

• C •

FCTUC FACULDADE DE CIÊNCIAS  
E TECNOLOGIA  
UNIVERSIDADE DE COIMBRA

DEPARTAMENTO DE  
ENGENHARIA MECÂNICA

# **Avaliação numérica do alongamento ósseo de uma mandíbula humana**

Dissertação apresentada para a obtenção do grau de Mestre em Engenharia  
Mecânica na Especialidade de Produção e Projeto

**Autor**

**Diana Filipa Simões Rodrigues**

**Orientadores**

**Professora Doutora Maria Augusta Neto**

**Professor Doutor Luís Manuel Roseiro**

**Júri**

**Presidente** Professor Doutor Fernando Jorge Ventura Antunes  
Professor Auxiliar da Universidade de Coimbra

**Vogal** Professor Doutor Francisco José Santiago Fernandes  
**Amado Caramelo**  
Professor Auxiliar da Universidade de Coimbra

**Orientador** Professora Doutora Maria Augusta Neto  
Professora Auxiliar da Universidade de Coimbra

**Coimbra, Setembro, 2014**



Quando penso que cheguei num ponto que realmente é o ideal, logo descubro  
que dá para superá-lo.

Ayrton Senna



## **Agradecimentos**

A realização da presente dissertação apenas foi possível graças à colaboração e apoio de várias pessoas, a quem não posso deixar de expressar o meu reconhecimento e gratidão.

Em primeiro lugar uma palavra de profundo agradecimento aos meus orientadores. À Professora Doutora Maria Augusta Neto que me acompanhou ao longo da elaboração deste trabalho e que sempre mostrou disponibilidade para me auxiliar e para me transmitir todos os seus conhecimentos nesta área da biomecânica. Ao Professor Doutor Luís Manuel Roseiro por todo o auxílio e atenção prestados, principalmente, na fase inicial do trabalho. A ambos o meu sincero obrigado por me terem auxiliado nesta fase “final” do meu percurso académico.

Aos colegas e docentes do Departamento de Engenharia Mecânica da FCTUC, por terem sido parte integrante da minha formação académica e me terem permitido chegar até esta fase.

Por fim, à minha família por serem os principais responsáveis pela minha formação académica. Aos meus pais e irmão, que encontrem aqui uma manifestação do meu reconhecimento.



## Resumo

Pretende-se com este trabalho analisar o comportamento estrutural de um distrator mandibular dento suportado e a sua influência na mandíbula durante o processo de distração osteogénica. A distração osteogénica é um processo de formação de novo tecido ósseo entre dois segmentos ósseos, previamente seccionados, que são progressivamente separados por tração. Através da aplicação de um distrator, neste caso mandibular e dento suportado, é imposta tração contínua e lenta que origina tensões no calo ósseo e assim estimula a formação de novo osso.

Destacam-se três fases principais do trabalho e, conseqüentemente, a utilização de três programas informáticos diferentes: PATRAN, SOLIDWORKS e ADINA.

Inicialmente, utilizando o programa PATRAN e dois ficheiros *CAD* pré-existentes, procedeu-se à montagem de dezasseis dentes numa mandíbula desdentada. Posteriormente, recorrendo ao programa SOLIDWORKS, efetuou-se a montagem dos distratores na mandíbula completa e, por fim, com recurso ao método dos elementos finitos, utilizando o programa ADINA, analisou-se o comportamento estrutural do distrator e a sua influência no comportamento da mandíbula.

Neste trabalho, consideraram-se doze estudos diferentes, com o objetivo de verificar o comportamento do distrator, avaliar o deslocamento mandibular máximo e as tensões que surgem no conjunto e analisar a influência que as propriedades mecânicas escolhidas para os dentes têm no comportamento do modelo.

Os resultados obtidos mostram que as tensões geradas são bastante elevadas e que o material do distrator é incapaz de as suportar, o deslocamento imposto é inferior ao valor do deslocamento máximo que se obtém na mandíbula e que as propriedades mecânicas dos dentes influenciam o comportamento do modelo.

**Palavras-chave:** Distrator mandibular robotizado, Distrator mandibular dento suportado, Distração osteogénica, Alongamento mandibular, Método dos Elementos Finitos



## Abstract

The aim of this work is to analyze the structural behavior of a mandibular dental supported distractor and its influence on the jaw during the process of distraction osteogenesis. The distraction osteogenesis is a process of creating new bone between two previously resected bone segments, which are gradually separated by traction. Continuous and slowly imposed tensile stress originates the bone callus and thus stimulates the formation of new bone. This happens through the application of a distractor which is mandibular dental supported.

This work has three major stages involving the use of three different computer programs: PATRAN, SOLIDWORKS and ADINA.

The use of PATRAN program allowed that the teeth were initially assembled on a toothless jaw, using two pre-existing CAD file. Afterwards, the assembly of distractors in the complete jaw was performed in the SOLIDWORKS program. Finally, using the finite element method through the ADINA program, the structural behavior of the distractor and its influence on the behavior of the jaw was analyzed.

Twelve different studies allowed to verify the behavior of the distractor, to evaluate the maximum mandibular displacement and the stresses that are generated in the set, as well as to analyze the influence of the mechanical properties of the teeth on the behavior of the model.

The numerical results show that the generated tensions are very high and that the distractor is unable to support them. The imposed displacement is lower than the one obtained in the jaw and the properties chosen for the teeth have influence on the behavior of the model.

**Keywords** Robotic mandibular distractor, Tooth-borne distractor, Distraction osteogenesis, Mandibular lengthening, Finite element method.



---

## Índice

Índice de Figuras.....	xi
Índice de Tabelas .....	xv
Simbologia e Siglas.....	xvii
Simbologia.....	xvii
Siglas .....	xvii
1. Introdução.....	1
2. Revisão Bibliográfica.....	3
2.1. Distração osteogénica .....	3
2.2. Comportamento ósseo.....	6
2.3. Biomateriais.....	7
3. Modelo Geométrico.....	9
3.1. Mandíbula.....	9
3.2. Distrator Mandibular.....	12
3.3. Modelo Geométrico Completo.....	14
4. Estudo Numérico de Elementos Finitos .....	17
4.1. Tipo de elemento e discretização utilizados.....	17
4.2. Condições de fronteira e Contactos .....	19
4.3. Materiais utilizados.....	20
4.4. Análises efetuadas.....	21
5. Análise dos Resultados.....	25
5.1. Distrator.....	25
5.1.1. Solicitação imposta: 0,25 mm .....	26
5.1.2. Solicitação imposta: 8 mm.....	30
5.2. Mandíbula intacta & distratores .....	32
5.2.1. Solicitação imposta: 0,25 mm .....	32
5.2.2. Solicitação imposta: 8 mm.....	35
5.3. Mandíbula cortada & distratores .....	39
5.3.1. Solicitação imposta: 0,25 mm .....	39
5.3.2. Solicitação imposta: 8 mm.....	41
6. Conclusões.....	47
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	49



## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 2.1. Princípio da distração osteogénica segundo os princípios de Ilizarov. Fonte: (Savoldelli, 2013).....	3
Figura 2.2. Distrator extrabucal. Fonte: (KLS Martin Group, 2014).....	5
Figura 2.3. Distrator intrabucal. Fonte: (KLS Martin Group, 2002).....	5
Figura 2.4. Distrator mandibular robotizado. Fonte: (Séneca, 2013).....	6
Figura 3.1. Modelo da mandíbula desdentada.....	10
Figura 3.2. Conjunto dos dezasseis dentes inferiores.....	10
Figura 3.3. Simetria relativamente ao plano sagital.....	11
Figura 3.4. Distrator mandibular em estudo.....	12
Figura 3.5. Banda molar: (a) banda molar original; (b) banda molar alterada.....	13
Figura 3.6. Banda dianteira: (a) banda dianteira original; (b) banda dianteira alterada.....	14
Figura 3.7. Componente em forma de L: (a) “L” dianteiro; (b) “L” traseiro.....	14
Figura 3.8. Montagem final.....	15
Figura 3.9. Corte efetuado na mandíbula.....	16
Figura 4.1. Alguns elementos do tipo 3D: (a) elementos com 20, 21 e 27 nós; (b) elementos com 8 nós; (c) elementos tetraédricos com 4, 10 e 11 nós. Adaptado de: (ADINA R&D, Inc., 2012).....	18
Figura 4.2. Condição de fronteira aplicada.....	19
Figura 4.3. Zona de aplicação do deslocamento imposto.....	22
Figura 4.4. Esquema das simulações efetuadas.....	23
Figura 5.1. Restrições aplicadas nas simulações só com o distrator.....	26
Figura 5.2. Distribuição de deslocamentos, em metros, nas simulações só com o distrator e deslocamento imposto de 0,25 mm: (a) Dente (E=20 GPa), (b) Dente (E=13,7 GPa).....	27
Figura 5.3. Distribuição de: (a) Deslocamento, em metros; (b) Tensões, em Pa, aumentados no dente pré-molar na simulação só com o distrator, deslocamento imposto de 0,25 mm e E=20 GPa.....	28
Figura 5.4. Distribuição de tensões, em Pa, nas simulações só com o distrator e deslocamento imposto de 0,25 mm: (a) Dente (E=20 GPa), (b) Dente (E=13,7 GPa).....	28
Figura 5.5. Localização das tensões máximas, em Pa, nas simulações só com o distrator e deslocamento imposto de 0,25 mm.....	29

Figura 5.6. Distribuição de deslocamentos, em metros, nas simulações só com o distrator e deslocamento imposto de 8 mm: (a) Dente (E=20 GPa), (b) Dente (E=13,7 GPa).	31
Figura 5.7. Distribuição de tensões, em Pa, nas simulações só com o distrator e deslocamento imposto de 8 mm: (a) Dente (E=20 GPa), (b) Dente (E=13,7 GPa).	31
Figura 5.8. Distribuição de deslocamentos, em metros, nas simulações com a mandíbula intacta & distratores e deslocamento imposto de 0,25 mm.	33
Figura 5.9. Distribuição de deslocamentos no distrator direito e dentes de fixação, em metros, nas simulações com a mandíbula intacta e deslocamento imposto de 0,25 mm: (a) Dente (E=20 GPa), (b) Dente (E=13,7 GPa).	34
Figura 5.10. Distribuição de tensões, em Pa, nas simulações com a mandíbula intacta & distratores e deslocamento imposto de 0,25 mm: (a) Dente (E=20 GPa), (b) Dente (E=13,7 GPa).	34
Figura 5.11. Distribuição de deslocamentos no distrator direito e dentes de fixação, em metros, nas simulações com a mandíbula intacta e deslocamento imposto de 8 mm: (a) Dente (E=20 GPa), (b) Dente (E=13,7 GPa).	36
Figura 5.12. Distribuição de deslocamentos, em metros, nas simulações com a mandíbula intacta & distratores e deslocamento imposto de 8 mm: (a) Dente (E=20 GPa), (b) Dente (E=13,7 GPa).	37
Figura 5.13. Distribuição de tensões, em Pa, nas simulações com a mandíbula intacta & distratores e deslocamento imposto de 8 mm: (a) Dente (E=20 GPa), (b) Dente (E=13,7 GPa).	38
Figura 5.14. Simulação com a mandíbula intacta & distratores e deslocamento imposto de 8 mm: (a) Deformação no distrator, (b) Zona do O-ring.	38
Figura 5.15. Distribuição de deslocamentos, em metros, nas simulações com a mandíbula cortada & distratores e deslocamento imposto de 0,25 mm: (a) Dente (E=20 GPa), (b) Dente (E=13,7 GPa).	40
Figura 5.16. Distribuição de tensões, em Pa, nas simulações com a mandíbula cortada & distratores e deslocamento imposto de 0,25 mm: (a) Dente (E=20 GPa), (b) Dente (E=13,7 GPa).	41
Figura 5.17. Distribuição de deslocamentos, em metros, nas simulações com a mandíbula cortada & distratores e deslocamento imposto de 8 mm: (a) Dente (E=20 GPa), (b) Dente (E=13,7 GPa).	42
Figura 5.18. Distribuição de deslocamentos, em metros, na simulação com a mandíbula cortada & distratores e deslocamento imposto de 8 mm e E=20 GPa.	42
Figura 5.19. Deslocamento imposto vs. Deslocamento obtido, na simulação com a mandíbula cortada & distratores, deslocamento imposto de 8 mm e E=20 GPa.	43
Figura 5.20. Distribuição de tensões, em Pa, nas simulações com a mandíbula cortada & distratores e deslocamento imposto de 8 mm: (a) Dente (E=20 GPa), (b) Dente (E=13,7 GPa).	44

Figura 5.21. Localização das tensões máximas, em Pa, com a mandíbula cortada & distratores e deslocamento imposto de 8 mm. ....44

Figura 5.22. Tensões que se geram na mandíbula, em Pa, nas simulações com a mandíbula cortada & distratores e deslocamento imposto de 8 mm. ....45



---

## ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 4.1. Módulo de elasticidade (E), módulo de elasticidade transversal (G) e coeficiente de Poisson ( $\nu$ ) dos materiais utilizados.....	21
Tabela 5.1. Tensão e deslocamento máximos obtidos nas simulações só com o distrator e deslocamento imposto de 0,25 mm. ....	26
Tabela 5.2. Tensão e deslocamento máximos obtidos nas simulações só com o distrator e deslocamento imposto de 8 mm. ....	30
Tabela 5.3. Tensão e deslocamento máximos obtidos nas simulações com mandíbula intacta & distratores e deslocamento imposto de 0,25 mm. ....	33
Tabela 5.4. Tensão e deslocamento máximos obtidos nas simulações com mandíbula intacta & distratores e deslocamento imposto de 8 mm. ....	35
Tabela 5.5. Tensão e deslocamento máximos obtidos nas simulações com mandíbula cortada & distratores e deslocamento imposto de 0,25 mm. ....	39
Tabela 5.6. Tensão e deslocamento máximos obtidos nas simulações com mandíbula cortada & distratores e deslocamento imposto de 8 mm. ....	41



## SIMBOLOGIA E SIGLAS

### Simbologia

$E$  – Módulo de elasticidade

$G$  – Módulo de elasticidade transversal

$n$  – Coeficiente de segurança

$\nu$  – Coeficiente de Poisson

$\sigma_{von\_Mises}^{max}$  – Tensão máxima de von Mises

$\sigma_{lim}$  – Tensão limite de elasticidade

### Siglas

3D – Tridimensional

ADINA – Programa informático

CAD – *Computer Aided Design*

DEM – Departamento de Engenharia Mecânica

DO – Distração Osteogénica

FCTUC – Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade de Coimbra

MEF – Método dos Elementos Finitos

PATRAN – Programa informático

PMMA – Polimetilmetacrilato

SOLIDWORKS – Programa informático



## 1. INTRODUÇÃO

Na correção de deformidades do complexo craniofacial, a distração osteogénica é uma das principais técnicas utilizadas. A distração osteogénica é um processo biológico de formação de novo osso entre dois segmentos ósseos previamente separados por osteotomia. Após o seccionamento do osso, com recurso a um distrator, é imposta uma força de tração que, conseqüentemente, traciona o osso mandibular e estimula a formação de novo osso, paralelo ao vetor de distração.

Inicialmente, a distração osteogénica era uma técnica utilizada em ortopedia para o tratamento de deficiências dos ossos longos (Arantes, 2007). Contudo, recentemente, na tentativa de solucionar deformidades craniofaciais, esta técnica médica tem vindo a ser bastante utilizada em ortodontia. Os tratamentos ortodônticos convencionais utilizam, normalmente, como opção para a correção mandibular, os distratores ósseo suportados em detrimento dos distratores dento suportados. Um distrator ósseo suportado é um dispositivo mecânico produzido em titânio que é aparafusado no tecido ósseo, enquanto um distrator dento suportado é um dispositivo mecânico que é ancorado nos dentes.

Tendo em vista os objetivos de melhorar os distratores existentes e de tornar o processo de distração menos doloroso para o paciente, uma equipa de investigadores das Faculdades de Medicina e de Ciências e Tecnologias da Universidade de Coimbra, desenvolveu um distrator dento suportado robotizado. Este distrator, sendo dento suportado, permite anular a necessidade de cirurgia para a aplicação do mesmo e permite, ainda, que grande parte do tratamento seja realizado em ambulatório, já que este está equipado com um sistema de comunicação sem fios, que possibilita a sua programação e monitorização remotas (Moura, 2013).

O objetivo deste trabalho visa, principalmente, analisar o comportamento estrutural do distrator mandibular dento suportado e a influência, deste, na distribuição de tensões no tecido ósseo da mandíbula, especialmente, ao nível do alongamento mandibular conseguido. Assim, neste estudo, foram analisadas três montagens distintas do distrator e, cada uma das três montagens foi sujeita a duas solicitações diferentes. A análise da estrutura biomecânica foi obtida pelo método dos elementos finitos (MEF), que permite modelar um

sistema contínuo através da divisão do domínio em partes discretas (elementos finitos). O MEF é, já, bastante utilizado em estudos na área da biomecânica.

A presente dissertação encontra-se organizada em quatro secções principais. A primeira parte está dedicada à revisão bibliográfica, onde se explora a técnica de distração osteogénica, o seu aparecimento e os princípios biomecânicos fundamentais. Abordou-se, também, um pouco do comportamento ósseo, com especial atenção no seu crescimento quando sujeito a forças de tração, e referem-se alguns dos biomateriais mais utilizados.

Numa segunda fase é descrito o modelo geométrico e como este foi obtido. De seguida, na terceira secção, aborda-se o método dos elementos finitos, em que se explica, com detalhe, todos os estudos numéricos realizados.

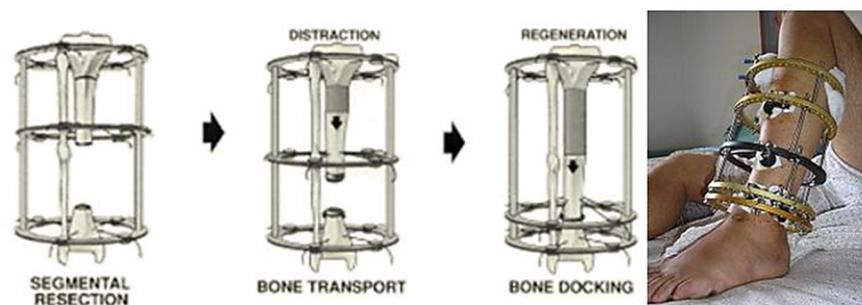
Por fim, são apresentados e discutidos todos os resultados decorrentes dos estudos numéricos, e descritas as principais conclusões do trabalho.

## 2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

### 2.1. Distração osteogénica

A distração osteogénica (DO) representa a indução mecânica de formação de novo osso pelo alongamento do calo ósseo, resultante da separação de duas estruturas que anteriormente constituíam uma só. Tem como princípio fundamental a capacidade intrínseca de alguns tecidos vivos se regenerarem quando submetidos à tensão provocada por tração lenta e contínua, orientada segundo o vetor de distração, (Vale F. et al., 2013). Inicialmente, esta técnica apenas era utilizada em ortopedia, para o tratamento de deficiências dos ossos longos e, recentemente, tem vindo a ser utilizada em ortodontia, no tratamento de deformidades craniofaciais.

No início do século XX, Alessandro Codivilla realizou o primeiro alongamento ósseo utilizando a fixação externa depois de uma osteotomia no fêmur (Oliveira, 2006). Contudo, os atuais princípios biológicos e biomecânicos da osteogénese por distração, que possibilitaram a aplicação da técnica em grande escala na ortopedia, devem-se aos trabalhos experimentais e clínicos desenvolvidos por Graviil Ilizarov, Figura 2.1, (Savoldelli, 2013). Este tomou como ponto de partida o trabalho de Codivilla e as várias desvantagens por ele descritas.



**Figura 2.1.** Princípio da distração osteogénica segundo os princípios de Ilizarov. Fonte: (Savoldelli, 2013).

A transferência da técnica para a odontologia não foi tarefa fácil, uma vez que existe uma grande diferença entre as forma, dimensão e localização dos ossos a

intervencionar. Assim, a distração osteogénica foi utilizada pela primeira vez no complexo craniofacial em 1973 por Snyder, para promover o alongamento ósseo em mandíbulas caninas (Vale F. et al., 2014). Só em 1992 foi realizada a primeira aplicação em humanos pelas mãos de McCarthy, na reconstrução mandibular de um paciente com microssomia hemifacial, (Vale F. et al., 2014). Atualmente, tornou-se uma técnica universalmente aceite na área da ortodontia e da cirurgia maxilofacial.

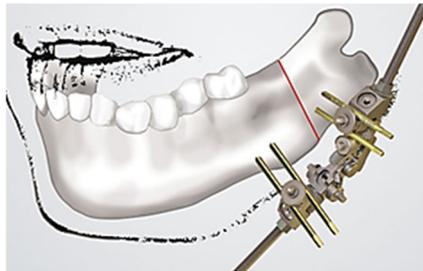
A distração osteogénica é, então, definida como um processo de neoformação óssea entre as superfícies dos dois segmentos ósseos gradualmente separados por tração mecânica. Esta, pode ser dividida em cinco estágios clínicos que devem ser seguidos corretamente para que se obtenham resultados satisfatórios. São eles, (Júnior et al., 2006):

- **Osteotomia:** que consiste no seccionamento do osso preservando o suprimento sanguíneo do periosteio bem como os vasos sanguíneos medulares;
- **Instalação do distrator:** é necessário proceder à instalação de um distrator na vizinhança do seccionamento realizado previamente;
- **Período de latência:** compreende o período entre a cirurgia, para realização da transecção e instalação do distrator, e o início da distração propriamente dita;
- **Período de ativação:** em que ocorre a separação gradual do osso por ativação do distrator;
- **Período de consolidação:** que é o intervalo entre o final da distração e a retirada do distrator. Após o alongamento, o distrator deve permanecer no local para garantir a indução da ossificação e a consequente consolidação da fratura.

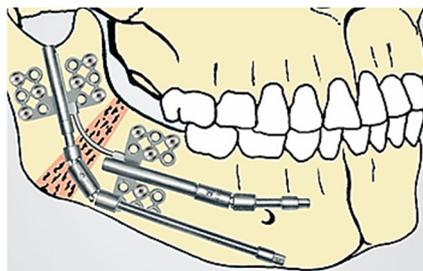
Apesar de ser uma técnica que permite melhorar substancialmente a qualidade de vida de um paciente portador de deformação craniofacial, pode tornar-se hostil uma vez que é necessário fazer uso de uma técnica cirúrgica sensível, para fraturar o osso e colocar o aparelho distrator. Os primeiros aparelhos distratores utilizados em ossos faciais para a distração osteogénica seguiram os padrões mecânicos dos dispositivos utilizados para o tratamento de deficiências dos ossos longos, mas com a evolução da tecnologia, outros modelos têm vindo a ser propostos.

Os distratores atuais podem ser divididos em dispositivos extrabucais, Figura 2.2, e dispositivos intrabucais, Figura 2.3. Os primeiros, embora permitam uma fácil manipulação, geram cicatrizes e problemas psicossociais. Os dispositivos intrabucais, para além de anularem as cicatrizes na face são, ainda, mais discretos. No entanto, uma vez que

há dificuldades de acesso à cavidade oral, os dispositivos intrabucais são de reduzida dimensão e, conseqüentemente, apresentam dificuldades de manuseio.



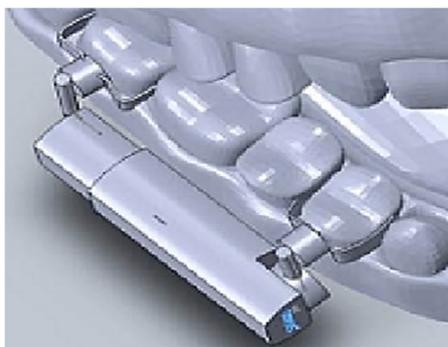
**Figura 2.2.** Distrator extrabucal. Fonte: (KLS Martin Group, 2014).



**Figura 2.3.** Distrator intrabucal. Fonte: (KLS Martin Group, 2002).

Os distratores ortodônticos podem, ainda, ser classificados quanto ao procedimento de fixação como ósseo suportados, dento suportados e híbridos. Os distratores apresentados nas Figuras 2.2 e 2.3, são distratores ósseo suportados. Neste caso, o processo de fixação é assegurado pelo enroscamento de um ou mais componentes, do distrator, no tecido ósseo. Nos distratores dento suportados, o procedimento de fixação é assegurado por ancoragem de dois ou mais componentes do distrator nos dentes do paciente. Os distratores híbridos utilizam um procedimento de fixação dento-ósseo suportado.

O distrator analisado neste trabalho é o distrator robotizado desenvolvido por uma equipa de investigadores das Faculdades de Medicina e de Ciências e Tecnologia da Universidade de Coimbra, Figura 2.4. Este distrator enquadra-se no grupo dos distratores intrabucais e irá revolucionar o tratamento das deformidades faciais, principalmente as caracterizadas pela falta de desenvolvimento do maxilar inferior, (Moura, 2013).



**Figura 2.4.** Distrator mandibular robotizado. Fonte: (Séneca, 2013).

Em relação aos distratores ósseos convencionais, este micro robô permite que os tratamentos sejam realizados rapidamente, em ambulatório e com poucas limitações. O distrator é colocado nos dentes e não no osso da mandíbula e é equipado com um sistema de comunicação sem fios. Sistema esse que possibilita a sua programação e monitorização remotas, minimizando assim os cuidados médicos diários necessários.

## **2.2. Comportamento ósseo**

Segundo Arturo Natali (Natali, 2003), o osso é classificado como um tecido duro e inclui todos os tecidos calcificados. Este é constituído por dois elementos principais: o osso cortical e o trabecular. A parte cortical pode considerar-se como sendo uma “casca dura” que reveste o exterior do osso e que lhe confere a resistência necessária. A parte trabecular, também denominada de osso esponjoso, é composta por tecido calcificado que apresenta uma forma porosa. Sendo este menos resistente que o cortical, é quem promove a elasticidade necessária ao osso.

Pode descrever-se o osso como sendo um complexo sistema de atividades de três tipos principais de células: os osteoclastos, os osteoblastos e os osteócitos. Os osteoclastos estão relacionados com a reabsorção de osso, enquanto os osteoblastos são responsáveis pela produção de novos tecidos. Por último, os osteócitos são as células presentes no novo osso já completamente formado, (Natali, 2003).

Os osteócitos presentes no interior da estrutura óssea estão rodeados por uma fina camada de fluido intersticial, que quando o osso é solicitado externamente, se move das áreas de maior pressão para as de menor, originando tensões de corte sobre os osteócitos. Este aumento de pressão vai promover a retração do osso e a libertação de osteoclastos na

superfície do mesmo. Como resposta às tensões que se geram, os osteócitos induzem a regularização da atividade osteoclástica e osteoblástica em zonas diferentes do osso solicitado. Dá-se um aumento da atividade osteoblástica nas zonas sujeitas a maior tensão e, conseqüentemente, formação de novo osso, e nas zonas de menor tensão ocorre um aumento da atividade osteoclástica e ocorre reabsorção do osso.

Este processo de remodelação óssea progride de forma orientada numa unidade básica multicelular denominada de cone de corte, em que as tensões e deformações são menores na ponta do cone e ocorre o processo de reabsorção óssea, e na base do cone as tensões tomam valores mais elevados e ocorre formação de novo osso. Contudo, o osso quando sujeito a valores demasiado baixos de tensão responde com ritmos aumentados de reabsorção óssea, dando origem a atrofia óssea, (Nicolau, 2007). Assim, a remodelação óssea é maioritariamente conduzida pelos princípios mecânicos que regulam a formação de osso, em resposta à relação entre tensão e deformação

### **2.3. Biomateriais**

A perda precoce de dentes ou o aparecimento de defeitos ósseos são situações que sempre preocuparam os clínicos. Contudo, a reparação de tais problemas era muito limitada. Na procura de melhores soluções para tais problemas surgiram os biomateriais, (Afonso, 1998).

Segundo a conferência NIH Consensus Statement, (1892), pode definir-se biomaterial como qualquer substância ou combinação de substâncias, que não sejam fármacos, de origem natural ou sintética, que possam ser utilizados por tempo indeterminado, tratando, aumentando ou substituindo, parcial ou totalmente, qualquer tecido, órgão ou função do corpo, com a finalidade de melhorar a qualidade de vida.

Segundo (Ratner et al., 1996), os materiais utilizados em medicina podem dividir-se em três classes principais, consoante a sua natureza: metais, cerâmicos, incluindo vidros, e polímeros. Uma vez que estes materiais apresentam estruturas e propriedades diferentes, também as suas utilizações no organismo diferem. Dada a sua boa resistência mecânica, os metais são o tipo de material mais utilizado em situações de carregamento, tração ou compressão. Contudo, um dos principais problemas prende-se com a possibilidade de ocorrer corrosão quando o componente se encontra em meio aquoso, (Katti, 2004).

Durante o processo de corrosão ocorre libertação de íons e, conseqüentemente, a biocompatibilidade do material é reduzida. Assim, as ligas metálicas, compostas por dois ou mais elementos, tornam-se mais vantajosas, podendo aumentar a resistência mecânica e diminuir o problema da corrosão, (Katti, 2004). Devido à boa biocompatibilidade e às suas propriedades mecânicas, o titânio tornou-se um dos metais mais utilizados em cirurgia oral, (Afonso, 1998).

Os cerâmicos, vidros e vitrocerâmicas constituem uma vasta gama de composições inorgânicas não metálicas. Aplicando-se sobretudo em implantes dentários, na reparação ou substituição de articulações, ou no revestimento da superfície de implantes metálicos, sobretudo pela excelente resistência ao desgaste, (Katti, 2004; Ratner et al., 1996). Os maiores problemas desta classe de biomateriais são a fraca resistência mecânica, quando sujeitos a tensões de tração, e a sua elevada fragilidade, (Afonso, 1998). Por isso, são muitas vezes associados a outros materiais de forma a que as suas propriedades se complementem. A alumina ( $Al_2O_3$ ), dada a sua biocompatibilidade e a elevada resistência ao desgaste, é um dos cerâmicos, frequentemente, utilizado para superfícies de desgaste, como é o caso de uma prótese de substituição da articulação.

Os polímeros são moléculas de cadeia longa formada pela repetição de pequenas unidades, os monómeros, e caracterizam-se pela maior capacidade de se deformarem, quando comparados com os metais ou cerâmicos. Assim, não são utilizados em situações de elevado carregamento. Existe uma grande variedade de polímeros naturais e sintéticos com aplicações médicas, como é o caso de: borracha natural, polietileno (PE) e polimetilmetacrilato (PMMA), (Ratner et al., 1996).

### 3. MODELO GEOMÉTRICO

A primeira condição para avaliar o comportamento estrutural de um componente, recorrendo ao método dos elementos finitos, é a de dispor do modelo geométrico preciso, de preferência a três dimensões, do componente.

No presente capítulo descreve-se o método de obtenção da mandíbula, bem como as principais alterações feitas ao distrator disponibilizado para este estudo.

#### 3.1. Mandíbula

A mandíbula humana é um dos ossos de maior complexidade e, conseqüentemente, de difícil análise biomecânica, pois combina bastantes elementos anatómicos, que incluem: o osso trabecular e o cortical, tecido dentário, ligamentos, nervos e vasos sanguíneos, (Piloto et al., 2008).

Como forma de obter o modelo geométrico de uma mandíbula, para ser utilizado em casos de estudo como este, é comum recorrer-se à tomografia computadorizada seguida de uma reconstrução tridimensional, (Correia et al., 2008). A tomografia computadorizada é uma técnica radiológica que permite obter a representação de uma secção do corpo humano, (Rodrigues & Vitral, 2007). Posteriormente, com recurso a programas de conversão, é possível unir todas as secções obtidas e trabalha-las de forma a obter superfícies passíveis de serem discretizadas. Conseguindo-se, assim, a reconstrução tridimensional do objeto radiografado.

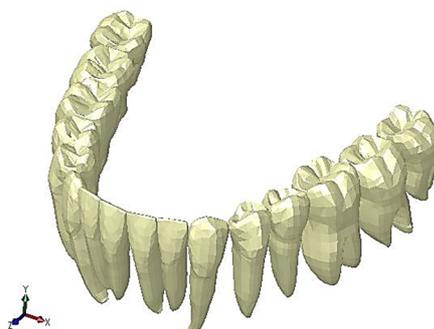
Como as técnicas supracitadas são dispendiosas, e esta dissertação de mestrado não teve qualquer apoio financeiro, a mandíbula utilizada neste estudo foi retirada da plataforma 3D ContentCentral<sup>®</sup>. Esta plataforma é *online* e permite descarregar gratuitamente ficheiros CAD, para que os utilizadores os possam utilizar nos seus projetos (3D ContentCentral<sup>®</sup>, 2014).

Uma vez que as propriedades geométricas e materiais da mandíbula e dos dentes são diferentes, é necessário fazer a distinção entre estas geometrias, para, assim, ser possível atribuir propriedades diferentes a ambos. Neste contexto, optou-se por descarregar dois

ficheiros distintos: um ficheiro com a mandíbula desdentada, Figura 3.1, e um ficheiro com o conjunto dos dezasseis dentes inferiores, Figura 3.2.



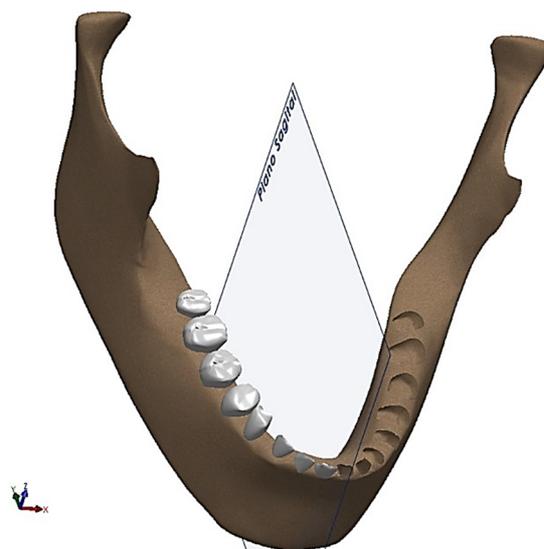
**Figura 3.1.** Modelo da mandíbula desdentada.



**Figura 3.2.** Conjunto dos dezasseis dentes inferiores.

Após uma tentativa falhada de efetuar a montagem dos dentes na mandíbula com o auxílio do programa SOLIDWORKS, optou-se por utilizar o programa PATRAN/NASTRAN (MSC.Software Corporation, 2008). O insucesso da primeira tentativa deveu-se ao facto de existirem inúmeras pequenas superfícies e de ser difícil orientar os dentes no processo de montagem. Assim, optou-se pela montagem no programa PATRAN visto que fornece um conjunto de ferramentas que possibilitam apagar superfícies pré-existentes, evitando, assim, interferências na montagem, e fechar lacunas presentes no modelo.

Durante a montagem dos dentes, admitiu-se que existia uma simetria relativamente ao plano sagital mediano (que divide o corpo em duas metades iguais, direita e esquerda ( Anderson, 2011)), efetuando-se a montagem dos dentes do lado direito e, posteriormente, utilizou-se a ferramenta *mirror*, facultada pelo programa, que permite copiar a montagem dos dentes para o lado esquerdo da mandíbula, Figura 3.3.



**Figura 3.3.** Simetria relativamente ao plano sagital.

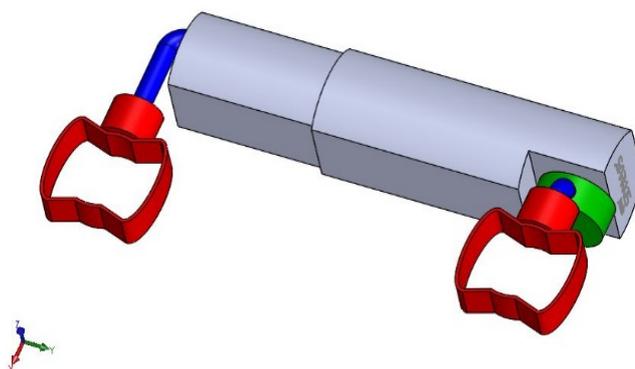
Ao admitir esta simetria há que ter em atenção que se pode estar a induzir algum erro nas simulações numéricas subsequente, que são consequência de não se conseguir garantir essa mesma simetria de posicionamento durante a construção do modelo geométrico. Considerou-se que este foi um dos pontos de resolução mais difícil neste trabalho, consequência da difícil montagem dos dentes e da existência de alguns “buracos” na mandíbula, o que impedia a correta formulação e validação do modelo. De notar, que se tivesse sido feito o *mirror* do conjunto constituído pelos dentes e por, apenas, metade da mandíbula, do lado direito para o lado esquerdo, o problema da possível assimetria de posicionamento dos dentes na mandíbula podia ter sido evitado. Contudo, as assimetrias faciais são encontradas num grande número de indivíduos, de todas as populações. Na maioria das vezes, estas assimetrias, são suaves e não chegam a perturbar a estética ou a função e passam despercebidas pelos observadores menos atentos, inclusive do próprio indivíduo. Assim, a opção selecionada para este trabalho está mais próxima das situações reais em que os distratores são utilizados para a correção de discrepâncias da mandíbula.

### 3.2. Distrator Mandibular

O distrator mandibular em estudo, Figura 3.4, foi desenvolvido por uma equipa de investigadores das Faculdades de Medicina e Ciências e Tecnologia da Universidade de Coimbra, (Séneca, 2013). Assim, a forma como foi desenhado e construído, não foi do âmbito deste trabalho.

O distrator é composto por duas bandas, que se encontram representadas a vermelho na Figura 3.4, uma é fixada num molar e a outra num dente mais dianteiro, e por duas “cápsulas”, representadas pela cor cinzenta na Figura 3.4. Estas “cápsulas” permitem o deslizamento relativo, uma desliza no interior da outra, e é este deslizamento que permite impor a solicitação. Para fazer a transmissão de esforços, das “cápsulas” para as bandas, são utilizadas duas estruturas em forma de L, sendo apresentadas a azul na Figura 3.4. Existe, ainda, uma peça com a forma cilíndrica, representada pela cor verde na Figura 3.4, colocada na parte frontal do distrator, que permite garantir o paralelismo entre as bandas. Assim, com recurso a um mecanismo que se encontra no interior das “cápsulas” é imposto um deslocamento às mesmas, que originará esforços de tração na mandíbula e, conseqüentemente, separação das partes seccionadas.

Um dos pontos principais a ter em atenção, aquando da montagem do distrator na mandíbula, é o de garantir o paralelismo entre as bandas. Só assim se consegue garantir o encaixe entre as “cápsulas” e, conseqüentemente, o funcionamento do distrator.



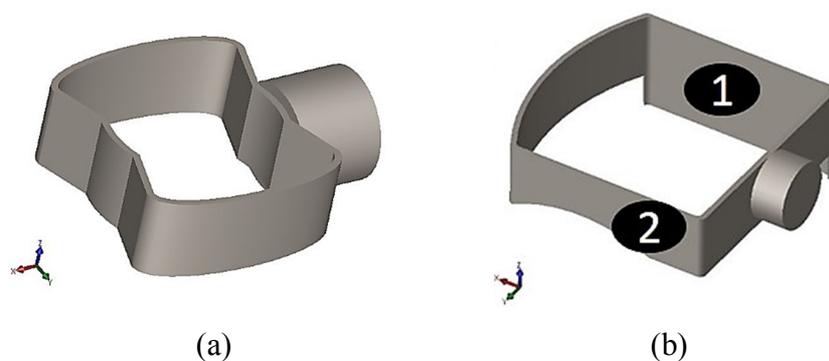
**Figura 3.4.** Distrator mandibular em estudo.

Com base no esquema apresentado por Séneca (2013), Figura 2.4, optou-se por fixar o distrator no segundo molar e no primeiro pré-molar. No entanto, como forma de

aproximar o modelo geométrico à técnica real, foram efetuadas algumas alterações ao distrator, sobretudo na zona das bandas. Estas alterações devem-se, principalmente, ao facto da mandíbula apresentar uma ligeira curvatura, o que impossibilita que as duas faces laterais da banda assentem no mesmo plano e que se garanta o paralelismo entre as bandas.

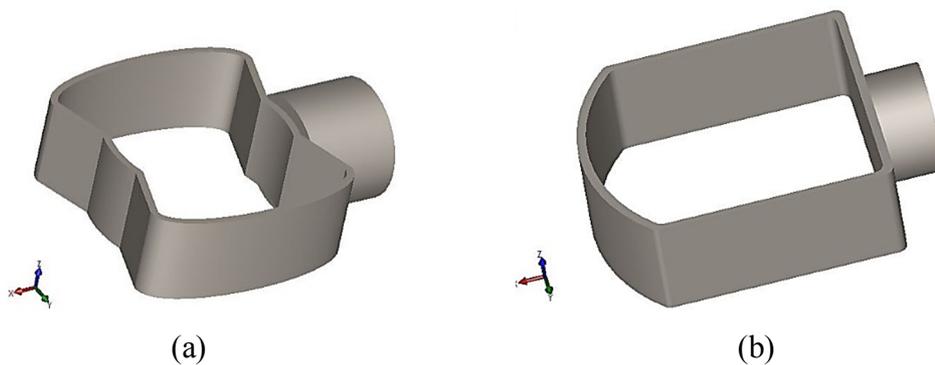
Na Figura 3.5 encontra-se representada a geometria inicial da banda molar e as alterações que lhe foram aplicadas. Comparando ambas as imagens constata-se que a forma inicial da banda, Figura 3.5 (a), foi alterada para uma forma aproximadamente retangular, Figura 3.5 (b), uma vez que se considerou ser a geometria mais favorável ao encaixe no dente.

A face lateral da banda representada pelo número 1 na Figura 3.5 (b), sofreu um aumento de altura para, assim, garantir que fica montada o mais próximo possível da mandíbula, uma vez que esta apresenta uma ligeira inclinação, e é necessário garantir que as bandas, dianteira e posterior, estão assentes em planos paralelos. A outra face lateral, representada pelo número 2 na Figura 3.5 (b), sofreu um pequeno corte com a forma circular, de modo a encaixar melhor na mandíbula e, assim, continuar a garantir o paralelismo supramencionado.



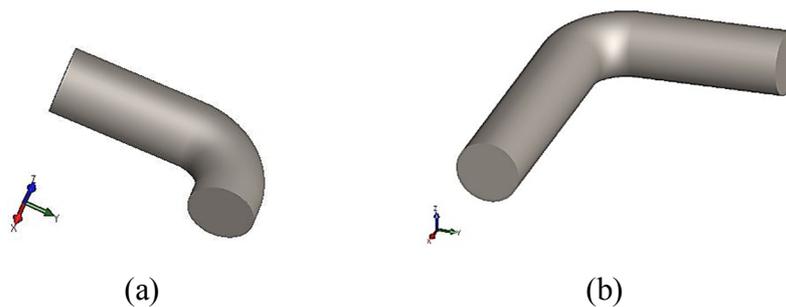
**Figura 3.5.** Banda molar: (a) banda molar original; (b) banda molar alterada.

A banda dianteira bem como as alterações que lhe foram feitas encontram-se representadas na Figura 3.6. Por análise desta, pode verificar-se que a referida banda apenas sofreu alteração quanto à sua forma. Passando, assim, a apresentar uma forma, aproximadamente, retangular, Figura 3.6 (b), pelo mesmo motivo que a banda molar.



**Figura 3.6.** Banda dianteira: (a) banda dianteira original; (b) banda dianteira alterada.

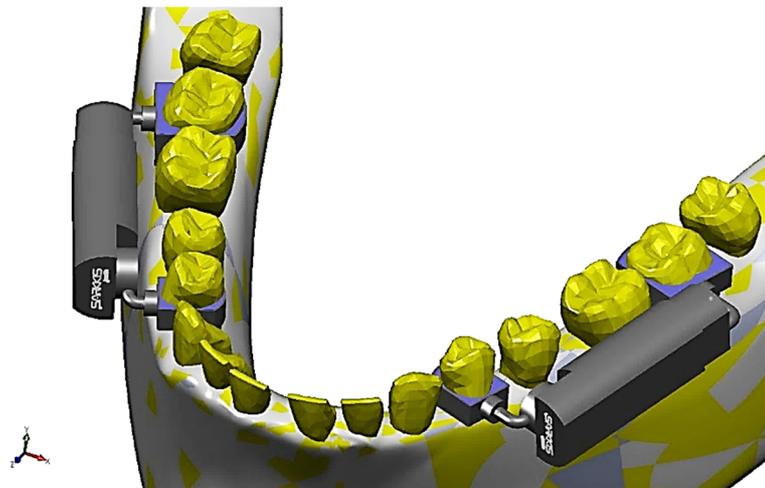
Quanto aos componentes de ligação em forma de L, Figura 3.7, estes sofreram uma ligeira redução de comprimento para que o distrator ficasse montado o mais próximo possível da mandíbula.



**Figura 3.7.** Componente em forma de L: (a) "L" dianteiro; (b) "L" traseiro.

### 3.3. Modelo Geométrico Completo

Com recurso ao programa SOLIDWORKS efetuou-se a montagem dos distratores na mandíbula. O resultado final encontra-se representado na Figura 3.8.



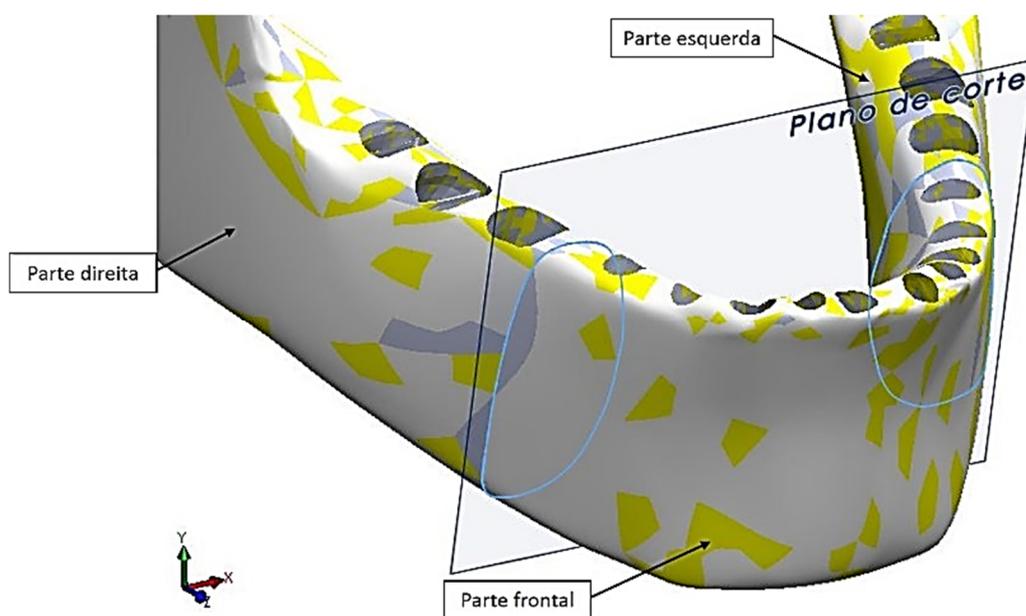
**Figura 3.8.** Montagem final.

É importante realçar que não existe simetria quanto à montagem dos distratores, o distrator montado no lado esquerdo encontra-se mais próximo da mandíbula, do que o do lado direito.

Como referido anteriormente, a mandíbula pode não ser efetivamente simétrica em relação ao plano sagital, e os dentes podem não ter a mesma inclinação. Portanto, não foi garantida a simetria da montagem, que neste trabalho não é visto como uma desvantagem do modelo, uma vez que, assim, é possível avaliar o comportamento da mandíbula quando os distratores não são montados de forma igual. E na realidade, é quase impossível garantir essa mesma simetria, podendo, assim, estar mais próximo de uma situação real. Ainda de salientar que este não é o caso de estudo mais desfavorável, uma vez que esta técnica é muitas vezes aplicada em pessoas com deformidades craniofaciais acentuadas, o que aumenta ainda mais a não simetria mandibular.

Para fazer a correta ligação entre as bandas e os dentes, visto que mesmo após a alteração da geometria das mesmas ainda existiam espaços vazios entre ambos, utilizou-se a ferramenta *extrude*, existente no programa SOLIDWORKS, para, assim, preencher os espaços vazios e para tentar simular o que acontece com a aplicação do cimento para fixação das bandas aos dentes.

Ainda, recorrendo ao SOLIDWORKS, foram efetuados dois cortes totais da secção da mandíbula, entre o primeiro molar e o segundo pré-molar, preservando a zona da raiz dos dentes. Assim, a mandíbula ficou dividida em três partes distintas: a parte direita, a frontal e a esquerda, como se apresenta na Figura 3.9.



**Figura 3.9.** Corte efetuado na mandíbula.

No capítulo seguinte será descrita a razão de se ter aplicado este corte e qual a sua funcionalidade neste estudo.

## **4. ESTUDO NUMÉRICO DE ELEMENTOS FINITOS**

O método dos elementos finitos (MEF) é uma técnica numérica que permite modelar um sistema através da divisão do seu domínio em partes discretas (elementos finitos). Através desta discretização é possível descrever matematicamente o comportamento de um sistema, que analisado como um todo se tornaria irresolúvel. As ligações entre os diversos elementos finitos, que constituem o domínio discreto, são estabelecidas através de “nós”.

O processo de divisão da geometria em elementos finitos é designado por discretização ou geração de malha. A qualidade da malha é um dos pontos que mais contribui para a precisão da solução, quanto mais fina esta for melhor será a precisão obtida. Os elementos finitos que constituem a malha do domínio em estudo não têm de ser necessariamente iguais, mas devem traduzir da melhor forma possível a geometria em estudo. E regra geral, nas regiões onde existe um maior interesse ou se espera uma maior variação da grandeza em estudo, deve concentrar-se um maior número de elementos, ou seja, deve proceder-se a um refinamento de malha.

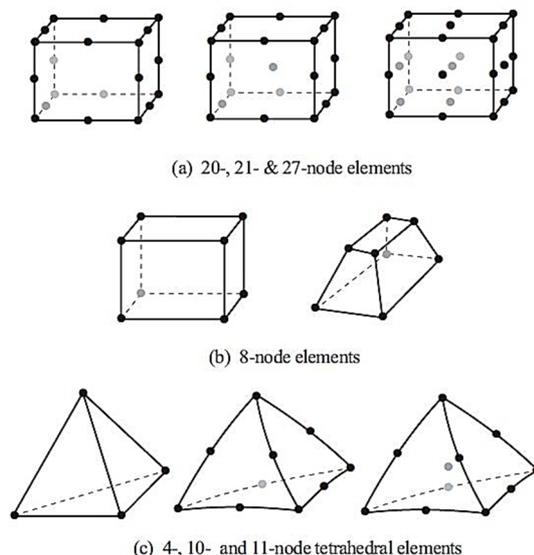
Como já referido, quanto mais fina for a malha, para o mesmo tipo de elemento, melhor será a precisão obtida. No entanto, o esforço computacional aumentará. Por isso, é necessário estabelecer um compromisso entre o tipo e a dimensão do elemento a utilizar e o esforço computacional disponível.

Neste trabalho a aplicação do MEF é feita com recurso ao programa ADINA (ADINA R&D, Inc., 2012). São realizadas doze simulações distintas, mas todas elas com recurso a uma análise estática linear da estrutura biomecânica, sendo utilizados elementos tridimensionais sólidos.

### **4.1. Tipo de elemento e discretização utilizados**

Num estudo recorrendo ao MEF existem vários tipos de elementos que podem ser utilizados, de acordo com a estrutura a analisar. Estes podem ser unidimensionais, bidimensionais ou tridimensionais.

Neste trabalho foram utilizados elementos tridimensionais (3D) sólidos que apresentam diferentes formas, consoante o número de nós do elemento, como se pode verificar na Figura 4.1.



**Figura 4.1.** Alguns elementos do tipo 3D: (a) elementos com 20, 21 e 27 nós; (b) elementos com 8 nós; (c) elementos tetraédricos com 4, 10 e 11 nós. Adaptado de: (ADINA R&D, Inc., 2012).

Os elementos sólidos 3D apenas permitem translação segundo os eixos ortogonais, X, Y e Z, não permitindo rotação. Assim, cada nó tem apenas três graus de liberdade. Neste caso, optou-se por utilizar elementos tetraédricos com quatro nós, Figura 4.1 (c), visto que estes permitem obter uma solução mais rápida embora com menor precisão. De facto, como as funções de forma, que são utilizadas para aproximar o deslocamento, são de primeira ordem, a precisão do nível de tensões não é significativa. Contudo, nos elementos finitos com um comportamento convergente é possível, e usual, compensar a aproximação de baixa ordem com a utilização de malhas de maior qualidade. Assim, atendendo a que, neste trabalho, os modelos numéricos desenvolvidos apresentam uma discretização com elevada qualidade, a fiabilidade dos resultados numéricos é positiva.

Quanto à discretização, neste estudo, optou-se por utilizar três tamanhos de elemento distintos. Nos distratores, devido à reduzida espessura das bandas, utilizou-se um comprimento médio de elemento de 0,3 mm e nos dentes optou-se por utilizar um comprimento de elemento de 3 mm. A mandíbula foi o único componente que necessitou de dois comprimentos de elemento distintos. Na maioria das faces foram utilizados elementos

com comprimento de 3 mm, sendo que na zona de ligação com os dentes, devido às pequenas superfícies existentes nessa região e na tentativa de tornar a malha mais uniforme, foi necessário proceder a um refinamento empregando elementos com comprimento de 0,5 mm.

Assim, no total o modelo é constituído por 276.198 nós e 1.335.199 elementos finitos.

## 4.2. Condições de fronteira e Contactos

Em todos os modelos numéricos, assumiu-se que a parte anterior dos côndilos estaria fixa, ou seja, os movimentos de translação segundo os eixos ortogonais estariam restringidos nessa zona. Na Figura 4.2 apresenta-se a restrição imposta no programa ADINA, sendo que a letra B é utilizada para indicar as superfícies sobre as quais essa mesma restrição foi aplicada.

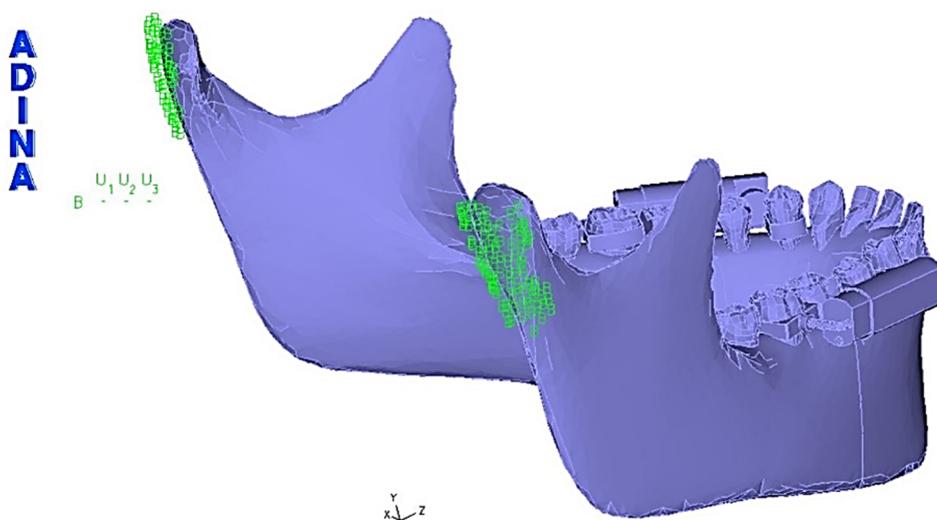


Figura 4.2. Condição de fronteira aplicada.

A maioria dos contactos, entre os diferentes componentes, foi considerado do tipo *tied*, o que significa que os componentes em contacto atuam como se fossem um só. Contudo, a fim de se simular o deslizamento entre as “cápsulas” dos distratores, entre estes dois componentes, optou-se por considerar um contacto do tipo *not tied*. Assim, é possível que ocorra deslizamento entre as superfícies de contacto. Na mandíbula, o contacto *not tied* também foi utilizado, quando se pretendeu simular o processo de distração com corte da mandíbula.

### 4.3. Materiais utilizados

É importante ressaltar que os tecidos orgânicos detêm uma estrutura complexa. Os ossos, bem como os dentes, são compostos por diversos elementos com propriedades específicas que se distribuem heterogeneamente.

No sentido de simplificar o estudo, e por limitações de tempo, decidiu-se tratar o osso como um só, ou seja, não foi feita distinção entre as partes cortical e trabecular do osso, e a mesma simplificação foi utilizada nos dentes. Assim, utilizaram-se propriedades mecânicas médias para o osso e para os dentes. Estas propriedades pretendem descrever, aproximadamente, o comportamento dos componentes caso fossem diferenciados os vários constituintes. As propriedades mecânicas podem ser definidas considerando o material como tendo um comportamento isotrópico ou anisotrópico. Um material diz-se isotrópico se as suas propriedades mecânicas forem as mesmas em todas as direções e anisotrópico quando estas diferem nos três eixos ortogonais.

No caso do osso mandibular, e dada a dificuldade em encontrar estudos que referissem propriedades mecânicas médias isotrópicas para o mesmo, utilizaram-se as propriedades anisotrópicas apresentadas no estudo de Eijden, (van Eijden, 2000). Os dentes consideraram-se como sendo um material isotrópico e homogêneo. Mas, atendendo a que não existe consenso na literatura quanto às propriedades mecânicas médias a utilizar, optou-se por considerar duas propriedades diferentes, analisadas separadamente, e, assim, verificar qual a influência que as propriedades mecânicas utilizadas nos dentes têm no comportamento do modelo. Numa primeira abordagem, utilizaram-se, para os dentes, propriedades mecânicas médias referidas na tese de doutoramento de Savoldelli, (Savoldelli, 2013), e numa segunda abordagem, tendo por base o estudo de Wang et al. (2010), considerou-se que os dentes tinham propriedades isotrópicas semelhantes às do osso cortical.

Quanto ao distrator considerou-se que também era um material isotrópico fabricado num aço AISI 316L, uma vez que este é um dos materiais metálicos biocompatíveis com melhor relação qualidade-preço, quando comparado, por exemplo, com o titânio. Para propriedades mecânicas deste aço considerou-se as que o programa SOLIDWORKS refere, sendo que este material admite uma tensão limite de elasticidade de 400 MPa. Ou seja, quando as tensões atingirem valores superiores a este, o material deforma-se plasticamente até à rotura.

Para simular a fixação das bandas aos dentes, utilizou-se um polímero: o polimetilmetacrilato (PMMA), em que as propriedades mecânicas utilizadas são as referidas por Robert Johnstone, (Johnstone, 2008). Na Tabela 4.1 encontram-se discriminados os materiais utilizados em cada componente, bem como as propriedades mecânicas dos mesmos.

**Tabela 4.1.** Módulo de elasticidade (E), módulo de elasticidade transversal (G) e coeficiente de Poisson ( $\nu$ ) dos materiais utilizados.

Componente	E [GPa]		G [GPa]		$\nu$	
Distrator	200		-		0,28	
PMMA	3,3		-		0,38	
Dente (1ª abordagem)	20		-		0,3	
Dente (2ª abordagem)	13,7		-		0,3	
Mandíbula	$E_{rad}$	11,3	$G_{rad-tan}$	4,5	$\nu_{rad-tan}$	0,274
					$\nu_{rad-lon}$	0,237
	$E_{tan}$	13,8	$G_{rad-lon}$	5,2	$\nu_{tan-lon}$	0,317
					$\nu_{tan-rad}$	0,273
	$E_{lon}$	19,4	$G_{tan-lon}$	6,2	$\nu_{lon-rad}$	0,405
					$\nu_{lon-tan}$	0,376

#### 4.4. Análises efetuadas

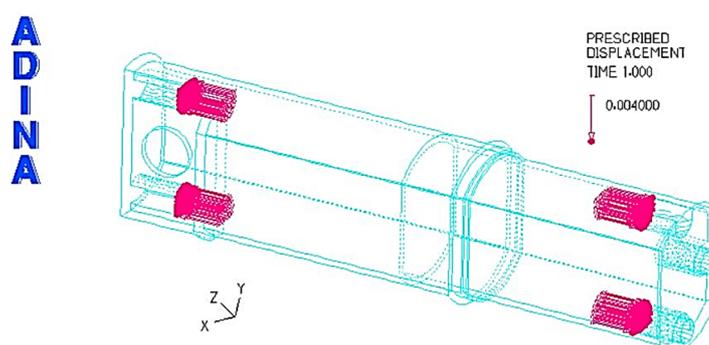
Neste trabalho foram analisadas três montagens distintas: distrator isolado, conjunto mandíbula intacta com distratores e conjunto mandíbula cortada com distratores. Com a primeira montagem pretende-se avaliar o comportamento do distrator quando aplicado apenas nos dois dentes, admitindo que estes têm as translações segundo os três eixos ortogonais restritas. Assim, é possível obter uma primeira aproximação da situação

real mais desfavorável, perceber o comportamento estrutural do distrator e aferir conclusões sobre o projeto estrutural do mesmo.

Na segunda montagem, o distrator encontra-se aplicado nos dentes e a mandíbula permanece intacta. Em seguida, realizou-se o terceiro estudo que se diferencia do segundo pelo facto de a mandíbula estar cortada, como é apresentado na Figura 2.4. Segundo Vale et al. (2013), o corte que se efetua na mandíbula antes do processo de distração não é um corte total. Como não existiam capacidades técnicas para simular o crescimento ósseo, optou-se por comparar o comportamento da mandíbula quando esta está inteira e após ser submetida a dois cortes totais. Assim, acredita-se que o comportamento real desta se situe entre os segundo e terceiro estudos.

Para cada um dos três estudos mencionados, foram analisados dois deslocamentos impostos diferentes: 0,25 mm e 8 mm. A primeira solicitação corresponde ao deslocamento que é imposto de cada vez, ou seja, no processo de distração é imposto um deslocamento, de X em X horas, até se obter o resultado pretendido. Os 8 mm correspondem ao deslocamento que é imposto no final do processo de distração. O deslocamento imposto corresponde ao valor da distância de afastamento entre as duas “cápsulas”.

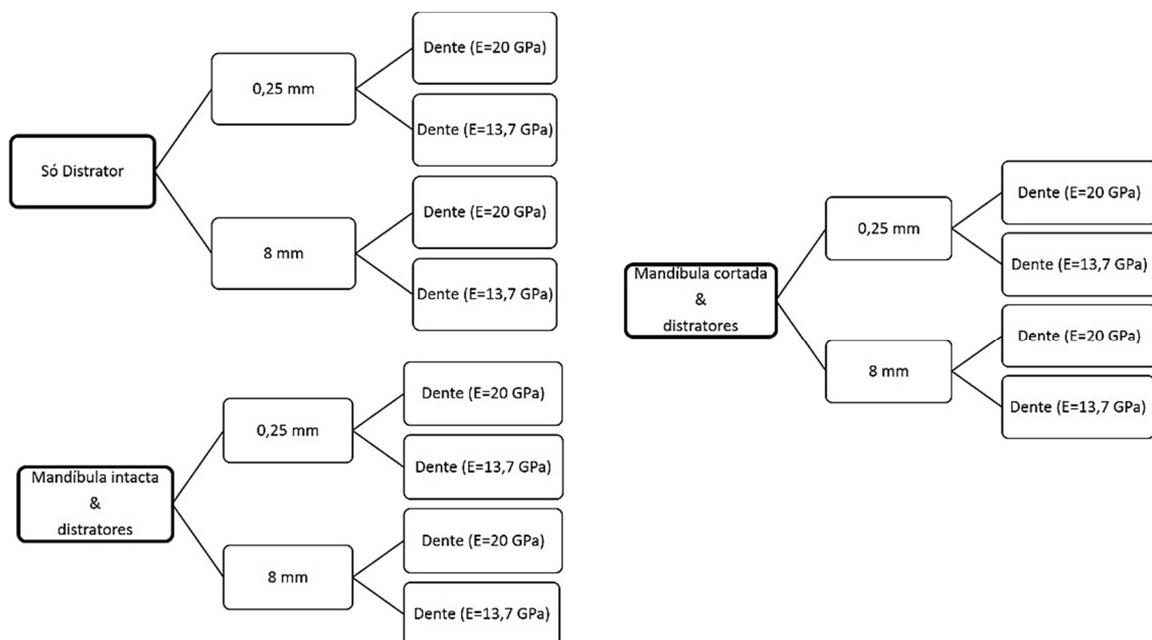
Para efeitos de simulação considerou-se que o valor de metade do deslocamento imposto, durante a distração, era aplicado em cada uma das “cápsulas”, como se representa na Figura 4.3



**Figura 4.3.** Zona de aplicação do deslocamento imposto.

Para cada um dos casos já descritos foram, ainda, consideradas duas abordagens diferentes, sendo que a principal diferença, entre elas, reside nas propriedades mecânicas médias que se admitem para os dentes. Na primeira, considera-se que os dentes têm as

propriedades mecânicas referidas por Savoldelli (2013) e na segunda, considera-se que os dentes têm propriedades mecânicas semelhantes à do osso cortical, (Wang et al., 2010). Na segunda abordagem, o módulo de elasticidade do material do dente tem um valor inferior ao considerado na primeira abordagem. Assim, é de esperar que o dente permita maior deformação, uma vez que a um módulo de elasticidade mais baixo vai corresponder uma menor rigidez. Para melhorar a compreensão das simulações efetuadas, apresenta-se na Figura 4.4 um esquema que pretende elucidar quanto ao tipo e número de simulações realizadas.



**Figura 4.4.** Esquema das simulações efetuadas.

No total foram realizadas doze simulações distintas. Os resultados obtidos são apresentados e discutidos no capítulo que se segue.



## 5. ANÁLISE DOS RESULTADOS

Para cada um dos ensaios efetuados foram extraídos dados relativos à tensão e ao deslocamento máximos obtidos e, analisou-se, a relação entre o deslocamento imposto e o deslocamento que efetivamente se obtém quando a mandíbula está cortada.

O deslocamento máximo representa o valor absoluto dos deslocamentos existentes nas três direções ortogonais e a tensão máxima é obtida com base no critério de von Mises. Segundo este critério, a ruína por cedência plástica, em materiais dúcteis, ocorre quando:

$$\sigma_{von\_Mises}^{max} \geq \frac{\sigma_{lim}}{n}, \quad (5.1)$$

em que  $\sigma_{von\_Mises}^{max}$  é a tensão máxima de von Mises,  $\sigma_{lim}$  é a tensão limite de elasticidade do material, valor a partir do qual ocorre deformação plástica, e  $n$  é o coeficiente de segurança.

O coeficiente de segurança, como o próprio nome indica, permite atribuir segurança no dimensionamento do componente e, neste caso, não deve ser inferior a 2, uma vez que existem zonas no distrator propensas a concentração de tensões (Branco et al., 2012). Este coeficiente apenas é relevante para o distrator, visto ser o único componente, neste estudo, que realmente necessita de dimensionamento.

### 5.1. Distrator

Nesta secção, pretende-se apresentar e analisar os resultados obtidos nas simulações em que, apenas, se estudou o comportamento estrutural do distrator, para assim conseguir uma primeira aproximação da reação deste às solicitações impostas.

Neste modelo numérico em concreto e uma vez que ainda não se encontra incluída a mandíbula, utilizaram-se restrições diferentes das apresentadas na secção 4.2. Assim, optou-se por fixar a raiz dos dentes molar e pré-molar, de forma a simular a ligação destes com a mandíbula. Na Figura 5.1 apresentam-se as restrições impostas no programa ADINA, em que a letra B é utilizada para indicar as superfícies sobre as quais essa mesma restrição foi aplicada.

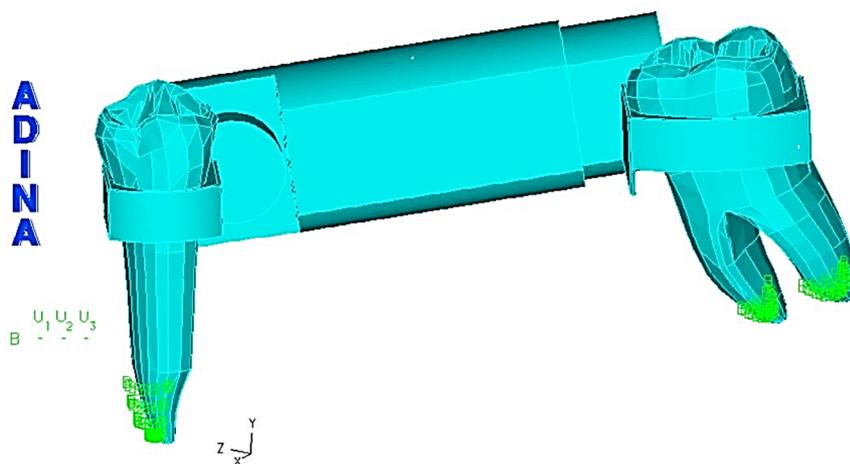


Figura 5.1. Restrições aplicadas nas simulações só com o distrator.

### 5.1.1. Solicitação imposta: 0,25 mm

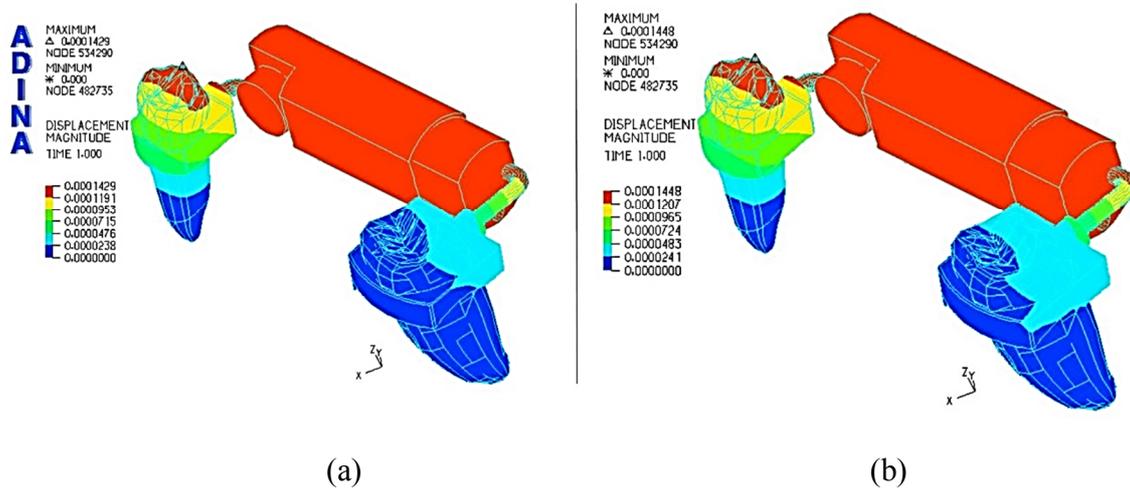
Na Tabela 5.1, expõem-se os resultados relativos à tensão e ao deslocamento máximos no conjunto, para a situação em que o deslocamento imposto foi de 0,25 mm. Nesta tabela, os resultados numéricos apresentados consideram a possibilidade do dente apresentar diferente rigidez.

Tabela 5.1. Tensão e deslocamento máximos obtidos nas simulações só com o distrator e deslocamento imposto de 0,25 mm.

	Tensão máxima [GPa]	Deslocamento máximo [mm]
Dente (E=20 GPa)	0,6605	0,1429
Dente (E=13,7 GPa)	0,6062	0,1448

Na primeira aproximação, e com base nos valores da Tabela 5.1, pode concluir-se que as propriedades mecânicas dos dentes têm alguma influência no valor máximo da tensão de von Mises do modelo. De facto, ao maior valor do módulo de elasticidade (E) do dente (maior rigidez do suporte) vai corresponder o maior nível de tensão e o menor deslocamento. Verifica-se que o valor da tensão máxima excede o valor da tensão limite de elasticidade do aço (400 MPa), estando, assim, o distrator subdimensionado. Contudo, é necessário analisar com maior detalhe o estado de tensão do conjunto, para perceber qual a

influência da rigidez do dente no comportamento estrutural do distrator. Assim, na Figura 5.2 e na Figura 5.4, apresenta-se com maior detalhe as distribuições de deslocamentos e de tensões presentes no conjunto.



**Figura 5.2.** Distribuição de deslocamentos, em metros, nas simulações só com o distrator e deslocamento imposto de 0,25 mm: (a) Dente ( $E=20$  GPa), (b) Dente ( $E=13,7$  GPa).

Na Figura 5.2, é possível verificar que o deslocamento máximo obtido é cerca de metade do valor de deslocamento que foi imposto. Logo, não se consegue obter um deslocamento próximo do imposto. O deslocamento imposto não é o que se obtém na realidade porque os dentes têm uma condição de fronteira aplicada na sua parte inferior, restringindo os movimentos de translação, que pretende simular a ligação com a mandíbula. A comparação das Figura 5.2 (a) e 5.2 (b) permite concluir que, em ambos os casos, o deslocamento máximo ocorre no pré-molar. O dente pré-molar é mais esbelto que o dente molar e, assim sendo, o pré-molar será menos rígido que o molar, e uma vez que a sua parte superior apresenta uma terminação pontiaguda, como se pode observar na Figura 5.3, leva a que este se deforme mais na parte superior.

Na Figura 5.3 representam-se de forma exagerada o deslocamento e as tensões que o dente pré-molar sofre nesta simulação, sendo que a sua configuração inicial apresenta-se a cor roxa.

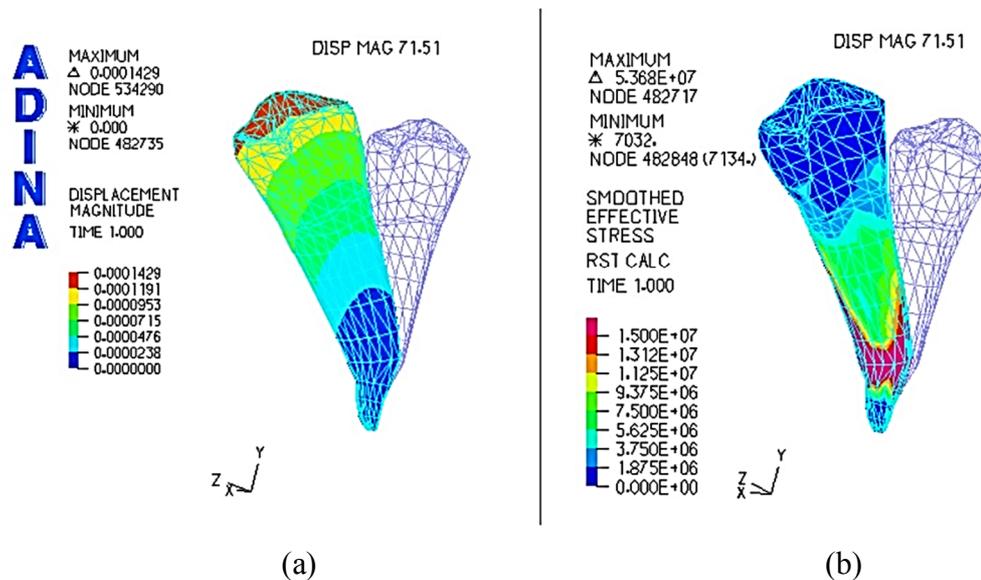


Figura 5.3. Distribuição de: (a) Deslocamento, em metros; (b) Tensões, em Pa, aumentados no dente pré-molar na simulação só com o distrator, deslocamento imposto de 0,25 mm e E=20 GPa.

Todavia, o nível deslocamento que se obtém no distrator é próximo do valor máximo atingido no dente. Os dois componentes do distrator com a forma de L apresentam níveis de deslocamentos diferentes. O componente com a forma de L utilizado para estabelecer a ligação entre a “cápsula” e a banda que liga ao dente pré-molar, apresenta um nível de deslocamentos ligeiramente superior ao do outro componente com a forma de L. Esta variação pode ser justificada pela diferença de comprimento, entre os dois componentes, e pela diferença de rigidez dos dentes.

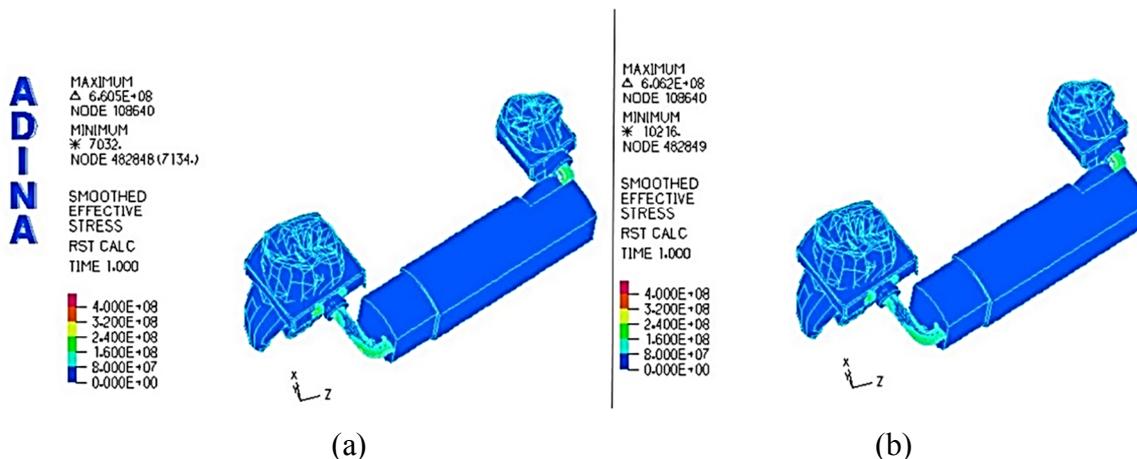
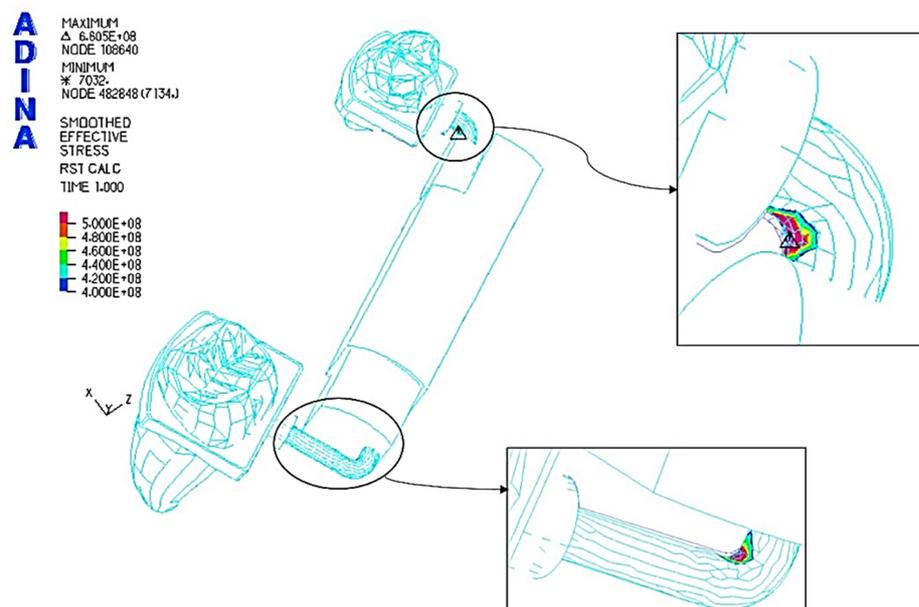


Figura 5.4. Distribuição de tensões, em Pa, nas simulações só com o distrator e deslocamento imposto de 0,25 mm: (a) Dente (E=20 GPa), (b) Dente (E=13,7 GPa).

A distribuição de tensões que é apresentada na Figura 5.4 permite concluir que, em ambos os casos, a maioria da estrutura apresenta um nível de tensão dentro do admitido pelo material. Contudo, em alguma zona do modelo, esse valor é excedido: no caso (a) atinge 660 MPa e no (b) 606 MPa. Tal como referido, anteriormente, do caso (a) para o caso (b), o valor de tensão máxima diminui devido à diminuição do valor do módulo de elasticidade (E) considerado nos dentes. Em ambos os casos ((a) e (b)), o ponto onde a tensão é máxima surge na zona do “cotovelo” do componente em forma de L. Esta zona é considerada a zona crítica do distrator. De facto, quando comparado com o comportamento das zonas circundantes, a alteração da curvatura do componente em forma de L origina concentração de tensões e, conseqüentemente, o aumento brusco do valor da tensão.

Na Figura 5.5 apresenta-se com maior detalhe a zona do “cotovelo”, onde a tensão atinge o valor máximo. É importante salientar que na referida figura estão apresentadas apenas as superfícies em que o nível de tensão é superior a 400 MPa, atendendo a que a zona crítica é muito localizada, entendeu-se que esta representação tornaria mais fácil a compreensão da imagem.



**Figura 5.5.** Localização das tensões máximas, em Pa, nas simulações só com o distrator e deslocamento imposto de 0,25 mm.

### 5.1.2. Solicitação imposta: 8 mm

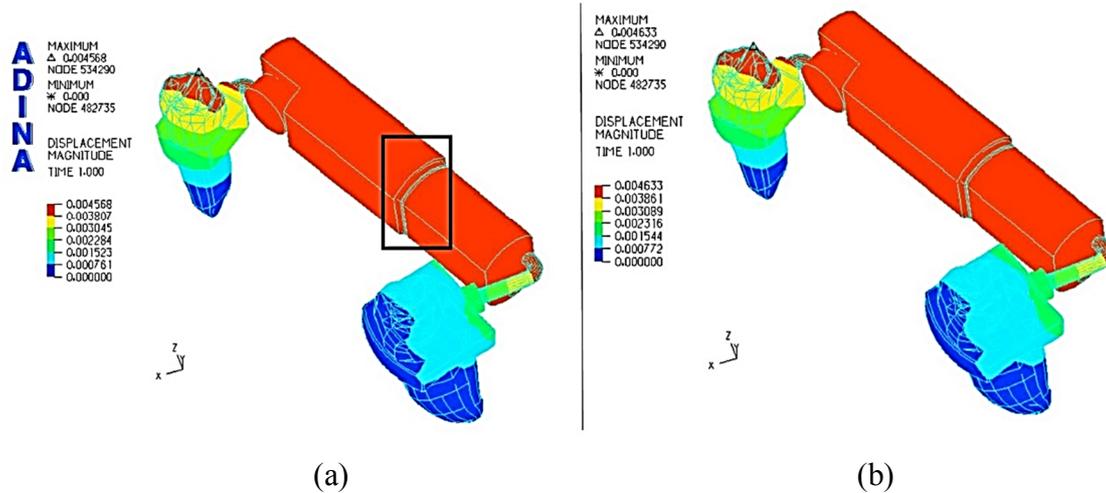
Os resultados obtidos na simulação anterior permitem prever que não é necessário considerar solicitações de ordem superior, pois a tensão limite elasticidade do material é ultrapassada. Contudo, atendendo a que a tensão máxima alcançada é bastante localizada e ocorre numa zona problemática do distrator, não é correto admitir que, com solicitações diferentes, a tensão apenas será excedida nesta zona. Assim, com a consciência de que o nível de tensão irá aumentar, uma vez que a solicitação é maior, avançou-se com o estudo de 8 mm para tentar perceber se a tensão máxima continua a ocorrer só na zona problemática e qual o comportamento geral do distrator.

Os resultados obtidos para o estudo com o deslocamento imposto de 8 mm encontram-se expostos na Tabela 5.2.

**Tabela 5.2.** Tensão e deslocamento máximos obtidos nas simulações só com o distrator e deslocamento imposto de 8 mm.

	<b>Tensão máxima [GPa]</b>	<b>Deslocamento máximo [mm]</b>
<b>Dente (E=20 GPa)</b>	21,08	4,568
<b>Dente (E=13,7 GPa)</b>	19,39	4,633

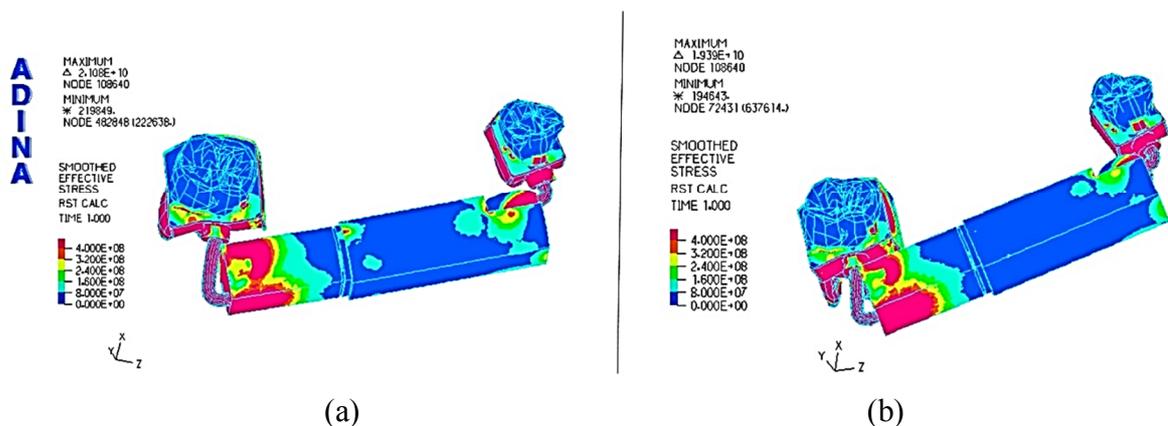
Comparando os resultados apresentados na Tabela 5.2 com os resultados obtidos no estudo com a solicitação de 0,25 mm, é possível verificar que o nível de tensões aumenta, substancialmente, para valores próximos dos 20 GPa e o deslocamento máximo para valores próximos de 4,5 mm.



**Figura 5.6.** Distribuição de deslocamentos, em metros, nas simulações só com o distrator e deslocamento imposto de 8 mm: (a) Dente ( $E=20$  GPa), (b) Dente ( $E=13,7$  GPa).

Na Figura 5.6 é apresentada a distribuição de deslocamentos do conjunto, para a situação do deslocamento imposto de 8 mm. Comparando estes resultados com os resultados obtidos para a solitação de 0,25 mm, observa-se que o deslocamento máximo ocorre sempre na zona do dente e que o seu valor é, sempre, cerca de metade do valor imposto.

No entanto, neste caso, é possível verificar que o deslocamento imposto é excessivo, uma vez que é ultrapassada a zona do O-ring. Esta zona encontra-se assinalada na Figura 5.6 (a) com um retângulo. O O-ring é, basicamente, a zona limite do distrator, que evita a separação das “cápsulas”.



**Figura 5.7.** Distribuição de tensões, em Pa, nas simulações só com o distrator e deslocamento imposto de 8 mm: (a) Dente ( $E=20$  GPa), (b) Dente ( $E=13,7$  GPa).

Na Figura 5.7, encontra-se representada a distribuição de tensões para o caso da solicitação de 8 mm. A comparação desta figura com a Figura 5.4, permite concluir que a solicitação de 8 mm vai conduzir a um aumento do nível de tensões em todo o distrator e que as tensões mais elevadas deixam de ocorrer numa zona localizada, passando, estas, a abranger os componentes em forma de L e as bandas. Assim, os “L’s”, como referido anteriormente, correspondem às regiões críticas do distrator. As bandas como servem de elemento de ligação aos dentes, e devido à sua espessura reduzida, são, também, bastante solicitadas.

De salientar que nesta última solicitação, os níveis de tensão gerada são incomportáveis para qualquer dos materiais metálicos biocompatíveis, visto que a tensão máxima toma valores próximos dos 20 GPa.

## **5.2. Mandíbula intacta & distratores**

Através dos resultados obtidos na simulação descrita secção 5.1, pode concluir-se que o distrator não suporta as solicitações impostas, sendo necessário proceder ao melhoramento da geometria, principalmente, nos componentes em forma de L, visto que correspondem à zona problemática do modelo. Porém, pretende-se conhecer o efeito que o distrator tem sobre a mandíbula e se o comportamento do distrator sofre alterações. Assim, nesta secção, apresentam-se os resultados referentes às simulações com mandíbula intacta e distratores.

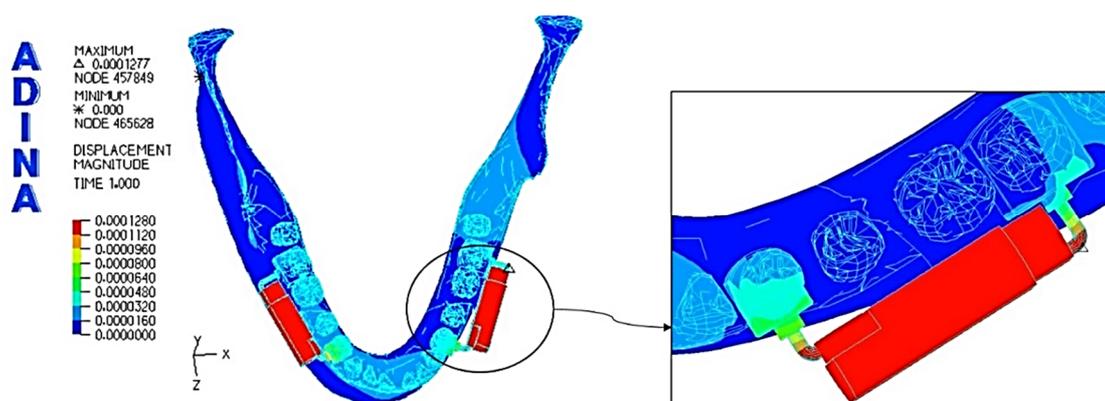
### **5.2.1. Solicitação imposta: 0,25 mm**

Os resultados obtidos para a solicitação de deslocamento imposto de 0,25 mm, estão apresentados na Tabela 5.3. Constata-se que a tensão máxima atingiu valores próximos de 1,5 GPa e o deslocamento máximo foi de 0,1277 mm. Verifica-se que, embora a diminuição do módulo de elasticidade associado aos dentes tenha provocado também uma diminuição muito pequena do valor da tensão máxima, o deslocamento máximo foi o mesmo nos dois casos, sendo que este ocorre na zona do distrator, Figura 5.8, e não nos dentes como ocorria na primeira simulação.

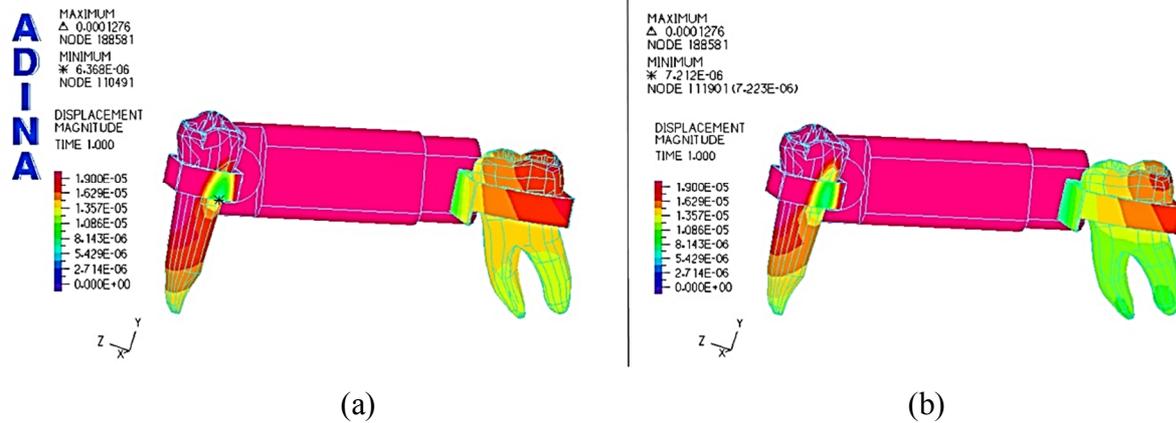
**Tabela 5.3.** Tensão e deslocamento máximos obtidos nas simulações com mandíbula intacta & distratores e deslocamento imposto de 0,25 mm.

	Tensão máxima [GPa]	Deslocamento máximo [mm]
<b>Dente (E=20 GPa)</b>	1,54	0,1277
<b>Dente (E=13,7 GPa)</b>	1,446	0,1277

O facto de a mandíbula estar englobada no modelo e de, ainda, permanecer intacta, origina uma alteração das condições de fronteira dos dentes e da rigidez associada ao conjunto. Assim, como se observa na Figura 5.8, o distrator é o componente que sofre maior deslocamento. De salientar que, embora o deslocamento máximo do distrator direito seja semelhante, para os dois módulos de elasticidade admitidos, a distribuição dos deslocamentos nos dentes mais rígidos é diferente da distribuição dos deslocamentos nos dentes menos rígidos, Figura 5.9. Na Figura 5.9 é possível verificar que a raiz dos dentes menos rígidos absorve maior energia de deformação do que a raiz dos dentes mais rígidos e, consequentemente, os dentes mais rígidos apresentam maior deslocamento.

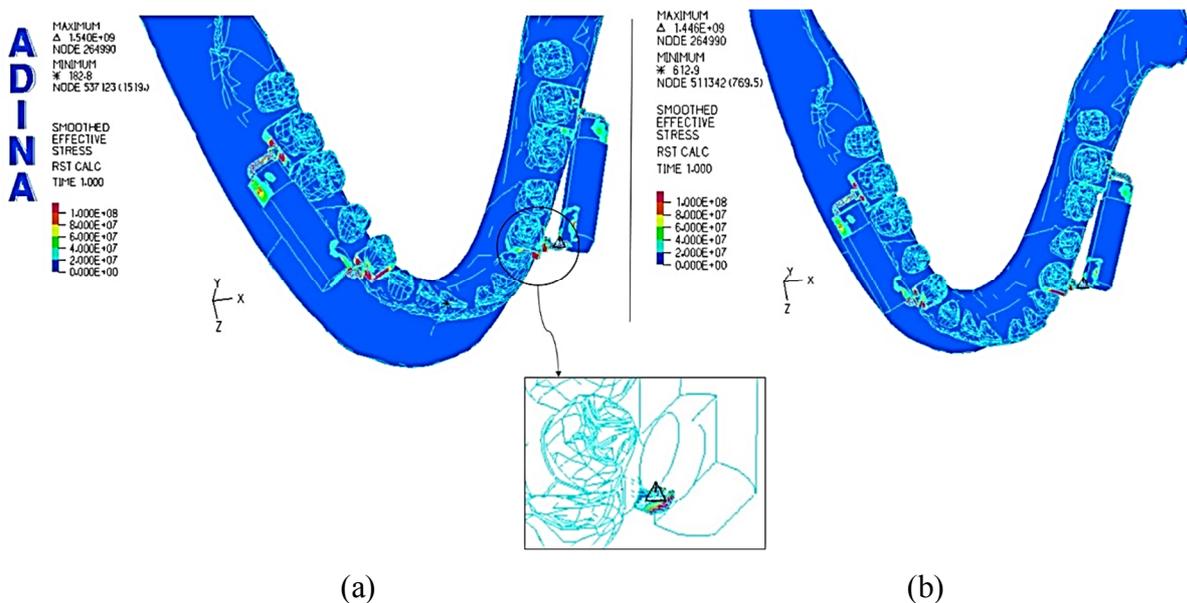


**Figura 5.8.** Distribuição de deslocamentos, em metros, nas simulações com a mandíbula intacta & distratores e deslocamento imposto de 0,25 mm.



**Figura 5.9.** Distribuição de deslocamentos no distrator direito e dentes de fixação, em metros, nas simulações com a mandíbula intacta e deslocamento imposto de 0,25 mm: (a) Dente ( $E=20$  GPa), (b) Dente ( $E=13,7$  GPa).

Na Figura 5.10 está representada a distribuição de tensões de von Mises. Verifica-se que a generalidade da estrutura biomecânica possui tensões inferiores a 20 MPa. Este nível de tensão é representado com a cor azul. Verifica-se, ainda, que tal como acontecia na simulação só com o distrator e a solicitação imposta de 0,25 mm, a tensão limite de elasticidade do material dos distratores, é excedida na zona dos “cotovelos”.



**Figura 5.10.** Distribuição de tensões, em Pa, nas simulações com a mandíbula intacta & distratores e deslocamento imposto de 0,25 mm: (a) Dente ( $E=20$  GPa), (b) Dente ( $E=13,7$  GPa).

Com a inclusão da mandíbula nas simulações, pretendia-se, também, aferir quais as zonas do osso mais propensas a iniciar a regeneração do tecido ósseo. Como nesta simulação a mandíbula apresenta um nível de tensão muito homogêneo, ainda nada se pode concluir sobre esse ponto.

### 5.2.2. Solicitação imposta: 8 mm

No sentido de perceber o comportamento do modelo no final do processo de distração, decidiu-se impor ao distrator um deslocamento de 8 mm, que pretende simular o comprimento máximo imposto no final do processo. Os resultados obtidos, considerando a solicitação de 8 mm, estão apresentados na Tabela 5.4.

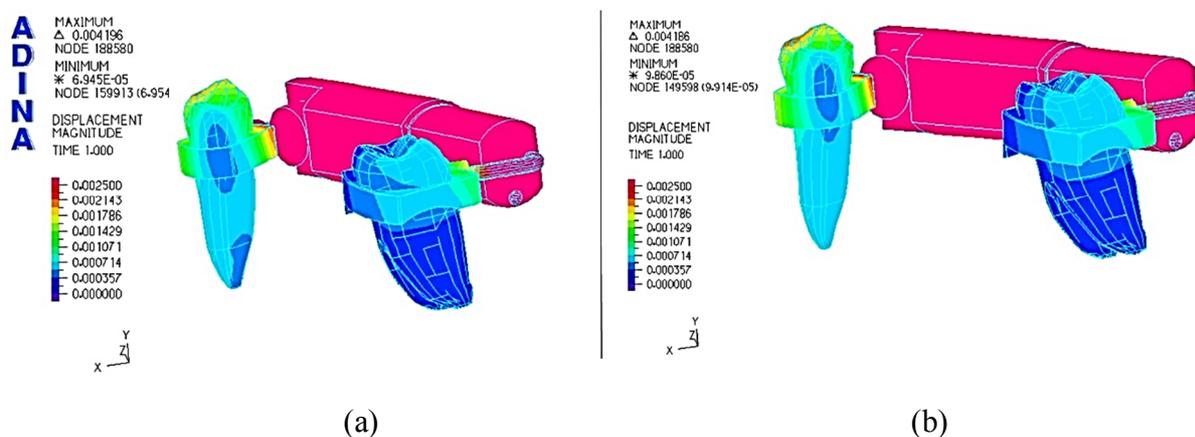
**Tabela 5.4.** Tensão e deslocamento máximos obtidos nas simulações com mandíbula intacta & distratores e deslocamento imposto de 8 mm.

	Tensão máxima [GPa]	Deslocamento máximo [mm]
<b>Dente (E=20 GPa)</b>	57,24	4,203
<b>Dente (E=13,7 GPa)</b>	53,32	4,186

Tal como seria de esperar, o aumento da solicitação originou um aumento simultâneo dos níveis de tensão e de deslocamento. As tensões atingem valores bastante elevados, acima dos 50 GPa, e o deslocamento máximo, tal como nas solicitações anteriores, atinge um valor próximo de metade do valor do deslocamento imposto.

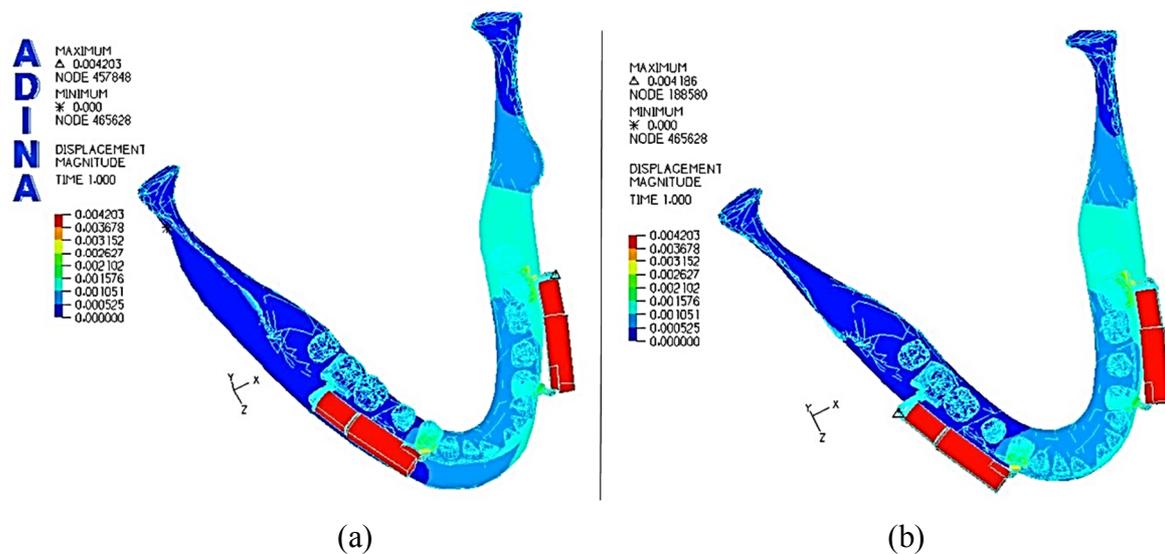
Na simulação só com o distrator, a diminuição do módulo de elasticidade (E) associado aos dentes originava, para qualquer das solicitações, um decréscimo no nível de tensão e um aumento no deslocamento máximo. Neste caso, a diminuição do módulo de elasticidade levou a uma redução do deslocamento máximo obtido, o que pode indicar que para solicitações mais elevadas a rigidez dos dentes pode desempenhar um papel importante no comportamento estrutural do distrator. Contudo, é importante salientar que, neste tipo de estudo, quando se fala em aumento ou diminuição do deslocamento obtido, é necessário fazer uma comparação de valores muito pequenos, neste caso até à milésima de milímetro, uma vez que as solicitações também são muito pequenas.

Na Figura 5.9 apresenta-se a distribuição de deslocamentos no distrator direito e nos dentes de fixação nas simulações com a mandíbula intacta e deslocamento imposto de 0,25 mm. A comparação desta figura com a Figura 5.11 permite identificar uma alteração do comportamento da distribuição de deslocamentos nos dentes com a alteração do nível de deformação imposta. Neste caso, contrariamente ao comportamento apresentado na Figura 5.9, a diminuição da rigidez material dos dentes conduz ao aumento dos deslocamentos destes. Então, verifica-se que, a partir de um determinado nível de energia de deformação imposta ao distrator, é a raiz dos dentes menos rígidos que absorve a energia de deformação em detrimento da energia absorvida pelo distrator.



**Figura 5.11.** Distribuição de deslocamentos no distrator direito e dentes de fixação, em metros, nas simulações com a mandíbula intacta e deslocamento imposto de 8 mm: (a) Dente ( $E=20$  GPa), (b) Dente ( $E=13,7$  GPa).

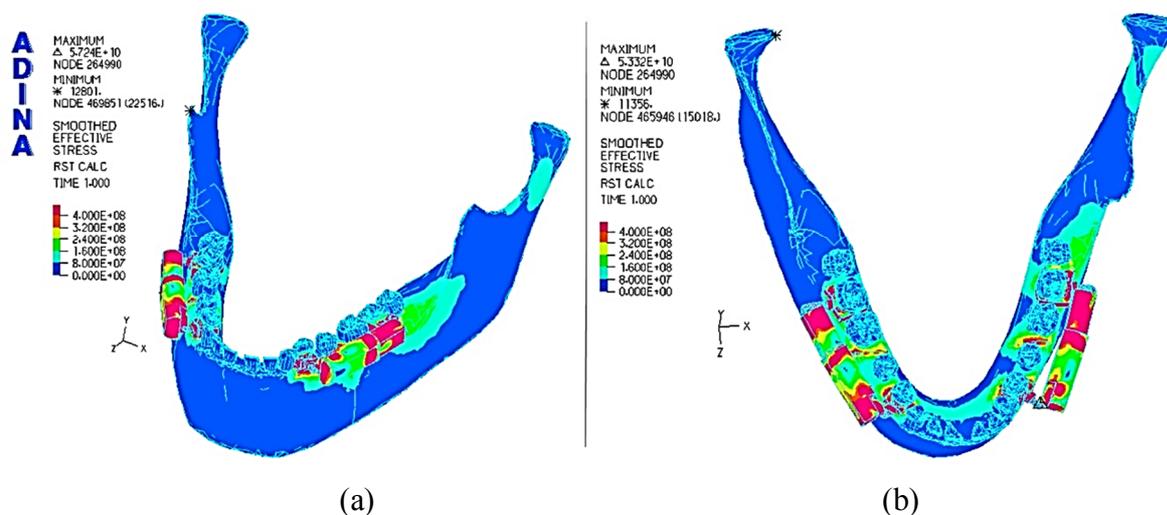
Na Figura 5.12 é possível verificar que, nesta simulação, o deslocamento máximo ocorre na zona dos “cotovelos”, numa das abordagens ocorre no distrator esquerdo, Figura 5.12 (a), e na outra abordagem ocorre no distrator direito, Figura 5.12 (b).



**Figura 5.12.** Distribuição de deslocamentos, em metros, nas simulações com a mandíbula intacta & distratores e deslocamento imposto de 8 mm: (a) Dente ( $E=20$  GPa), (b) Dente ( $E=13,7$  GPa).

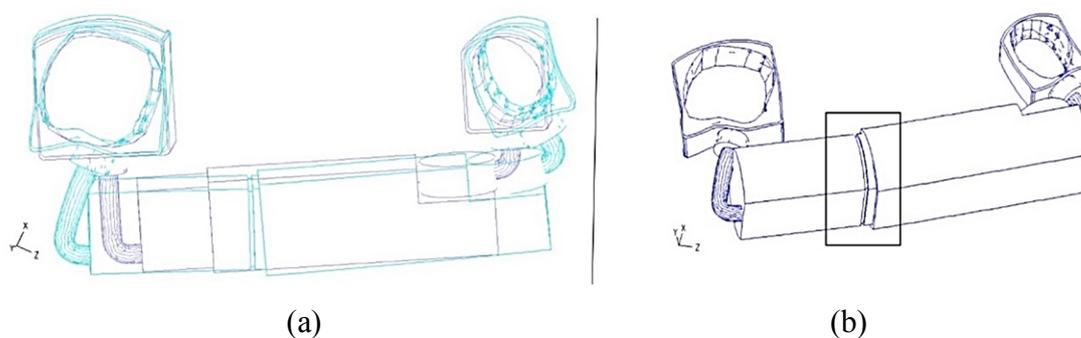
Em ambas as representações da Figura 5.12 a distribuição de deslocamentos é semelhante e verifica-se que essa distribuição não é simétrica em relação ao plano sagital. Esta não simetria pode explicar-se com a não simetria que também existe na montagem dos distratores e pelo facto de as ligações entre os dentes e a mandíbula poderem não estar perfeitas. Não conseguir assegurar ligações perfeitas entre os dentes e a mandíbula pode ser visto como uma limitação do programa informático, que nem sempre é fácil de ser detetada e solucionada. Por outro lado, o facto de os distratores não estarem montados simetricamente, neste trabalho, é encarado como uma aproximação à situação real, visto que é difícil garantir que uma pessoa apresente uma simetria perfeita relativamente ao plano sagital, e este tipo de procedimento clínico é muito utilizado em pessoas com deformidades craniofaciais, o que acentua ainda mais essa não simetria.

A Figura 5.13 apresenta a distribuição de tensões de von Mises no componente biomecânico. Nesta figura é possível verificar que o distrator é o componente mais solicitado, sendo que a “cápsula” interior do distrator esquerdo é a que apresenta tensões mais elevadas. Na mandíbula, as zonas com tensões mais elevadas correspondem às zonas onde serão efetuados os cortes e à zona dos dentes, que fazem transmissão de esforços à mandíbula.



**Figura 5.13.** Distribuição de tensões, em Pa, nas simulações com a mandíbula intacta & distratores e deslocamento imposto de 8 mm: (a) Dente ( $E=20$  GPa), (b) Dente ( $E=13,7$  GPa).

Na Figura 5.14 apresentam-se duas imagens em que se pretende mostrar a deformação sofrida pelo distrator nesta simulação, Figura 5.14 (a), e a zona do O-ring, Figura 5.14 (b), que é novamente ultrapassada.



**Figura 5.14.** Simulação com a mandíbula intacta & distratores e deslocamento imposto de 8 mm: (a) Deformação no distrator, (b) Zona do O-ring.

Através da Figura 5.14 (a) observa-se que o distrator sofre deformação, principalmente, na zona das bandas. A cor roxa representa a posição inicial do distrator e a cor verde a sua posição final, sendo perceptível a rotação e deformação das bandas e uma ligeira flexão na zona central do distrator, que pode ser uma consequência de já ter sido ultrapassada a zona limite do distrator, a zona do O-ring, Figura 5.14 (b).

De salientar que numa situação real deste tipo, o nível de tensão não seria tão elevado, uma vez que neste procedimento médico existe um corte na mandíbula. Contudo, esse corte não é total o que, ainda assim, poderia originar tensões elevadas decorrentes da ligação existente entre as duas partes seccionadas.

### 5.3. Mandíbula cortada & distratores

Nesta secção, pretende-se simular o comportamento do modelo na situação em que a mandíbula está dividida em três partes distintas, Figura 3.9, dando-se especial atenção ao valor do deslocamento máximo que se consegue obter entre as superfícies seccionadas e os pontos de tensão mais elevada na mandíbula.

#### 5.3.1. Solicitação imposta: 0,25 mm

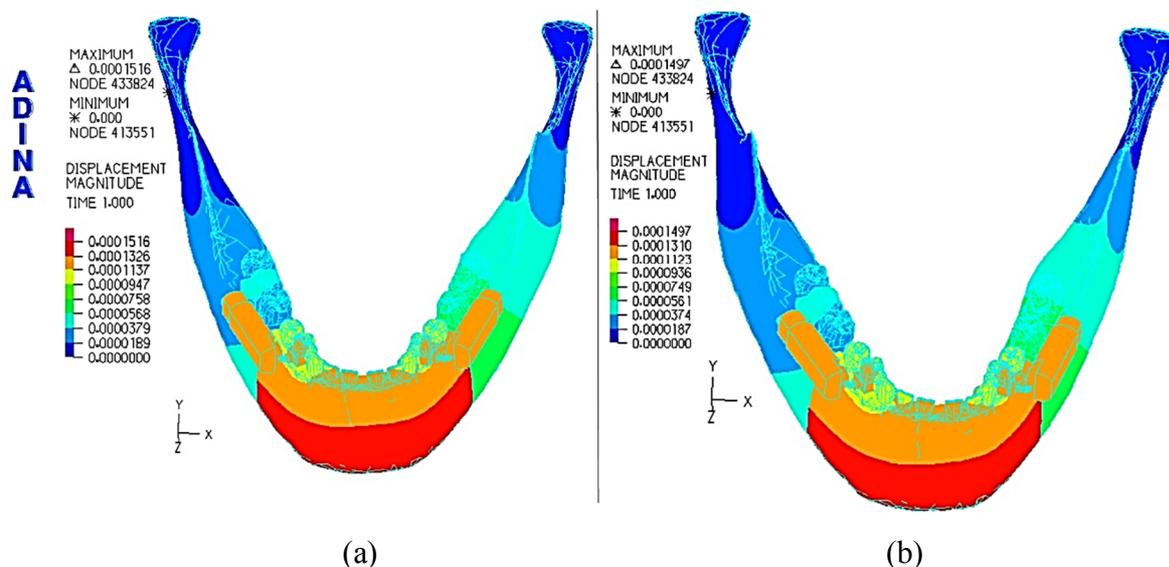
Os resultados obtidos no estudo com a mandíbula cortada e deslocamento imposto de 0,25 mm apresentam-se na Tabela 5.5.

**Tabela 5.5.** Tensão e deslocamento máximos obtidos nas simulações com mandíbula cortada & distratores e deslocamento imposto de 0,25 mm.

	Tensão máxima [GPa]	Deslocamento máximo [mm]
<b>Dente (E=20 GPa)</b>	0,9416	0,1516
<b>Dente (E=13,7 GPa)</b>	0,9051	0,1497

Em ambas as abordagens a tensão máxima ronda os 900 MPa e o deslocamento máximo aproxima-se de 0,15 mm. Tal como acontecia na simulação descrita anteriormente, a diminuição do módulo de elasticidade (E) associado aos dentes origina um decréscimo da tensão e do deslocamento máximo.

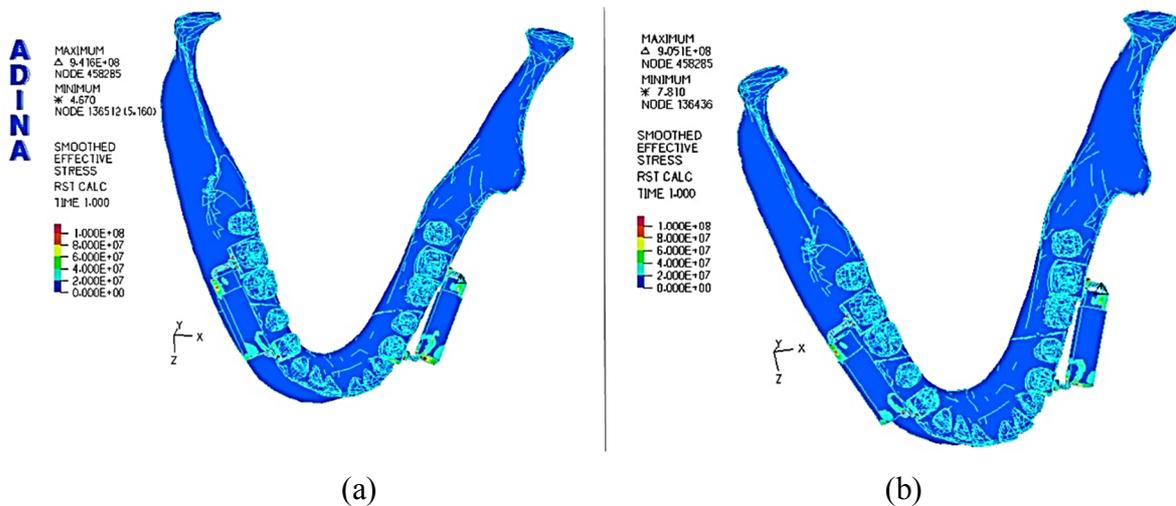
O nível de deslocamentos obtidos nesta simulação apresenta-se na Figura 5.15.



**Figura 5.15.** Distribuição de deslocamentos, em metros, nas simulações com a mandíbula cortada & distratores e deslocamento imposto de 0,25 mm: (a) Dente ( $E=20$  GPa), (b) Dente ( $E=13,7$  GPa).

Na Figura 5.15 pode verificar-se que, em ambas as abordagens, o deslocamento máximo ocorre na parte frontal da mandíbula, devido ao corte agora existente, permitindo, assim, a mobilidade desta parte. Pelas razões já referidas anteriormente, continua a verificar-se a não simetria ao nível dos deslocamentos. Assim, pode concluir-se que o distrator esquerdo, que se encontra mais próximo da mandíbula, provoca maior deslocamento na mandíbula.

A Figura 5.16 apresenta a distribuição de tensões de von Mises no componente biomecânico. Nesta figura é possível observar que, tal como aconteceu na montagem anterior em que se impunha um deslocamento de 0,25 mm, a generalidade do modelo tem tensões abaixo dos 20 MPa, mas na zona crítica do distrator a tensão excede a tensão limite de elasticidade do material.



**Figura 5.16.** Distribuição de tensões, em Pa, nas simulações com a mandíbula cortada & distratores e deslocamento imposto de 0,25 mm: (a) Dente ( $E=20$  GPa), (b) Dente ( $E=13,7$  GPa).

### 5.3.2. Solicitação imposta: 8 mm

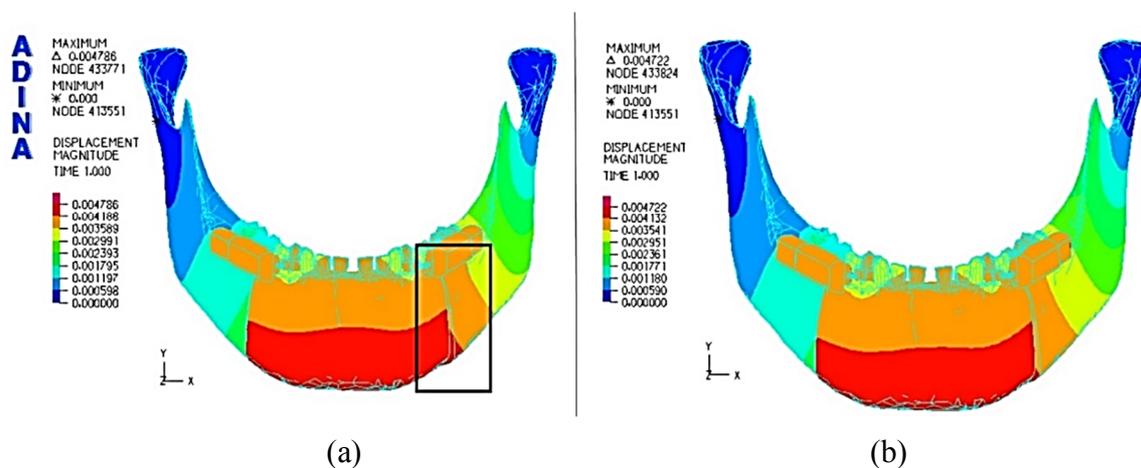
Por fim, apresentam-se os resultados obtidos na última simulação realizada: mandíbula cortada, distratores e deslocamento imposto de 8 mm. Os resultados obtidos são apresentados na Tabela 5.6. Para esta solicitação, que corresponde ao final do processo de distração, a tensão máxima assume valores próximos de 23 GPa e consegue-se um deslocamento máximo de, aproximadamente, 4,7 mm.

**Tabela 5.6.** Tensão e deslocamento máximos obtidos nas simulações com mandíbula cortada & distratores e deslocamento imposto de 8 mm.

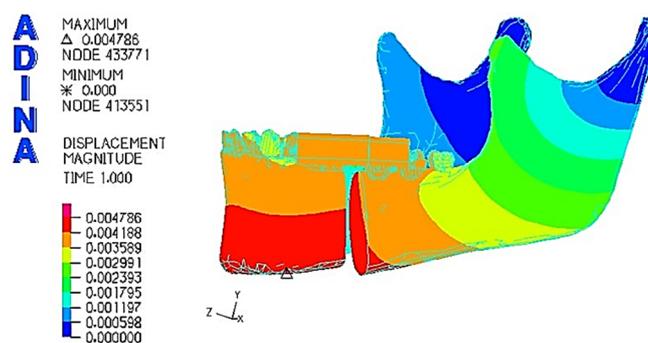
	Tensão máxima [GPa]	Deslocamento máximo [mm]
<b>Dente (<math>E=20</math> GPa)</b>	24,47	4,786
<b>Dente (<math>E=13,7</math> GPa)</b>	22,94	4,722

Tal como acontece na simulação anterior, em ambas as abordagens, o deslocamento máximo ocorre na zona frontal da mandíbula, Figura 5.17, e a sua distribuição apresenta um comportamento não simétrico, sendo que o lado esquerdo é o que exhibe maiores valores de deslocamento. Na Figura 5.17 (a), e mais em pormenor na Figura 5.18, é possível verificar que a parte esquerda da mandíbula sofre maior deslocamento na direção

descendente do eixo Y, ou seja, no final do processo de distração a parte inferior da mandíbula não se encontra toda no mesmo plano. Este comportamento, para além das razões já mencionadas, pode também dever-se ao facto de, a partir de um determinado instante, a força aplicada poder sofrer uma alteração à sua direção, devido à deformação que o distrator sofre. Assim, é possível concluir que é bastante difícil garantir a simetria de deslocamentos, relativamente ao plano sagital, no final do processo de distração.



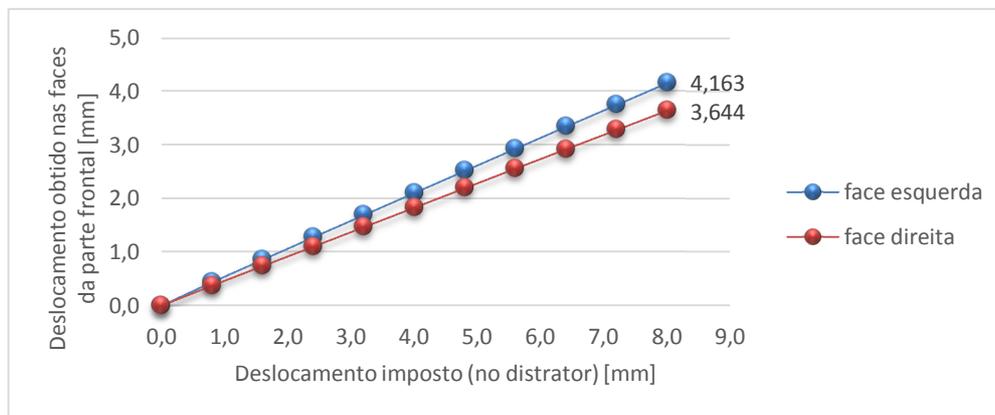
**Figura 5.17.** Distribuição de deslocamentos, em metros, nas simulações com a mandíbula cortada & distratores e deslocamento imposto de 8 mm: (a) Dente ( $E=20$  GPa), (b) Dente ( $E=13,7$  GPa).



**Figura 5.18.** Distribuição de deslocamentos, em metros, na simulação com a mandíbula cortada & distratores e deslocamento imposto de 8 mm e  $E=20$  GPa.

No sentido de perceber qual o distrator que permite obter maior alongamento mandibular, nas faces onde se efetuou o seccionamento, retirou-se, através do programa ADINA, o deslocamento descrito por dois pontos, aproximadamente, centrais e pertencentes a cada uma das faces esquerda e direita da parte frontal da mandíbula. De seguida, traçou-se

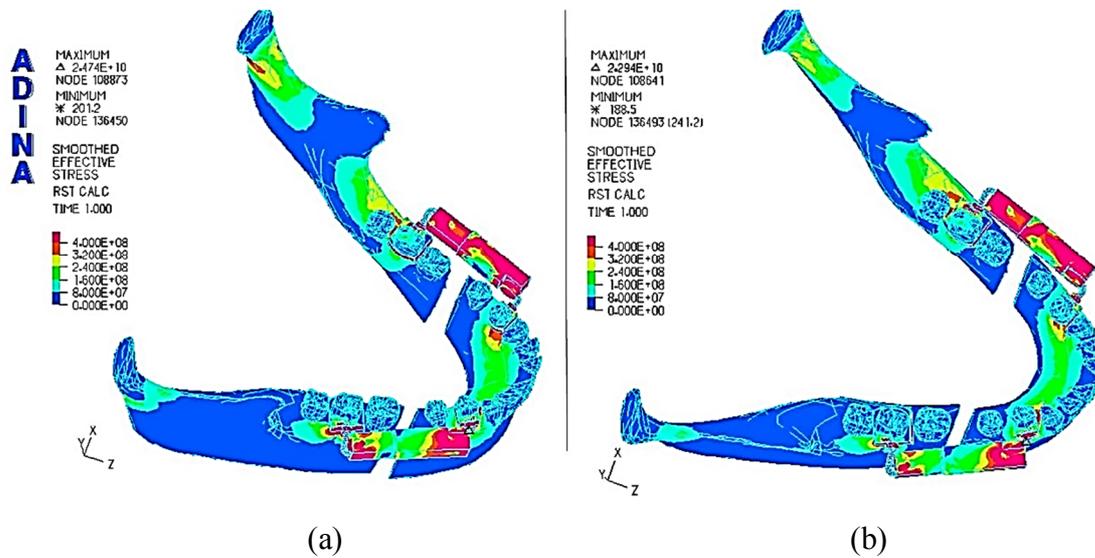
um gráfico que relaciona o deslocamento imposto com o deslocamento que efetivamente se verifica em cada uma das faces, Figura 5.19.



**Figura 5.19.** Deslocamento imposto vs. Deslocamento obtido, na simulação com a mandíbula cortada & distratores, deslocamento imposto de 8 mm e  $E=20$  GPa.

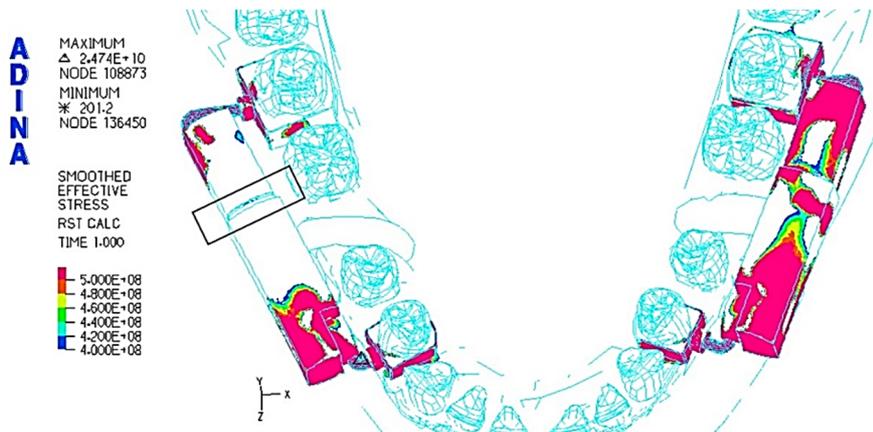
Através do gráfico da Figura 5.19, é possível concluir-se que, como se tem afirmado até aqui, o distrator esquerdo, que se encontra aplicado mais próximo da mandíbula, origina um maior deslocamento. Contudo, origina também um maior deslocamento no sentido descendente do eixo Y, como demonstrado na Figura 5.18, o que pode não ser muito favorável.

Na Figura 5.20 encontra-se representado o nível de tensão do conjunto, no final do processo de distração. Tal como aconteceu no estudo com esta solicitação, mas com a mandíbula intacta, o distrator esquerdo é o que apresenta uma maior área com tensão superior a 400 MPa.



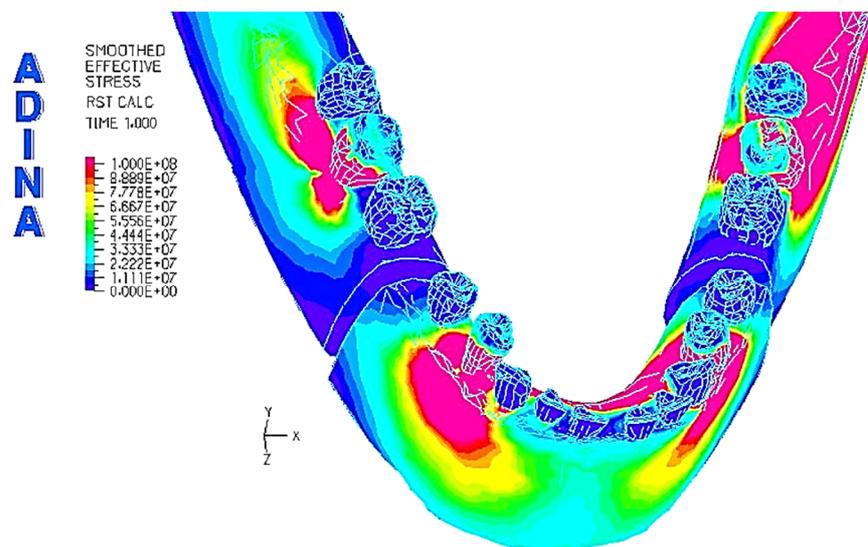
**Figura 5.20.** Distribuição de tensões, em Pa, nas simulações com a mandíbula cortada & distratores e deslocamento imposto de 8 mm: (a) Dente ( $E=20$  GPa), (b) Dente ( $E=13,7$  GPa).

Na Figura 5.21 estão representadas as superfícies do componente biomecânico que apresentam um nível de tensão de von Mises superior a 400 MPa, e como se pode inferir, a solicitação imposta de 8 mm continua a originar deslocamentos das “cápsulas” que excedem a zona limite do O-ring. Este facto está assinalado com um retângulo no distrator direito. Esta figura pretende, ainda, elucidar melhor quais as zonas com tensões superiores à tensão limite elasticidade do material, sendo evidente que o distrator esquerdo é o que apresenta maior área. Assim, é possível afirmar que o distrator esquerdo é o que permite maior alongamento mandibular, contudo, é também este distrator, o que apresenta maior nível de tensão e, conseqüentemente, maiores deformações.



**Figura 5.21.** Localização das tensões máximas, em Pa, com a mandíbula cortada & distratores e deslocamento imposto de 8 mm.

Não podendo aferir com grande exatidão como ocorrerá o crescimento do osso mandibular, pelas razões já referidas anteriormente, é possível, ainda assim, averiguar quais as zonas de maior tensão na mandíbula, que consequentemente, originam maiores deformações e levam à formação de novo osso, como explicado na secção 2.2. Assim, na Figura 5.22 apresenta-se a distribuição de tensões, que se geram na mandíbula, no final do processo de distração. Nesta figura, é possível verificar que as zonas de ligação entre os dentes, onde se encontram fixos os distratores, e a mandíbula são as zonas que apresentam níveis de tensão mais elevados.



**Figura 5.22.** Tensões que se geram na mandíbula, em Pa, nas simulações com a mandíbula cortada & distratores e deslocamento imposto de 8 mm.



## 6. CONCLUSÕES

Nas simulações numéricas computacionais é importante efetuar a correta modelação da geometria em estudo, em particular, nos sistemas biomecânicos, é necessário caracterizar corretamente os tecidos ósseos e os demais materiais. Pois, só assim, o comportamento do modelo numérico se aproxima do comportamento real.

A maior dificuldade sentida no presente trabalho prende-se, precisamente, com a modelação da geometria em estudo. A criação e manipulação de um modelo que atendesse às características do estudo e que fosse possível a sua importação para o programa de elementos finitos, foi, sem dúvida, o maior impasse nesta dissertação de mestrado, devendo-se principalmente há falta de verbas para obter o modelo da mandíbula completa, pelas técnicas convencionadas, tal como explicado no capítulo 3. Após superadas essas dificuldades, foi possível estudar o comportamento estrutural do distrator e o deslocamento que este origina na mandíbula, bem como o nível de tensão presente em todo o sistema biomecânico.

Face aos resultados obtidos, verificou-se que em todos os estudos efetuados a tensão limite de elasticidade do aço AISI 316 L foi ultrapassada. Ficando, assim, evidente que o distrator necessita de ser redimensionado. De facto, na primeira montagem em estudo, apenas com o distrator, ficou claro que logo a primeira solicitação é excessiva para a estrutura biomecânica, sendo os “cotovelos”, dos componentes em forma de L, as zonas críticas. Atendendo à alteração brusca de geometria que se verifica neste componente, já era previsível que fosse uma zona crítica, uma vez que é propensa a concentração de tensões.

Duas outras montagens foram estudadas e eram compostas pela mandíbula e pelos distratores, numa primeira fase com a mandíbula intacta e depois com ela cortada. Em ambas as montagens, e para todas as solicitações impostas, verificou-se que o deslocamento máximo obtido é sempre cerca de metade daquele que foi imposto e que a sua distribuição ao longo da mandíbula não é simétrica, relativamente ao plano sagital. Esta não simetria pode dever-se ao facto de a montagem dos distratores também não ser simétrica ou pelo facto de a ligação entre os dentes e a mandíbula poder não estar perfeita. Constatou-se, ainda,

que a imposição de 8 mm de deslocamento, como solicitação máxima, é excessiva. Pois, neste caso, é ultrapassada a zona do O-ring, que pode originar um desengate do distrator.

Comparou-se, também, o efeito que cada distrator tem sobre a mandíbula, já que se encontram aplicados de forma diferente. O distrator esquerdo, que foi aplicado mais próximo da mandíbula, revelou ser o que origina maior alongamento mandibular. Contudo, gerou, também, um deslocamento indesejável na direção descendente do eixo Y. Este distrator foi o que apresentou maior área com tensões superiores a 400 MPa, logo é o mais solicitado e, conseqüentemente, o que sofre maior deformação. O nível de tensões geradas revelou-se bastante elevado e incomportável por qualquer biomaterial. Na solicitação de 0,25 mm as tensões máximas localizavam-se no componente em forma de L, mas na de 8 mm estendiam-se por grandes áreas dos distratores e assumiam valores superiores a 20 GPa.

Estudou-se, ainda, a influência no modelo das propriedades mecânicas escolhidas para os dentes e constatou-se que, nas montagens incluindo a mandíbula, quanto maior for o módulo de elasticidade, maior será o nível de tensões geradas e maior será o deslocamento obtido.

No final dos estudos realizados, depreende-se que, findo o processo de distração, é difícil obter resultados simétricos, relativamente ao plano sagital, e que o alongamento mandibular obtido é bastante inferior ao que é imposto. Assim, torna-se essencial fazer um estudo prévio, podendo recorrer-se ao método de elementos finitos, de como decorrerá o processo de distração, tendo em conta as características do paciente.

Ainda que tenham surgido notórias dificuldades, principalmente na construção do modelo, entende-se que os objetivos principais deste trabalho, nomeadamente qual o comportamento do distrator e a sua influência na mandíbula, foram atingidos. Ainda que, devido à ausência de meios, o estudo do comportamento mandibular não tenha sido muito aprofundado. Na verdade, foi muito gratificante abraçar uma área não muito explorada ao longo do percurso académico, servindo, assim, como motivação extra para a realização deste trabalho.

Como propostas de trabalhos futuros, sugere-se, inicialmente, proceder a um melhoramento do distrator, que se notou ser essencial ao longo de todo o estudo. Em seguida, nos modelos deste estudo, proceder à definição das geometrias do osso cortical e do osso trabecular que constituem o osso mandibular, para obter um estudo mais próximo da realidade, no que concerne ao comportamento mandibular.

---

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Anderson, B. (2011). *Planos e Eixos do Corpo Humano*. Obtido em 8 de Agosto de 2014, de Ciências Morfológicas:  
<http://cienciasmorfológicas.webnode.pt/introdu%C3%A7%C3%A3o%20a%20anatomia/planos-e-eixos-do-corpo-humano/>
- 3D ContentCentral®. (2014). *My 3D ContentCentral*. Obtido em 20 de Março de 2014, de <http://www.3dcontentcentral.com/>
- ADINA R&D, Inc. (2012). *ADINA Theory and Modeling Guide. Volume I: ADINA Solids & Structures*. Watertown: ADINA R & D, Inc.
- Afonso, A. d. (1998). *Interação entre Biomateriais e Tecido Ósseo*. Tese de Doutoramento em Medicina Dentária, Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto, Porto.
- Arantes, M. G. (2007). *Análise da Estabilidade Funcional de Um Distrator Osteogênico Osseosustentado Utilizando o Método dos Elementos Finitos*. Dissertação de Mestrado, Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia.
- Branco, C. M., Ferreira, J. M., Costa, J. D., & Ribeiro, A. S. (2012). *Projecto de órgãos de máquinas* (3ª ed.). Lisboa: Fundação Calouste Gulbenkian.
- Correia, A., Campos, J. C., Fernandes, J. C., Piloto, P., & Vaz, M. (2008). Modelação 3D de uma mandíbula humana. Análise de elementos finitos em actividade mastigatória. *XIX Jornadas de Medicina Dentária da Universidade do Porto*. Porto.
- Johnstone, R. (2008). *Self-sacrificial Surface-micromachining using Poly(methyl methacrylate)*. Obtido em 21 de Maio de 2014, de The University of Alberta: <http://www.ece.ualberta.ca/~rj/phd-thesis/properties.html>
- Júnior, J., Araújo, C., & Basting, R. (2006). Avaliação da estabilidade de um distrator osteogênico osseo sustentado sinfiseano. *16º Simpósio de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica*, (pp. 1-10). Uberlândia.
- Katti, K. S. (10 de Dezembro de 2004). Biomaterials in total joint replacement. *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces*, 39, pp. 133-142.
- KLS Martin Group. (2002). *Wood Zurich Intraoral Distractor*. Obtido em 20 de Junho de 2014, de <http://www.klsmartin.com/>
- KLS Martin Group. (2014). *3DX Extraoral Mandibular Distractor*. Obtido em 20 de Junho de 2014, de <http://www.klsmartinnorthamerica.com/>
- Moura, M. (21 de Janeiro de 2013). Investigadores da UC desenvolvem distrator mandibular robotizado. *Ciência Hoje*. Obtido em 10 de Abril de 2014, de <http://www.cienciahoje.pt/index.php?oid=56767&op=all>
- MSC Software Corporation. (2008). *Nastran Quick Reference Guide*.
- Natali, A. N. (2003). *Dental Biomechanics*. London: Taylor & Francis.
- Nicolau, P. M. (2007). *Implantes Endoósseos com Carga Imediata: Avaliação Clínica e Biomecânica*. Tese de doutoramento, Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra, Departamento de Medicina Dentária, Estomatologia e Cirurgia Maxilo-Facial, Coimbra.

- NIH Consensus Statement. (1-3 de Novembro de 1892). *Clinical Applications of Biomaterials*, 4(5), pp. 1-19. Obtido em 16 de Julho de 2014, de <http://consensus.nih.gov/1982/1982Biomaterials034html.htm>
- Oliveira, C. (2006). *Distração Osteogênica Médio-sagital da Mandíbula: Avaliação em Modelos de Estudo*. Dissertação de Mestrado, Faculdade de Odontologia de Araraquara da Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” - UNESP.
- Piloto, P., Ribeiro, J., Reis Campos, J. C., Correia, A., & Vaz, M. A. (2008). Influência do osso trabecular no comportamento biomecânico de uma mandíbula humana em actividade mastigatória. *Actas do 5º Congresso Luso-Moçambicano de Engenharia*, (pp. 893-894). Maputo.
- Ratner, B. D., Allan, H. S., Schoen, F. J., & Lemons, J. E. (1996). *Biomaterials Science: An Introduction to Materials in Medicine*. San Diego: Academic Press.
- Rodrigues, A. F., & Vitral, R. W. (9 de Janeiro de 2007). Aplicações da Tomografia Computadorizada na Odontologia. *Pesq Bras Odontoped Clin Integr*, 7(3), pp. 317-324.
- Savoldelli, C. (2013). *Etude par éléments finis des effets de la distraction ostéogénique symphysaire sur l’articulation temporo-mandibulaire*. Tese de Doutoramento, l’École nationale supérieure des mines de Paris, Paris.
- Séneca, H. (22 de Janeiro de 2013). Universidade de Coimbra: criado robô que corrige malformações faciais. *Exame Informática*. Obtido em Março de 2014, de <http://exameinformatica.sapo.pt/noticias/ciencia/2013-01-22-universidade-de-coimbra-criado-robo-que-corrige-malformacoes-faciais>
- Vale, F., Cabrita, S., & Abreu, J. L. (4 de Outubro de 2013). Efeitos do ritmo da distração osteogénica no alongamento sagital mandibular. *Rev Port Estomatol Med Dent Cir Maxilofac*, pp. 124-130.
- Vale, F., Cabrita, S., Caramelo, F., & Amaral, M. (14 de Janeiro de 2014). Orientação do plano mandibular após distração osteogénica dento-suportada: estudo experimental no cão. *Rev Port Estomatol med dent cir maxilofac*, pp. 23-28.
- van Eijden, T. (2000). Biomechanics of the mandible. *Crit Rev Oral Biol Med*, 11(1), pp. 123-136.
- Wang, H., Ji, B., Jiang, W., Liu, L., Zhang, P., . . . Fan, Y. (2010). Three-Dimensional Finite Element Analysis of Mechanical Stress in Symphyseal Fractured Human Mandible Reduced With Miniplates During Mastication. *J Oral Maxillofac Surg*, 68, pp. 1585-1592.