meanValueMaterial);
    fprintf('Max value of S-Mises in Material: %0.2f\n',
maxValueMaterial);
else
    % Code to be executed if at least one element in either array is
NaN
    fprintf('\n')
    disp('* There is no material other than Bone *');
end

end

```

### Anexo 3. Função para extrair Tensão de von Mises num Elemento específico do Modelo

```
function selected_rows = extractElementTension(T, x, y, z)

    % Remove unwanted columns
    columns_to_remove = {'ODBName', 'Step', 'Frame', 'PartInstanceName',
        'SectionName', 'SectionPoint', 'LE_Max_Principal_Abs_'};
    T(:, columns_to_remove) = []; % Remove specified columns
    fprintf('\n');

    % Define logical conditions for x, y, and z
    x_condition = (T.X >= x(1) & T.X <= x(2));
    y_condition = (T.Y >= y(1) & T.Y <= y(2));
    z_condition = (T.Z >= z(1) & T.Z <= z(2));

    % Combine the conditions using logical AND (&) to extract rows that
    satisfy all conditions
    selected_rows = T(x_condition & y_condition & z_condition, :);

    % Check if any rows were selected
    if isempty(selected_rows)
        disp('No rows were selected based on the conditions.');
```

```
    else
        disp(['Number of selected rows: ', num2str(size(selected_rows,
1))]);
    end

    % Debugging: Display the selected rows
    fprintf('\n');
    disp(selected_rows);

end
```

#### Anexo 4. Função para criar Intervalos de Tensão de von Mises e calcular o respectivo número de elementos do Modelo

```
function calculateIntervals (T)

    % Remove unwanted columns
    columns_to_remove = {'ODBName', 'Step', 'Frame', 'PartInstanceName',
'SectionName', 'ElementLabel', 'X', 'Y', 'Z', 'SectionPoint',
'LE_Max_Principal_Abs_'};
    T(:, columns_to_remove) = []; % Remove specified columns

    columnS = 'S_Mises';
    numValues = height(T);

    % Define the number of intervals and the range of values
    customIntervals = [0, 0.000001, 0.01, 1, 10, 100, inf];

    % Create the histogram
    [histCounts, binEdges] = histcounts(T.(columnS), customIntervals);

    % Display the intervals and their corresponding counts
    fprintf('\n--- Number of Elements: %d\n', numValues);
    for i = 1:length(customIntervals) - 1
        fprintf('Interval %d: [%.2e ; %.2e[, Count: %d, Percentage:
%.2f%% \n', i, binEdges(i), binEdges(i+1), histCounts(i),
((histCounts(i)/numValues)*100));
    end

end
```

## Anexo 5. Função para calcular Deformação Logarítmica Máxima

```
function calculateMaxAndMin(T)

    % Remove unwanted columns
    columns_to_remove = {'ODBName', 'Step', 'Frame', 'PartInstanceName',
        'SectionName', 'ElementLabel', 'X', 'Y', 'Z', 'SectionPoint', 'S_Mises'};
    T(:, columns_to_remove) = []; % Remove specified columns

    columnM = 'MaterialName';
    columnLE = 'LE_Max_Principal_Abs_';

    % Extract the rows where column 2 contains the specified word
    maskConditionOsso = strcmp(T(:, columnM), 'PM_MASK_1_HMG') |
        strcmp(T(:, columnM), 'PM_OSSO');
    maskConditionMaterial = strcmp(T(:, columnM), 'PM_MASK_2_HMG') |
        strcmp(T(:, columnM), 'PM_PLACA');
    maskConditionOssoRad = strcmp(T(:, columnM), 'PM_OSSO_RAD');
    filteredRowOsso = T(maskConditionOsso, :);
    filteredRowsMaterial = T(maskConditionMaterial, :);
    filteredRowsOssoRad = T(maskConditionOssoRad, :);

    % Extract column Material Name
    columnDataModel = T.(columnLE);
    columnDataOsso = filteredRowOsso(:, columnLE);
    columnDataMaterial = filteredRowsMaterial(:, columnLE);
    columnDataOssoRad = filteredRowsOssoRad(:, columnLE);

    % Check for missing or non-numeric values
    validData = columnDataModel(~isnan(columnDataModel) &
        isnumeric(columnDataModel));

    if isempty(validData)
        fprintf('No valid numeric data in the column.\n');
    else
        maxModel = max(validData);
        minModel = min(validData);
        fprintf('\n--- Max value of LE in Model: %0.5f', maxModel);
        fprintf('\n--- Min value of LE in Model: %0.5f\n\n', minModel);
    end
end
```

```

    maxValueOsso = max(columnDataOsso);
    minValueOsso = min(columnDataOsso);
    fprintf('Max value of LE in Bone: %0.5f\n', maxValueOsso);
    fprintf('Min value of LE in Bone: %0.5f\n', minValueOsso);
end

maxValueOssoRad = max(columnDataOssoRad);
minValueOssoRad = min(columnDataOssoRad);

if ~isempty(columnDataOssoRad) % Check if the data is not empty
    fprintf('Max value of LE in Bone(Rad): %0.5f\n',
maxValueOssoRad);
    fprintf('Min value of LE in Bone(Rad): %0.5f\n',
minValueOssoRad);
end

if ~isempty(columnDataMaterial)
    % Code to be executed if all elements in both arrays are not NaN
    maxValueMaterial = max(columnDataMaterial);
    minValueMaterial = min(columnDataMaterial);
    fprintf('Max value of LE in Material: %0.5f\n',
maxValueMaterial);
    fprintf('Min value of LE in Material: %0.5f\n',
minValueMaterial);
else
    % Code to be executed if at least one element in either array is
NaN
    fprintf('\n')
    disp('* There is no material other than Bone *');
end

end

```