



João Miguel Torrinha Correia

Licenciatura em Ciências de Engenharia Mecânica

**APLICAÇÃO DE TÉCNICAS DE
DIGITALIZAÇÃO SEM CONTACTO E DE
SIMULAÇÃO NUMÉRICA NO ESTUDO DA
UTILIZAÇÃO DE APARELHOS DE
ORTODONTIA**

Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em Engenharia
Mecânica

Orientador: Professor Doutor Rui Fernando dos Santos
Pereira Martins, Professor Auxiliar, FCT-UNL, DEMI

Co-orientador: Dr. Pedro Santos, Médico Dentista

Júri:

Presidente: Prof. Doutor Telmo Jorge Gomes dos Santos
Arguente: Mestre António Maria de Bettencourt Nicolau e Lucas
Arguente: Prof. Doutor João Mário Burguete Botelho Cardoso
Vogal: Prof. Doutor Rui Fernando dos Santos Pereira Martins



FACULDADE DE
CIÊNCIAS E TECNOLOGIA
UNIVERSIDADE NOVA DE LISBOA

Março 2017

João Miguel Torrinha Correia

Licenciatura em Ciências de Engenharia Mecânica

**APLICAÇÃO DE TÉCNICAS DE
DIGITALIZAÇÃO SEM CONTACTO E DE
SIMULAÇÃO NUMÉRICA NO ESTUDO DA
UTILIZAÇÃO DE APARELHOS DE
ORTODONTIA**

Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em Engenharia
Mecânica

Orientador: Professor Doutor Rui Fernando dos Santos
Pereira Martins, Professor Auxiliar, FCT-UNL, DEMI

Co-orientador: Dr. Pedro Santos, Médico Dentista

Júri:

Presidente: Prof. Doutor Telmo Jorge Gomes dos Santos
Arguente: Mestre António Maria de Bettencourt Nicolau e Lucas
Arguente: Prof. Doutor João Mário Burguete Botelho Cardoso
Vogal: Prof. Doutor Rui Fernando dos Santos Pereira Martins

Aplicação de técnicas de digitalização sem contacto e simulação numérica no estudo da utilização de aparelhos de ortodontia.

Copyright © João Miguel Torrinha Correia, Faculdade de Ciências e Tecnologia, Universidade Nova de Lisboa.

A Faculdade de Ciências e Tecnologia e a Universidade Nova de Lisboa têm o direito, perpétuo e sem limites geográficos, de arquivar e publicar esta dissertação através de exemplares impressos reproduzidos em papel ou de forma digital, ou por qualquer outro meio conhecido ou que venha a ser inventado, e de a divulgar através de repositórios científicos e de admitir a sua cópia e distribuição com objetivos educacionais ou de investigação, não comerciais, desde que seja dado crédito ao autor e editor.

Em primeiro lugar quero agradecer ao Prof^o Doutor Rui Martins, por me ter dado a oportunidade de trabalhar neste projeto, pelos conhecimentos transmitidos, pelo apoio e perseverança, pela sua simpatia e disponibilidade, e sobretudo pela evolução académica que me proporcionou.

Quero agradecer igualmente ao Doutor Pedro Santos pela sua simpatia, apoio e disponibilidade, e por me ter transmitido conhecimentos fundamentais e conselhos assertivos para a realização desta tese.

À minha namorada Lígia por ter sido o meu pilar de inspiração e motivação, pela força transmitida em todos os momentos e sobretudo pela sua grande paciência. Sem ela todo este meu percurso, nos últimos dois anos, teria sido muito mais monótono e esmorecido. Muito obrigado por tudo, por me conseguires fazer ver luz mesmo na escuridão!

Aos meus pais, avós e madrinha por serem um exemplo de vida, e embora estando longe estes últimos cinco anos, as suas incansáveis palavras de apoio e persistência foram essenciais para nunca desistir e me manter focado em todos os meus objetivos ambicionados. A todos vocês muito obrigado!

Os novos métodos de obtenção das imagens médicas, recorrendo ao uso de tecnologia de digitalização tomográfica tridimensional, têm permitido a construção e a modelação de estruturas anatómicas usando programas computacionais *CAD* (“*computer aided design*”). Estes modelos virtuais tridimensionais podem ser usados como protótipos funcionais passíveis de serem estudados através de simulações computacionais utilizando o Método de Elementos Finitos (MEF) e/ou serem “impressos” com tecnologia *CAM* (“*computer aided manufacturing*”), mais concretamente com equipamentos de Prototipagem Rápida para a sua construção física.

O principal objetivo deste trabalho consistiu no desenvolvimento de um modelo tridimensional (3D), válido e funcional, das estruturas craniofaciais de uma pessoa com um posicionamento dentário incorreto, de modo a ser possível estimar computacionalmente as forças necessárias a aplicar a cada dente, para obtenção de um posicionamento favorável e de uma oclusão dentária correta.

As estruturas craniofaciais supramencionadas foram modeladas em *software CAD* a partir de diversas tomografias computacionais referentes aos diferentes tipos de componentes anatómicos, nomeadamente: dentes, ligamentos periodontais, ossos trabeculares e ossos corticais.

A validação dos modelos anatómicos projetados foi executada com sucesso, tendo-se obtido um patamar aceitável de proximidade entre os resultados das primeiras simulações efetuadas e dados recolhidos na bibliográfica. O processo de reposicionamento das estruturas dentárias pôde ser simulado através de ferramentas de translação, rotação e medição encontradas em *softwares CAD*. Assim, a partir da quantificação métrica dos deslocamentos e rotações dentárias necessários, foi possível avaliar como proceder à aplicação de carregamento, na gama ortodôntica e garantindo níveis de tensão adequados nas estruturas periodontais, com o intuito de facilitar os fenómenos de remodelação óssea e evitar a ocorrência de lesões teciduais (necrose). As forças ortodônticas aplicadas e o resultante movimento dentário pôde ser estimado através de estudos envolvendo a aplicação do MEF com vista à obtenção das distribuições de tensões e de deformações equivalentes ao nível dos ligamentos periodontais e do osso adjacente, bem como as taxas do deslocamento dentário confinado às respetivas cavidades alveolares.

Com este trabalho provou-se ser possível a simulação numérica de um arranjo dentário aproximado ao processo real de correção ortodôntica podendo este constituir uma inovação no que diz respeito à Medicina Dentária personalizada. Com efeito ficou evidente que, dependendo das características ósseas e dentárias de cada paciente, seria possível e muito conveniente calcular as forças necessárias ao deslocamento de cada dente individualmente, até à posição final pretendida. Isto poderá ser conseguido através do desenvolvimento de um aparelho ortodôntico com morfologia tal, que seja possível a atribuição de diferentes propriedades mecânicas, com especificidade a cada peça dentária.

Palavras-chave: Método de Elementos Finitos; Movimento Dentário; Ligamento Periodontal; Forças Ortodônticas.

The new methods of obtaining medical images, using the technology of three-dimensional tomography, have allowed the construction and modeling of anatomical structures using Computer Aided Design (CAD) software. These virtual models can be used as functional prototypes and be studied through numerical simulations using the Finite Element Method (FEM), and/or be combined with Computer Aided Manufacturing (CAM) technology, more specifically with rapid prototyping equipment for physical construction.

The main objective of this work was to develop a valid and functional three-dimensional (3D) model of all craniofacial structures of a patient with an incorrect dental positioning, in order to be able to estimate computationally the force to apply in each tooth, and in each treatment, to obtain a correct dental occlusion.

The mentioned craniofacial structures obtained from computed tomography were modelled in CAD software, obtaining different types of anatomical components, namely: teeth, periodontal ligaments, trabecular and cortical bones.

The validation stage of the designed anatomical models was successfully executed, having been obtained an acceptable level of proximity between the results of the first simulations and the bibliographical data. The process of repositioning dental structures could be simulated for each tooth through translational, rotational and measurement tools found in CAD software. The quantification of the necessary dental displacement enabled to evaluate how and how much the load must be applied, in the orthodontic range and guaranteeing adequate tension levels in the periodontal structures, in order to benefit bone remodeling and avoid tissue damage (necrosis). Hence, once defined the material's properties, the external loads and the boundary conditions of the model, the interpretation of some numerical results obtained in the FEM studies was carried out, namely: the distributions of equivalent stresses and deformations at the periodontal ligaments, as well as the rates of the dental displacement confined to the respective alveolar cavities.

This work proved that is possible to apply the numerical simulation of a dental arrangement to the real process of orthodontic treatment, which could constitute an innovation to personalized dental medicine. In fact, it was evident that, depending on the bone structure and the dental position of each patient, using the methodology proposed in this work it would be possible and very convenient to differentiate the loading to be applied to each tooth during the orthodontic treatment. This could be achieved by the development of an appliance with a morphology where different mechanical proprieties could be given individually to each tooth.

Keywords: Finite Element Method; Tooth Movement; Periodontal Ligament; Orthodontic Forces.

Índice geral

Objetivos	1
1. Introdução	5
1.1. Estratégias de digitalização de estruturas biomédicas	5
1.1.1. Tomografia computadorizada	5
Obtenção dos modelos odontológicos	6
a) Identificação e avaliação do caso clínico do paciente	6
b) Obtenção das imagens biomédicas	6
c) Gravação das imagens	7
d) Ajustamento e manipulação das imagens através de <i>software</i> apropriado.....	7
e) Conversão dos ficheiros para um formato compatível com a tecnologia de prototipagem rápida.....	9
1.1.2. Digitalização ótica intraoral	10
CEREC 3D (Sirona)	10
iTero (Cadent)	11
1.1.3. Digitalização ótica extra-oral	11
1.2. Tecnologia de prototipagem rápida aplicada à construção de modelos odontológicos	13
1.2.1. Estereolitografia (SLA)	14
FORM 2 (formlabs).....	15
1.2.2. Sinterização seletiva a laser (SLS/SLM).....	16
SLM 250 (ReaLizer).....	17
1.2.3. Modelação por deposição fundida (FDM).....	18
ULTIMAKER 2.....	19
1.3. Tipos de protótipos	20
1.3.1. Aplicações da Prototipagem Rápida na medicina dentária.....	20
Modelação e fabrico de próteses dentárias sobre implantes	20
Apoio ao planeamento de cirurgias	22
Construção de guias cirúrgicas	22
Ortótise	23
1.4. Simulação numérica e análise estrutural	24
1.4.1. Aplicação do MEF para análise estrutural.....	24
1.4.2. Biomecânica ortodôntica	25
Estrutura óssea mandibular e suas propriedades	25
Atividade muscular associada à dinâmica mandibular:.....	31
Condições típicas de força máxima dos músculos maxilares	34

Articulação temporomandibular (ATM)	35
Movimentos mandibulares	37
Vista do movimento mandibular segundo o plano sagital (Diagrama de <i>Posselt</i>)	37
Vista do movimento mandibular segundo o plano frontal (Diagrama de <i>Posselt</i>)	40
Vista do movimento mandibular segundo o plano horizontal (diagrama de <i>Gysi</i>)	42
Análise cinemática da dinâmica mandibular	43
1.5 Biomecanismos do movimento dentário	45
1.5.1 Ligamento Periodontal	45
1.5.2 Osso alveolar	46
1.5.3 Migração Dentária	47
1.5.4 Tipos de forças dentárias	48
Intensidade da força ortodôntica.....	49
Regime de aplicação da força ortodôntica.....	51
Forças ótimas (FO).....	52
1.6 Metodologias de diagnóstico e tratamento ortodôntico.....	53
1.6.1 Análise Geométrica Individualizada da Harmonia Facial (AGIHF)	53
1.6.1.1 Fases da metodologia AGIHF	54
a) Fase da Individualização	54
b) Fase Descritiva	55
c) Fase de idealização.....	56
d) Fase de planeamento	56
1.6.2. Cefalometria Computadorizada.....	57
1.6.2.1 Tipos de Cefalometria Computadorizada.....	57
a) Análise cefalométrica através de mesas digitalizadoras	57
b) Análise cefalométrica bidimensional em sistema computadorizado.....	58
c) Análise cefalométrica tridimensional em sistema computadorizado	59
1.6.2.1.1 Pontos Craniométricos.....	60
2 Materiais e métodos.....	65
2.1 Criação de um modelo biomecânico da estrutura craniofacial.....	65
a) Obtenção inicial dos modelos anatómicos obtidos por tomografia.....	65
b) Reparação dos modelos anatómicos exportados da tomografia	66
c) Aperfeiçoamento superficial dos modelos	67
d) Simplificação geométrica dos modelos.....	68
e) Criação das estruturas ocultas na tomografia inicial	68
f) Importação dos modelos criados para <i>software</i> CAD.....	69
f) Preparação dos modelos para a simulação através do MEF.....	71
2.2 Efeito do refinamento das malhas de EF e das propriedades elásticas do LPD	73

2.3 Aplicação de forças básicas ortodônticas de intensidade teoricamente ideal	74
a) Movimento de inclinação aplicado ao incisivo central mandibular	75
b) Simulação de movimento de translação no dente incisivo central mandibular	76
c) Movimento de intrusão aplicado ao dente incisivo central maxilar	77
d) Movimento de extrusão aplicado ao dente incisivo central maxilar	78
e) Movimento de rotação aplicado ao dente incisivo central maxilar	78
f) Efeito da duplicação da carga ortodôntica	79
2.4 Obtenção de um arranjo dentário favorável	80
2.5 Simulação incremental da correção dentária estipulada.....	83
3 Resultados e Discussão	87
3.1 Criação de um modelo biomecânico completo da estrutura craniofacial	87
3.2 Efeito das propriedades elásticas do LPD na simulação computacional.....	87
3.3 Aplicação de forças básicas ortodônticas de intensidade teoricamente ideal	90
a) Movimento de inclinação no dente incisivo central mandibular	90
b) Movimento de corpo (translação) no dente incisivo central mandibular	92
c) Movimento de intrusão no dente incisivo central maxilar	94
d) Movimento de extrusão no dente incisivo central maxilar.....	94
e) Movimento de rotação no dente incisivo central maxilar.....	95
f) Efeito da duplicação da carga	96
3.4 Arranjo dentário favorável à oclusão ortodôntica	99
3.5 Simulação incremental da correção dentária	104
a) Simulação do deslocamento total das estruturas dentárias aplicando o MEF	104
c) Simulação do primeiro deslocamento (iteração) de cada dente utilizando o MEF .	112
4 Conclusões e Trabalhos futuros	121
Referências bibliográficas.....	127
Anexos	135
Apêndice I	135
3D Slicer 4.5.0-1.....	135
Importação das imagens tomográficas	136
Visualização tridimensional das estruturas anatómicas internas	138
Isolamento das partes a segmentar	140
Exportação das estruturas isoladas para ficheiros STL	141
Pré-reparação das partes isoladas	142
Apêndice II.....	144
Blender 2.77	144
Operações booleanas nas estruturas isoladas.....	145
Remoção de artefactos.....	146

Reparação de espaços vazios nas malhas triangulares das estruturas.....	146
Reparação de <i>Non-Manifolds</i>	147
Apêndice III.....	151
<i>MeshMixer</i>	151
Inspeção das malhas de elementos triangulares.....	151
Suavização das superfícies	152
Criação dos modelos de ligamentos periodontais e de estrutura óssea trabecular.....	153
Apêndice IV	154
<i>Meshlab</i>	154
Redução do número de elementos triangulares	155
Apêndice V.....	157
<i>SolidWorks 2016</i>	157
Importação e verificação dos ficheiros	158
Acoplamento e verificação de interferências.....	159
Apêndice VI	161
Análises Cefalométricas Computorizadas bidimensionais e tridimensionais.....	161
Apêndice VII.....	168
Método de determinação das cargas exigidas à correção ortodôntica.....	168
Apêndice VIII.....	183

Figura 1. 1 Projeção única de feixe raio-x usando de equipamentos de <i>TC</i> e <i>TCCB</i>	6
Figura 1. 2 Visualização do modelo digitalizado na forma tridimensional e nos planos frontal, sagital e axial.....	8
Figura 1. 3 Malhas de elementos triangulares que cobrem o modelo virtual.....	9
Figura 1. 4 Princípio de funcionamento do dispositivo scanner <i>CEREC</i>	11
Figura 1. 5 Princípio de funcionamento do dispositivo <i>iTero</i>	11
Figura 1. 6 Princípio geral de funcionamento de um scanner de laboratório.....	12
Figura 1. 7 Scanner de laboratório modelo <i>D700 (3shape)</i>	12
Figura 1. 8 Efeito do “fatiamento” do modelo <i>CAD</i>	13
Figura 1. 9 Princípio de fabrico aditivo por camada da técnica <i>RP</i>	13
Figura 1. 10 Princípio de fabrico aditivo por <i>SLA</i>	15
Figura 1. 11 Visualização dos suportes físicos das peças obtidas por <i>SLA</i>	15
Figura 1. 12 Modelo <i>Form 2</i>	16
Figura 1. 13 Princípio de funcionamento da tecnologia <i>SLS</i>	17
Figura 1. 14 Modelo <i>SLM 250</i>	18
Figura 1. 15 Princípio de funcionamento da tecnologia <i>FDM</i>	19
Figura 1. 16 Modelo <i>Ultimaker 2+</i>	19
Figura 1. 17 Análise estrutural estática de um protótipo virtual de aparelho ortodôntico num maxilar, recorrendo ao software <i>Ansys</i>	20
Figura 1. 18 Modelo de material fundível construído a partir da tecnologia <i>RP</i> e posterior obtenção da peça final a partir de fundição por cera fundida.....	21
Figura 1. 19 Estruturas dentárias para reabilitação produzidas por <i>SLS/SLM</i>	21
Figura 1. 20 Adaptação da estrutura dentária para reabilitação com recurso a <i>RP</i>	22
Figura 1.21 Procedimento de desbaste das estruturas ósseas implantáveis, seu planeamento de adaptação e finalização para implantação no paciente.....	22
Figura 1. 22 Projeção e planeamento virtual da posição das guias a usar.....	23
Figura 1. 23 Processo de furação orientado e apoiado no modelo da guia projetado.....	23
Figura 1. 24 Placa oclusal produzida por fabrico aditivo de prototipagem rápida.....	24
Figura 1. 25 Estrutura mandibular.....	27
Figura 1. 26 Estrutura do osso trabecular na mandíbula.....	27
Figura 1. 27 Estrutura do osso cortical na mandíbula.....	28
Figura 1. 28 Principais subestruturas da constituição dentária.....	28
Figura 1. 29 Estrutura mandibular dividida de forma ortotrópica consoante as suas propriedades mecânicas.....	29
Figura 1. 30 Representação da malha de elementos finitos de um modelo.....	29

Figura 1. 31 Principais estruturas da arquitetura mandibular.....	32
Figura 1. 32 Representação dos comprimentos musculares e respectivos pontos de origem e de inserção.....	33
Figura 1. 33 Vários vetores das forças musculares aplicadas em diferentes pontos da mandibular durante a sua oclusão.....	34
Figura 1. 34 Representação da arquitetura mandibular.....	35
Figura 1. 35 Representação das acelerações lineares, das acelerações angulares, das forças lineares e dos momentos de forças envolvidas no movimento mandibular.....	36
Figura 1. 36 Movimento de rotação e translação de um eixo que passa nos centros das duas articulações temporomandibulares.....	36
Figura 1. 37 Representação dos três eixos principais (vertical, sagital e horizontal), cada um deles passando nos centros dos côndilos.....	37
Figura 1. 38 Representação dos três planos principais na representação mandibular.....	37
Figura 1. 39 Diagrama de <i>Posselt</i> na vista sagital.....	38
Figura 1. 40 Ponto e percursos principais do diagrama de <i>Posselt</i> na vista sagital.....	38
Figura 1. 41 Movimentos funcionais da mandíbula no plano sagital.....	40
Figura 1. 42 Diagrama de <i>Posselt</i> na vista frontal.....	40
Figura 1. 43 Movimento funcional da mandibular na vista frontal.....	41
Figura 1. 44 Diagrama de <i>Gysi</i> no plano horizontal.....	42
Figura 1. 45 Principais movimentos funcionais da mandíbula no plano horizontal.....	43
Figura 1. 46 Representação da cinemática mandibular humana.....	43
Figura 1. 47 Diagrama referente ao deslocamento das articulações B, E e H.....	44
Figura 1. 48 Diagrama das relações entre deslocamentos angulares ϕ_{TC} , ϕ_1 , ϕ_2 e ϕ_3	44
Figura 1. 49 Representação esquemática do ligamento periodontal.....	45
Figura 1. 50 Fases de aplicação de força instantânea no dente.....	45
Figura 1. 51 Processo de remodelação óssea.....	46
Figura 1. 52 Fases do processo de migração dentária.....	47
Figura 1. 53 Três dos cinco tipos básicos de aplicação de força.....	49
Figura 1. 54 Relação entre a intensidade da força e seu efeito na movimentação dentária.....	50
Figura 1. 55 Efeito das gamas de intensidade de força ortodôntica.....	51
Figura 1. 56 Variação da intensidade de força em função do tempo.....	51
Figura 1. 57 Representação gráfica da relação típica entre a taxa de movimento dentário, a força média aplicada e a pressão provocada no LPD.....	53
Figura 1. 58 Representação do Plano Sub-nasal Vertical sobre a fotografia de perfil e a telerradiografia craniofacial da paciente.....	54
Figura 1. 59 Análise Geométrica Individualizada da Harmonia Facial.....	55
Figura 1. 60 Traçado (cor azul) obtido na Fase de Planeamento do AGIHF.....	57

Figura 1. 61 Marcação dos pontos do traçado cefalométrico em mesa gráfica não translúcida e procedimento necessário à execução da análise cefalométrica.....	58
Figura 1. 62 Marcação dos pontos essenciais à análise cefalométrica em mesa gráfica translúcida e procedimento necessário à análise cefalométrica.....	58
Figura 1. 63 Procedimento necessário à execução da análise bidimensional cefalométrica em tela de computador.....	59
Figura 1. 64 Procedimento necessário à execução da análise tridimensional cefalométrica em <i>software</i> computacional (<i>COMPASS</i>).....	60
Figura 1. 65 Posicionamentos dos pontos cefalométricos propostos pelos autores Wylie, Steiner e Interlandi.....	60
Figura 2.1 Modelos anatómicos obtidos pela exportação, em formato STL, de uma geometria tomográfica original em <i>3D Slicer</i>	65
Figura 2. 2 Processo manual de reparação no programa computacional <i>Blender</i>	66
Figura 2. 3 Processo automático de reparação em <i>Meshmixer</i>	67
Figura 2. 4 Processo de suavização superficial dos modelos.....	67
Figura 2. 5 Processo de simplificação superficial dos modelos.....	68
Figura 2. 6 Etapas da criação do LPD do dente 11.....	69
Figura 2. 7 Etapas da criação do osso trabecular mandibular.....	69
Figura 2. 8 Perspetiva “explodida” do conjunto do maxilar.....	71
Figura 2. 9 Perspetiva “explodida” do conjunto mandibular.....	71
Figura 2. 10 Modelos completos das estruturas mandibular e crânio-maxilar.....	72
Figura 2. 11 Representação das condições de fronteira e de aplicação de carga de modo a promover o movimento de inclinação no dente 41.....	75
Figura 2. 12 Representação das condições de aplicação de carga e de condições de fronteira, de forma a imprimir um movimento de translação ao dente 41.....	76
Figura 2. 13 Representação das condições de aplicação de carga e de condições de fronteira (setas de cor verde), responsáveis pelo movimento de intrusão do dente 11.....	77
Figura 2. 14 Representação das condições de aplicação de carga extrusiva ao dente 11, bem como a respetiva fixação estrutural.....	78
Figura 2. 15 Representação das condições de aplicação de força rotacional ao dente 11, bem como a respetiva fixação estrutural.....	79
Figura 2. 16 . Fotografias faciais da paciente em diferentes posições.....	80
Figura 2. 17 Fotografias intra-orais em várias posições.....	80
Figura 2.18 Posições mandibulares nos estados de relaxamento e de intercuspidação máxima.....	82
Figura 2.19 Processo de ajustamento individual do posicionamento dentário.....	83
Figura 2. 20 Relação entre a intensidade da carga aplicada e os deslocamentos dentários.....	84
Figura 3. 1 Efeitos da aplicação da força de inclinação de 0,49 N ao dente 41.....	91
Figura 3. 2 Representação da extensão das fibras periodontais (A) e representação da sua região labial onde as fibras são comprimidas (B).....	91

Figura 3. 3 Deslocamento na superfície do dente 41 originada pela aplicação de uma força de inclinação de 0,39N á sua coroa.....	92
Figura 3. 4 Efeitos da aplicação da carga translativa (força de 0,25 N e momento de força de 2,17 N.mm) ao dente 41 da paciente.....	93
Figura 3. 5 Distribuição das tensões equivalentes no LPD originada pela aplicação de uma carga de translação (força de 1,98 N e momento de força de 17,14 N.mm) na coroa do dente 41 da paciente em estudo.....	93
Figura 3. 6 Efeitos da aplicação da força de 0,25 N na coroa do dente 11.....	94
Figura 3. 7 Resultados da aplicação da força extrusiva de 0,49 N à coroa do dente 11.....	95
Figura 3. 8 Resultados da aplicação de forças de rotação de 0,49 N sobre um plano intermédio da coroa do dente 11.....	96
Figura 3. 9 Efeitos (deslocamento dentário e distribuição de tensões no LPD) resultantes da aplicação à coroa do dente 41 de: uma força de inclinação de 0,98 N; um conjunto de força (0,5 N) e momento de força (4,34 N.mm) de forma lhe imprimir um movimento de translação.....	97
Figura 3. 10 Distribuições dos deslocamentos dentários e das tensões no LPD resultantes da aplicação à coroa do dente 11 de: uma força de extrusão de 0,98 N; uma força de intrusão de 0,5 N; uma carga rotativa de 0,98 N.....	98
Figura 3. 11 Representação dos eixos e seus deslocamentos/rotações usados em dentes da arcada inferior e dentes da arcada superior.....	100
Figura 3. 12 Vista frontal do arranjo dentário antes e posterior à correção dentária proposta e respetiva representação das linhas médias dentárias (superior e inferior.....	101
Figura 3. 13 Representação da vista sagital direita antes da correção dentária e depois da correção dentária e resolução da má oclusão classe II de <i>Angle</i>	102
Figura 3. 14 Representação da vista sagital esquerda antes da correção dentária e depois da correção dentária.....	102
Figura 3. 15 Representação do vetor de força resultante (F) e suas componentes (F_x , F_y , F_z), bem como do vetor momento de força resultante (M) e respetivas componentes (M_x , M_y , M_z), aplicados a um ponto intermédio da face vestibular da coroa dentária.....	104
Figura 3. 16 Distribuição das tensões equivalentes de <i>von-Mises</i> nos ligamentos periodontais devido à imposição dos deslocamentos totais aos dentes mandibulares.....	106
Figura 3. 17 Representação dos deslocamentos totais efetuados pelas estruturas dentárias mandibulares no final do processo de simulação MEF.....	106
Figura 3. 18 Representação da distribuição das tensões na estrutura óssea cortical da mandíbula e do seu valor máximo, resultantes da simulação dos deslocamentos totais efetuados nas estruturas dentárias mandibulares.....	107
Figura 3. 19 Representação da distribuição das tensões na estrutura óssea trabecular da mandíbula e do seu valor máximo, resultantes da simulação dos deslocamentos totais efetuados nas estruturas dentárias mandibulares.....	107
Figura 3. 20 Distribuição das tensões equivalentes de <i>von-Mises</i> nos ligamentos periodontais da estrutura maxilar devido à imposição dos deslocamentos totais ao respetivos dentes, e referentes à tabela 3.12.....	109
Figura 3. 21 Representação dos deslocamentos totais efetuados pelas estruturas dentárias maxilares no final do processo de simulação de MEF.....	109

Figura 3. 22 Representação da distribuição das tensões na estrutura óssea cortical do crânio e do seu valor máximo, resultantes da simulação dos deslocamentos totais efetuados nas estruturas dentárias maxilares.....	110
Figura 3. 23 Representação da distribuição das tensões na estrutura óssea trabecular do crânio e do seu valor máximo, resultantes da simulação dos deslocamentos totais efetuados nas estruturas dentárias maxilares.....	110
Figura 3. 24 Distribuição das tensões equivalentes nos ligamentos periodontais da estrutura mandibular decorrentes da imposição do primeiro deslocamento iterativo.....	114
Figura 3. 25 Representação do primeiro deslocamento iterativo efetuado por cada estrutura dentária mandibular.....	114
Figura 3. 26 Representação da distribuição das tensões na estrutura óssea cortical da mandíbula e do seu valor máxima, resultantes da simulação do primeiro deslocamento iterativo efetuado por cada estrutura dentária mandibular.....	115
Figura 3. 27 Representação da distribuição das tensões na estrutura óssea trabecular da mandíbula e do seu valor máximo, resultantes da simulação do primeiro deslocamento iterativo efetuado por cada estrutura dentária mandibular.....	115
Figura 3. 28 Distribuição das tensões equivalentes nos ligamentos periodontais da estrutura maxilar devido à imposição do deslocamento correspondente à primeira iteração.....	117
Figura 3. 29 Representação do primeiro deslocamento iterativo efetuado por cada estrutura dentária maxilar.....	117
Figura 3. 30 Representação da distribuição das tensões na estrutura óssea cortical do crânio e do seu valor máximo, resultantes da simulação do primeiro deslocamento iterativo efetuado por cada estrutura dentária maxilar.....	118
Figura 3. 31 Representação da distribuição das tensões na estrutura óssea trabecular do crânio e do seu valor máximo, resultantes da simulação do primeiro deslocamento iterativo efetuado por cada estrutura dentária maxilar.....	118
Figura A. 1 Ambiente de visualização das imagens tomográficas no <i>3D Slicer</i>	135
Figura A. 2 Representação da constituição elementar da tomografia computacional.....	136
Figura A. 3 Importação por da pasta que contém os ficheiros tomográficos.....	137
Figura A. 4 Visualização bidimensional das imagens tomográficas segundo os planos transversal, sagital e frontal.....	137
Figura A. 5 Visualização tridimensional dos cortes tomográficos executados nos respetivos 3 planos: transversal, sagital e frontal.....	137
Figura A. 6 Reconstrução dos cortes tomográficos numa representação tridimensional, a partir da ferramenta “Volume Rendering”.....	138
Figura A. 7 Escala de cinzentos para vários tipos de tecidos: tecidos moles, pulmão e osso.....	138
Figura A. 8 Ajuste dos parâmetros “Shift”, “Scalar Opacity Mapping” e “Scalar Color Mapping” de forma a obter um detalhe favorável das estruturas maior interesse.....	139
Figura A. 9 Seleção do volume a restringir, de forma a focar a segmentação no incisivo lateral mandibular e na mandíbula.....	141
Figura A. 10 Visualização das estruturas anatómicas isoladas relativas a um incisivo lateral mandibular e à mandíbula.....	141

Figura A. 11 Processamento dos volumes isolados em modelos estereolitográficos e valores normais de “Threshold” para diferentes estruturas anatómicas.....	142
Figura A. 12 Regiões ocultas nos modelos criados devido a segmentação defeituosa.....	142
Figura A. 13 Isolamento das regiões ocultas nos modelos originados por uma deficiente segmentação.....	143
Figura A. 14 Obtenção das regiões ocultas nos modelos originados por uma deficiente segmentação.....	143
Figura A. 15 Boa segmentação das regiões do côndilo mandibular e da fossa craniana, anteriormente ocultas.....	144
Figura A. 16 Processo de reparação da estrutura do côndilo mandibular mal segmentada.....	145
Figura A. 17 Visualização dos artefactos e sua seguinte seleção e remoção.....	146
Figura A. 18 Etapas do processo de reparação dos espaços abertos nas superfícies dos modelos.....	147
Figura A. 19 Principais tipos de geometrias “non-manifolds”.....	147
Figura A. 20 Seleção e visualização de geometrias “non-manifolds” no <i>Blender</i>	148
Figura A. 21. Etapas do processo de reparação de geometrias “non-manifold” no <i>Blender</i>	148
Figura A. 22 Etapas da correção da orientação das faces superficiais dos modelos no <i>Blender</i>	149
Figura A. 23 Identificação e reparação automática das geometrias “non-manifold” no <i>software Meshmixer</i>	152
Figura A. 24 Processo de suavização do modelo em <i>software Meshmixer</i>	153
Figura A. 25 Criação em <i>Meshmixer</i> dos modelos referentes aos ligamentos periodontais.....	154
Figura A. 26 Processo de simplificação geométrica no <i>Meshlab</i>	156
Figura A. 27 Importação dos modelos sólidos para o <i>Solidworks</i>	158
Figura A. 28 Verificação geométrica dos modelos importados.....	159
Figura A. 29 Traçado cefalométrico bidimensional obtido computadorizadamente e orientado para a análise de Slavicek.....	161
Figura A. 30 Principais observações constatadas na análise de Slavicek, associados a resultados considerados quer normais quer desfasados da norma.....	162
Figura A. 31 Resultados da análise do traçado cefalométrico bidimensional segundo a perspectiva de Slavicek.....	163
Figura A. 32 Traçado cefalométrico bidimensional obtido computadorizadamente e orientado para a análise de Sato.....	164
Figura A. 33 Resultados da análise do traçado cefalométrico bidimensional segundo a perspectiva de Sato.....	165
Figura A. 34 Resultados da análise cefalométrica computadorizada e tridimensional (<i>COMPASS</i>), referentes a avaliações de simetrias dentárias, mandibulares e maxilares e colinearidade de linhas médias.....	166
Figura A. 35 Resultados da análise cefalométrica computadorizada e tridimensional (<i>COMPASS</i>), referentes a avaliações de relacionamentos dentários, bem como a fatores referentes às estruturas esqueléticas, tecidos moles e vias aéreas.....	167

Figura A. 36 Definição das translações, segundo as três direções principais, a efetuar em pontos superficiais dos dentes.....	168
Figura A. 37 Localização dos pontos usados para prescrever as translações dentárias e dos usados para a aplicação pontual da carga ortodôntica na coroa dentária referente aos seguintes dentes: ilid, icid, icie, ilie, ilsd, icsd, icse e ilse.....	169
Figura A. 38 Localização dos pontos usados para prescrever as translações dentárias e dos usados para a aplicação pontual da carga ortodôntica na coroa dentária referente aos dentes: 2pmid, 1pmid, cid, 2pmsd, 1pmsd e csd.....	169
Figura A. 39 Localização dos pontos usados para prescrever as translações dentárias e dos usados para a aplicação pontual da carga ortodôntica na coroa dentária referente aos dentes: cie, 1pmie, 2pmie, cse, 1pmse e 2pmse.....	170
Figura A. 40 Localização dos pontos usados para prescrever as translações dentárias e dos usados para a aplicação pontual da carga ortodôntica na coroa dentária referente aos dentes: 2mid, 1mid, 3msd, 2msd e 1msd.....	170
Figura A. 41 Localização dos pontos usados para prescrever as translações dentárias e dos usados para a aplicação pontual da carga ortodôntica na coroa dentária referente aos dentes: 2mie, 3mie, 1mse, 2mse e 3mse.....	171
Figura A. 42 Representação das translações prescritas aos pontos das superfícies dentárias.....	174
Figura A. 43 Valores das forças resultantes, consoante as suas componentes nas três direções principais, necessárias à imposição do deslocamento prescrito aos pontos dentários.....	174
Figura A. 44 Representação do modelo usado para efetuar o estudo numérico acerca da influência das propriedades elásticas do LPD e da densidade de malhas de EF.....	183
Figura A. 45 Resultados referentes à simulação numérica do conjunto com configuração de malha <i>Mesh1</i> e propriedades elásticas “ <i>Andersen et al.</i> ” para os ligamentos periodontais.....	184
Figura A. 46 Resultados referentes à simulação numérica do conjunto com configuração de malha <i>Mesh2</i> e propriedades elásticas “ <i>Andersen et al.</i> ” para os ligamentos periodontais.....	185
Figura A. 47 Resultados referentes à simulação numérica do conjunto com configuração de malha <i>Mesh1</i> e propriedades elásticas “ <i>Cattaneo linear high</i> ” para os ligamentos periodontais.....	186
Figura A. 48 Resultados referentes à simulação numérica do conjunto com configuração de malha <i>Mesh2</i> e propriedades elásticas “ <i>Cattaneo linear high</i> ” para os ligamentos periodontais.....	187
Figura A. 49 Resultados referentes à simulação numérica do conjunto com configuração de malha <i>Mesh1</i> e propriedades elásticas “ <i>Cattaneo linear low</i> ” para os ligamentos periodontais.....	188
Figura A. 50 Resultados referentes à simulação numérica do conjunto com configuração de malha <i>Mesh2</i> e propriedades elásticas “ <i>Cattaneo linear low</i> ” para os ligamentos periodontais.....	189
Figura A. 51 Resultados referentes à simulação numérica do conjunto com configuração de malha <i>Mesh1</i> e propriedades elásticas “ <i>Yongqing Cai</i> ” para os ligamentos periodontais.....	190
Figura A. 52 Resultados referentes à simulação numérica do conjunto com configuração de malha <i>Mesh2</i> e propriedades elásticas “ <i>Yongqing Cai</i> ” para os ligamentos periodontais.....	191

Tabela 1.1 Propriedades mecânicas isotrópicas das estruturas anatómicas mandibulares.....	28
Tabela 1.2 Propriedades mecânicas do osso cortical da mandíbula.....	30
Tabela 1.3 Valores dos Coeficientes de Poisson (ν) nas diferentes regiões a discretizar.....	31
Tabela 1.4 Comprimentos das principais fibras musculares da mandibular, bem como os seus respetivos pontos de origem e inserção na sua arquitetura.....	33
Tabela 1.5 Módulos e direções das dos grupos de vetores representados na figura 35, e referenciados à posição de intercuspidação máxima da mandibular.....	34
Tabela 1.6 Adaptação dos dados da tabela 6, associando um único vetor de força a cada grupo de músculos.....	35
Tabela 1.7 Descrição dos principais pontos e movimentos delimitadores do funcionamento mandibular no plano sagital.....	39
Tabela 1.8 Descrição das principais trajetórias delimitadores do movimentos mandibular no plano frontal.....	41
Tabela 1.9 Descrição dos movimentos delimitadores mandibulares no plano horizontal.....	42
Tabela 1.10 Posições dos pontos referenciados na figura 1.46.....	44
Tabela 1.11 Distâncias entre rotóides referenciados na figura 1.46.....	44
Tabela 1.12 Valores ideais de intensidade dos vários tipos básicos de força ortodôntica.....	52
Tabela 1.13 Nomenclatura dos pontos cefalométricos.....	61
Tabela 2. 1 Descrição das técnicas usadas para obter superfícies de contacto ideal entre os vários modelos conexos.....	70
Tabela 2.2 Propriedades mecânicas lineares elásticas e isotrópicas dos materiais utilizados nos modelos.....	73
Tabela 2. 3 Diferentes valores utilizados para o Coeficiente de Poisson e para o Módulo de Elasticidade longitudinal aplicados ao LPD.....	74
Tabela 2. 4 Diferentes configurações para a densidade das malhas de EF constituintes dos modelos anatómicos, usadas como processo comparativo na obtenção dos resultados.....	74
Tabela 3. 1 Tabela comparativa entre os tempos requeridos para a convergência de resultados dos 12 estudos estáticos executados, os quais foram configurados com diferentes parâmetros.....	88
Tabela 3. 2 Resultados obtidos para os deslocamentos máximos (mm) na superfície dentária em cada estudo decorrido, bem como os valores de erro relativo encontrados entre as configurações <i>Mesh1-Mesh2</i> e <i>Mesh2-Mesh3</i>	88
Tabela 3. 3 Resultados obtidos para a tensão de <i>von-Mises</i> média verificada na escala de tensões do LPD das respetivas estruturas dentárias, bem como os valores calculados para o erro relativo entre as configurações <i>Mesh1-Mesh2</i> e <i>Mesh2-Mesh3</i>	89
Tabela 3. 4 Resultados obtidos para a deformação equivalente média (mm/mm) verificada na escala de deformações do LPD das respetivas estruturas dentárias, em cada tipo de estudo.....	89
Tabela 3. 5 Propriedades dos materiais e relativa à configuração das malhas de EF usadas na simulação computacional dos vários tipos de modelos anatómicos.....	90

Tabela 3. 6 Síntese dos resultados obtidos nos diversos estudos executados e referentes à aplicação de forças básicas ortodônticas de intensidade teoricamente ideal.....	96
Tabela 3. 7 Síntese dos resultados obtidos nos diversos estudos executados, e referentes à duplicação da intensidade ideal das forças básicas.....	99
Tabela 3. 8 Valores dos deslocamentos/rotações impostos ao eixo longitudinal dos dentes maxilares, ou seja, da arcada superior dentária, tendo por base as simulações realizadas no programa computacional <i>Blender</i>	100
Tabela 3. 9 Valores dos deslocamentos/rotações executados pelo eixo longitudinal dos dentes mandibulares.....	101
Tabela 3. 10 Aplicação ao modelo obtido das principais posições e movimentos delimitadores do funcionamento mandibular relativamente ao plano sagital de <i>Posselt</i>	103
Tabela 3. 11 Resultados obtidos através da utilização do MEF para as estruturas dentárias mandibulares sujeitas a deslocamentos impostos completos da correção dentária ($\Delta u, total$), conforme os referidos na tabela 3.9.....	105
Tabela 3. 12 Resultados obtidos através do MEF para as estruturas dentárias maxilares sujeitas a deslocamentos impostos completos da correção dentária ($\Delta u, total$), conforme os referidos na tabela 3.8.....	108
Tabela 3. 13 Estimativa da tensão média e da tensão máxima induzidas no LPD em cada uma das “n” iterações, na qual cada dente mandibular é obrigado a executar um deslocamento iterativo específico ($\Delta u, n$).....	111
Tabela 3. 14 Estimativa da tensão média e da tensão máxima induzidas no LPD em cada uma das “n” iterações de cada dente maxilar.....	112
Tabela 3. 15 Resultados obtidos nas simulações numéricas utilizando o MEF onde cada estrutura dentária mandibular é sujeita ao primeiro deslocamento iterativo da correção dentária ($\Delta u, 1$).....	113
Tabela 3. 16 Resultados obtidos nas simulações numéricas utilizando o MEF onde cada estrutura dentária maxilar é sujeita ao primeiro deslocamento iterativo da correção dentária ($\Delta u, 1$).....	116
Tabela A. 1 Parâmetro de “Shift” usado na ferramenta “Volume Rendering”.....	140
Tabela A. 2 Valores usados, relativos aos parâmetros “Scalar Opacity Mapping” e “Scalar Color Mapping”, na ferramenta “Volume Rendering”.....	140
Tabela A. 3 Descrição da metodologia de criação de uma casca superficial envolvente aos modelos, usada para simplificação dos modelos obtidos.....	149
Tabela A. 4 Descrição das principais ferramentas de correção geométrica automática do <i>software Meshmixer</i>	152
Tabela A. 5 Número de elementos triangulares que constituem os diversos modelos dentários obtidos: dentes e ligamentos periodontais.....	156
Tabela A. 6 Número de elementos triangulares que constituem os diversos modelos relativos às estruturas ósseas: ossos corticais e trabeculares.....	156
Tabela A. 7 Processos de subtração booleana, usando ferramenta <i>Cavity</i> , entre volumes sobrepostos.....	160
Tabela A. 8 Valores usados na prescrição das translações, de acordo com as três direções principais, nos três pontos superficiais de cada estrutura dentária da arcada inferior.....	172
Tabela A. 9 Valores usados na prescrição das translações, de acordo com as três direções principais, nos três pontos superficiais de cada estrutura dentária da arcada superior.....	173

Tabela A. 10 Valores das forças resultantes, de acordo com as três direções principais, nos três pontos superficiais de cada estrutura dentária da arcada inferior.....	175
Tabela A. 11 Valores das forças resultantes, de acordo com as três direções principais, nos três pontos superficiais de cada estrutura dentária da arcada superior.....	176
Tabela A. 12 Valores das componentes de força e momento de força, de acordo com as três direções principais, no ponto de aplicação de carga ortodôntica em cada estrutura dentária da arcada inferior.....	178
Tabela A. 13 Valores das componentes de força e momento de força, de acordo com as três direções principais, no ponto de aplicação de carga ortodôntica em cada estrutura dentária da arcada superior.....	179
Tabela A. 14 Valores dos módulos da força e do momento de força, e suas direções segundo vetores cartesianos, no ponto de aplicação de carga ortodôntica em cada estrutura dentária da arcada inferior.....	181
Tabela A. 15 Valores dos módulos da força e do momento de força, e suas direções segundo vetores cartesianos, no ponto de aplicação de carga ortodôntica em cada estrutura dentária da arcada superior.....	182

1mid - Primeiro molar inferior direito (dente 46)

1mie - Primeiro molar inferior esquerdo (dente 36)

1msd - Primeiro molar superior direito (dente 16)

1mse - Primeiro molar superior esquerdo (dente 26)

1pmid - Primeiro pré-molar inferior direito (dente 44)

1pmie - Primeiro pré-molar inferior esquerdo (dente 34)

1pmsd - Primeiro pré-molar superior direito (dente 14)

1pmse - Primeiro pré-molar superior esquerdo (dente 24)

2mid - Segundo molar inferior direito (dente 47)

2mie - Segundo molar inferior esquerdo (dente 37)

2msd - Segundo molar superior direito (dente 17)

2mse - Segundo molar superior esquerdo (dente 27)

2pmid - Segundo pré-molar inferior direito (dente 45)

2pmie - Segundo pré-molar inferior esquerdo (dente 35)

2pmsd - Segundo pré-molar superior direito (dente 15)

2pmse - Segundo pré-molar superior esquerdo (dente 25)

3mid - Terceiro molar inferior direito (dente 48)

3mie - Terceiro molar inferior esquerdo (dente 38)

3msd - Terceiro molar superior direito (dente 18)

3mse - Terceiro molar superior esquerdo (dente 28)

A - ponto cefalométrico A

ACR - “American College of Radiologists”

AGHIF - Análise Geométrica Individualizada da Harmonia Facial

ANB - ângulo formado pela interseção das linhas entre os pontos cefalométricos N-A e N-B

B - ponto cefalométrico B

Ba - ponto cefalométrico Basio

CAD - Desenho assistido por computador (do inglês *Computer Aided Design*)

CAM - Fabrico assistido por computador (do inglês *Computer Aided Manufacturing*)

cid - Canino inferior direito (dente 43)

cie - Canino inferior esquerdo (dente 33)

COMPASS - Avaliação Computorizada (do inglês *Computerized Assessment*)

csd - Canino superior direito (dente 13)

cse - Canino superior esquerdo (dente 23)

DICOM - “ Digital Imaging and Communications in Medicine”

E - ponto cefalométrico E

EF - Elemento finito

FA - Fabrico aditivo

FDM - Moldagem por Deposição Fundida (do inglês *Fused Deposition Modeling*)

gf - Grama-força

Gn - ponto cefalométrico Gnátio

HU - *Housefield*

icid - incisivo central inferior direito (dente 41)

icie - incisivo central inferior esquerdo (dente 31)

icsd - incisivo central superior direito (dente 11)

icse - incisivo central superior esquerdo (dente 21)

ilid - incisivo lateral inferior direito (dente 42)

ilie - incisivo lateral inferior esquerdo (dente 32)

ilsd - incisivo lateral superior direito (dente 12)

ilse - incisivo lateral superior esquerdo (dente 22)

LPD - Ligamento periodontal

MEF - Método de elementos finitos

mm - Milímetro

MPa - Megapascal

N - *Newton*

NEMA - “National Electrical Manufactures Association”

Ni - elemento químico níquel

Pm - ponto cefalométrico Palato Mole

Pog - ponto cefalométrico Pogônio

Pt - ponto cefalométrico Pterigóideo

Pt-Gn - Distância em milímetros entre os pontos cefalométricos Pterigóideo e Gnátio

RP - “Rapid Prototyping”

S - ponto cefalométrico Sela

s - Segundo

SLA - Estereolitografia (do inglês *Stereolitography*)

SLS - Sinterização Seletiva a Laser (do inglês *Selective Laser Sintering*)

SNA - ângulo formado pela interseção das linhas entre os pontos cefalométricos S-N e N-A

SNB - ângulo formado pela interseção das linhas entre os pontos cefalométricos S-N e N-B

STL - “Stereolithography”

TC - Tomografia computadorizada

TCCB - Tomografia computadorizada “cone beam”

Ti - elemento químico titânio

A presente dissertação perseguiu os seguintes objetivos:

- Criar um modelo tridimensional, completo, de toda a estrutura craniana, maxilar, mandibular e dentária de uma paciente, de forma a desenvolver um estudo estrutural ortodôntico o mais aproximado possível da realidade anatômica e fisiológica, e assim verificar a hipótese de que seria possível correlacionar os parâmetros biomecânicos de um caso clínico real e a sua simulação computacional, aplicando o Método dos Elementos Finitos, programas CAD, etc.
- Isolar uma região de trabalho funcional do modelo total e proceder à comparação de vários parâmetros e a sua influência nos resultados do estudo de MEF, entre os quais, intensidades de forças e deslocamentos prescritos, densidade da malhas dos elementos finitos e propriedades elásticas dos ligamentos periodontais.
- Executar simulações de aplicação de forças ortodônticas com intensidades teoricamente ideais, e comparar os resultados com dados publicados de forma a validar os modelos criados.
- Planear um tratamento ortodôntico, isto é, definir a posição final de todas as individualidade dentárias de forma a obter uma boa oclusão para o paciente, sendo registadas as respetivas medidas dos deslocamentos lineares e angulares necessários a aplicar a cada dente.
- Realizar uma simulação de um tratamento ortodôntico completo e ideal para o caso clínico em estudo, onde são aplicados os deslocamentos necessários à correção ortodôntica de cada dente, considerado uma série de critérios referentes aos mecanismos de remodelação óssea descritos na literatura, afim de se obterem as respostas de tensão-deformação e pressão-deformação das estruturas anatômicas.

Capítulo 1. Introdução

O atual desenvolvimento tecnológico tem permitido uma melhoria das técnicas associadas à área da medicina. Os métodos de obtenção de imagens médicas, recorrendo ao uso de tecnologias de digitalização tridimensional baseadas em feixes de raio-x ou de laser, têm permitido a construção e a modelação de estruturas anatómicas tridimensionais usando *softwares* de *CAD* ("*computer aided design*") (Meurer et al. 2005). Estes *softwares* podem ser combinados com tecnologia *CAM* ("*computer aided manufacturing*"), mais concretamente com equipamentos de Prototipagem Rápida, que, por sua vez, são tecnologias que usam métodos de Fabrico Aditivo (FA) para construção física dos modelos previamente projetados na tecnologia *CAD*, os quais têm em vista a aplicação direta ou indireta na área médica (Lino et al. 2006; Durack C 2012; Carvalho 2013).

Os objetos fabricados com vista a aplicações em medicina dentária são gerados usando essencialmente tecnologias de maquinagem CNC, no entanto, verificam-se várias dificuldades associadas ao uso deste tipo de fabrico subtrativo, como são exemplo a dificuldade de obtenção de pormenores de maior precisão devido aos diâmetros das fresas passíveis de serem usadas (Dunne 2008). Estas dificuldades podem ser ultrapassadas recorrendo à variedade de sistemas de Prototipagem Rápida (RP) atualmente disponíveis, os quais usam um método de fabrico aditivo, livre, fácil e rápido para construir os aparelhos ortodônticos de grande variedade morfológica (material, cor e transparência) e de abrangente aplicação (Liu, Leu & Schmitt 2006).

1.1. Estratégias de digitalização de estruturas biomédicas

1.1.1. Tomografia computadorizada

De acordo com o propósito do seu uso, a tomografia computacional divide-se em dois tipos: Tomografia Computacional Convencional (TC) e Tomografia Computacional de *Cone Beam* (TCCB). Contudo, no âmbito desta dissertação, interessa destacar a Tomografia de *Cone Beam* dado que este tipo de equipamento é usado na medicina para obtenção de imagens preferencialmente das regiões da cabeça e do pescoço do paciente, enquanto que a TC convencional permite obter imagens médicas de toda a parte corpo (Scarfe, Farman & Sukovic 2006; Garib et al. 2007; Martins 2011).

Isto é explicado pelo facto do equipamento do TC convencional gerar uma elevada dosagem de radiação, uma vez que os feixes de raio-x são dispostos em séries de cortes individuais, além de distorcerem as imagens digitalizadas na presença de componentes metálicos. Por outro lado, as tecnologias de TCCB permitem uma digitalização tomográfica que é feita com uma única passagem em modo helicoidal do *scanner* de *Cone Beam* de raio-x, permitindo assim capturar as estruturas sob forma volumétrica e com maior precisão, mesmo na presença de objetos metálicos (Martins 2011). Para além disto, o facto de envolver uma menor exposição à radiação nociva dos raios-x, torna a Tomografia

Computacional de *Cone Beam* vantajosa para o uso na medicina dentária (Carvalho 2013; Garib et al. 2007).

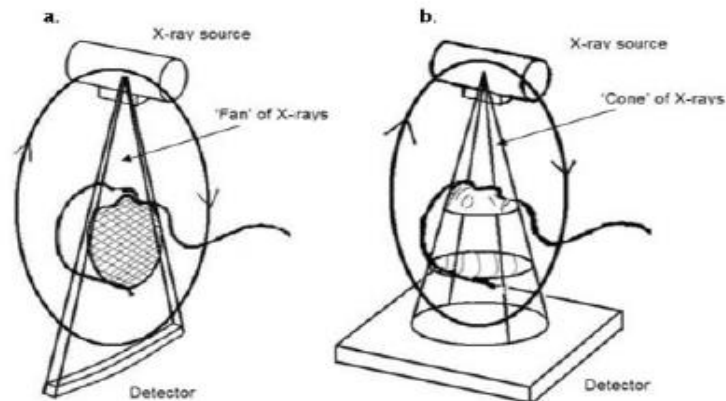


Figura 1. 1 Projeção única de feixe raio-x usando: a) equipamentos de TC, b) TCCB (Scarfe, Farman & Sukovic 2006).

Obtenção dos modelos odontológicos

Para a produção dos biomodelos devem seguir-se vários passos, os quais estão correntemente inter-relacionados entre si:

a) Identificação e avaliação do caso clínico do paciente

A metodologia digital de obtenção de biomodelos é uma área em expansão, sendo cada vez mais aplicada sempre que a complexidade do caso clínico se justificar de forma custo-benéfica (Meurer et al. 2005). De facto, o uso dos biomodelos representa uma mais-valia em procedimentos cirúrgicos, uma vez que a obtenção de um protótipo físico permite fazer um planeamento clínico prévio à operação cirúrgica, reduzindo a complexidade destas (Petrikowski 2005). Para além disso, a utilização de biomodelos melhora a comunicação entre o profissional de saúde e o paciente, uma vez que permite o fabrico dos protótipos odontológicos personalizados e adequados a cada caso clínico (Scarfe, Farman & Sukovic 2006).

b) Obtenção das imagens biomédicas

A obtenção de imagens craniofaciais para uso em prototipagem rápida baseia-se num processo de digitalização usando sobretudo a técnica de tomografia computadorizada (TC), mais especificamente a tomografia computadorizada de *Cone Beam* (Garib et al. 2007). Para o caso da tomografia computadorizada é fundamental que o equipamento utilizado permita exportar os ficheiros das imagens digitalizadas (Meurer et al. 2005).

c) **Gravação das imagens**

Os ficheiros contendo as digitalizações podem ser exportados e posteriormente armazenados em *hardware* apropriado (por exemplo, via discos óticos, *CD* e cassetes *DAT*) (Machado 2007; Meurer et al. 2005).

De forma a resolver problemas de compatibilidade entre os ficheiros exportados pelos diferentes equipamentos tomográficos e a generalidade dos *softwares* usados para sua leitura, determinadas organizações internacionais como a “*National Electrical Manufactures Association-NEMA*” (NEMA 2016) e a “*American College of Radiologists-ACR*” (ACR 2016) têm procurado investir num formato “*standard*” para padronizar os dados das imagens médicas obtidas tendo desenvolvido um protocolo designado por DICOM - *Digital Imaging and Communication in Medicine* (Machado 2007; Meurer et al. 2005).

Atualmente, o protocolo DICOM representa o formato *standard* de informação entre sistemas computadorizados médicos, incluindo os ficheiros radiográficos exportados. No entanto, algumas máquinas de tomografia, principalmente as mais antigas, não usam este tipo de formato e, portanto, não permitem exportar os ficheiros das imagens obtidas de forma compatível com a generalidade dos programas computacionais de leitura. Portanto, a compatibilidade entre os formatos das imagens digitalizadas e o *software* que irá ser usado para manipulação destas, deve ser um fator assegurado (Lino et al. 2006; Meurer et al. 2005).

Um outro facto a ter em consideração durante a transferência das imagens é a elevada quantidade de dados associados, o que poderá constituir um problema se não for garantido espaço de armazenamento suficiente no dispositivo. Cada ficheiro no formato DICOM possui uma matriz de 512x512 pixéis e, por esse facto, a tomografia craniofacial de um exemplar poderá ocupar um espaço de cerca 100 *Mbytes* em disco; por este facto, o uso de ferramentas de compactação apropriadas poderá ser uma mais-valia. Para além da exportação dos ficheiros para dispositivos móveis (como o *CD*), um outro método que permite transferir o conteúdo digitalizado para a sua posterior manipulação está associado à tecnologia de transferência *FTP (File Transfer Protocol)*, na qual é usada a rede de banda larga para o envio dos ficheiros DICOM para sistemas de visualização e manipulação 3D, sendo uma metodologia particularmente útil no caso de impossibilidade de outra forma de transferência (Meurer et al. 2005; Machado 2007).

d) **Ajustamento e manipulação das imagens através de *software* apropriado**

Uma outra etapa essencial para o sucesso desta metodologia clínica é a visualização e manipulação tridimensional dos modelos digitalizados através de *softwares* apropriados.

Um dos vários *softwares* disponíveis de processamento de imagens médicas é o *InVesalius*, desenvolvido pela unidade de pesquisa *CenPRA* (Meurer et al. 2005). Na manipulação tridimensional

das imagens médicas, o grande objetivo é isolar pontos de interesse das imagens radiográficas; por exemplo, se a análise se referir aos tecidos duros da estrutura maxilo-facial do indivíduo, os segmentos de interesse constituem ossos e dentes e, por isso, executa-se uma manipulação das imagens de forma a segmentar as estruturas e separar dentes e porções ósseas de tecidos musculares, permitindo a obtenção de uma imagem tridimensional isolada da estrutura pretendida (figura 1.2).

A segmentação das imagens está presente nos *softwares* de manipulação, como o *InVesalius*, e baseia-se na utilização da ferramenta denominada por “*threshold*”, que recorre à definição e ajustamento de intervalos de valores de densidade das imagens radiográficas de modo a destacar apenas os “*voxels*” correspondentes às estruturas dentárias e ósseas da imagem (Meurer et al. 2005). Estes “*voxels*” correspondem a uma unidade da informação gráfica da digitalização radiográfica, o qual define um ponto no espaço tridimensional (Garib et al. 2007; Martins 2011). O processo de segmentação é em grande parte executado de forma automática pelo *software* usado mas, caso os parâmetros da segmentação não sejam os mais adequados, o modelo tridimensional poderá suprimir e ocultar algumas estruturas desejadas. Para o evitar, poderá recorrer-se a alguma manipulação do modelo resultante do TC de forma semi-automática, através de ferramentas de edição de imagem presentes no *software*, tais como “*cut*”, “*delete*”, “*select*”, entre outras (Meurer et al. 2005). Este procedimento manual é de grande utilidade e é usado como complemento da segmentação automática, de forma a corrigir certos “erros” resultantes do seu processamento, sobretudo devido à dificuldade que o programa tem em visualizar certos pontos nas zonas de transição entre músculos e ossos (figura 1.2). Nestes casos, o programa tem dificuldade em discernir os diferentes tecidos, resultando em imagens tridimensionais incorretas, e que só podem ser corrigidas por uma análise proveniente da experiência e do conhecimento humano.

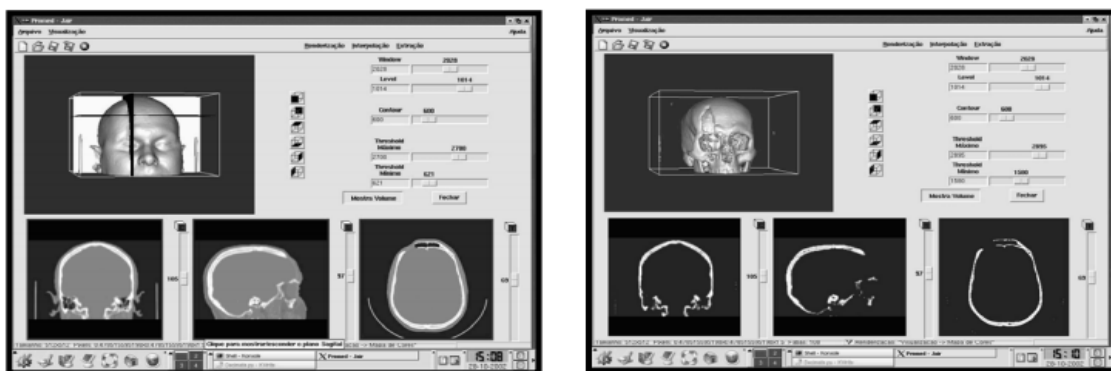


Figura 1. 2 Visualização do modelo digitalizado na forma tridimensional e nos planos frontal, sagital e axial, respetivamente (A) antes do processo de segmentação; (B) depois do processo de segmentação (Meurer et al. 2005).

e) **Conversão dos ficheiros para um formato compatível com a tecnologia de prototipagem rápida**

Um dos maiores obstáculos que esta metodologia apresenta é o facto de o formato das imagens digitalizadas por TC não ser compatível com os equipamentos de Prototipagem Rápida (RP), impedindo o processamento direto daquelas por estes últimos. A incompatibilidade dos ficheiros de leitura, associada ao facto da espessura das fatias das imagens obtidas por TC serem demasiado grandes (cerca de 1 mm-5 mm) comparativamente com as usadas em Prototipagem Rápida (cerca de 0,1 mm), fazem com que seja necessário a conversão do formato das imagens obtidas por manipulação para um formato compatível com equipamentos de RP. O formato mais comum é o estereolitográfico (STL), o qual é geralmente usado em *softwares CAD* (Lino et al. 2006; Meurer et al. 2005; Machado 2007).

No formato STL o modelo passa a ser definido por um conjunto de malhas de elementos triangulares (figura 1.3), sendo tão mais bem definido quanto maior for o número dessas superfícies triangulares; em contrapartida, maior será a quantidade de dados que estão associados a esse modelo (Meurer et al. 2005; Sá et al. 2008; Gomide 2000).

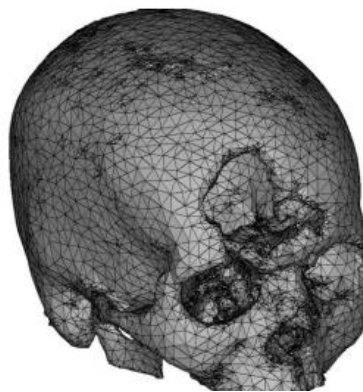


Figura 1. 3 Malhas de elementos triangulares que cobrem o modelo virtual (Meurer et al. 2005).

Antes de se prosseguir para a impressão tridimensional do modelo projetado, é necessário verificar se nas estruturas modeladas não existem outro tipo de falhas, tais como a presença de superfícies triangulares não fechadas ou uma escolha incorreta da orientação da construção geométrica do modelo (Meurer et al. 2005).

Após a fase de verificação do modelo em formato STL, este pode ser exportado para o equipamento de Prototipagem Rápida, onde é desdobrado em "*layers*" (fatias) paralelas com intuito de permitir uma impressão tridimensional, feita ordenadamente, por camadas (Gomide 2000).

1.1.2. Digitalização ótica intraoral

Uma boa imagem virtual da cavidade oral também pode ser obtida através da digitalização direta intraoral por dispositivos óticos móveis, ou recorrendo a uma digitalização indireta, extra-oral, através de modelos em gesso. As imagens obtidas por estes métodos podem ser igualmente exportadas para sistemas computadorizados e modeladas virtualmente por *softwares* específicos (Martins et al. 2011; André et al. 2006).

O uso dos sistemas de digitalização direta intraoral por dispositivos óticos móveis tem várias vantagens relativamente aos métodos convencionais de tomografia, nomeadamente o conforto proporcionado tanto ao dentista que executa a operação como ao paciente que se submete a ela; simultaneamente, este tipo de digitalização, em comparação com a Tomografia *Cone Beam*, tem a enorme vantagem de ser inócua pelo motivo de não usar radiação ionizante (raios-x), a qual tem um elevado potencial cancerígeno. Além do referido, com a digitalização por dispositivos óticos as sensações de desconforto sentidas pelo paciente (sensação de vômito devido ao sabor do material usado na impressão) características dos métodos convencionais (modelos em gesso) são eliminadas, e os riscos de infeção são também reduzidos, caso seja garantida uma conduta correta por parte do profissional (Carvalho 2013).

No entanto, uma das desvantagens deste tipo de *scanners* intraorais é a sua impossibilidade de capturarem imagens para além do campo de visão, ou seja, apenas se conseguem obter imagens das superfícies exteriores da estrutura dentária do paciente, limitação que é ultrapassada com o uso da tomografia, a qual permite ter acesso à análise de tecidos internos. Para além do referido, para que se consiga uma imagem clara da estrutura intraoral é necessário por vezes afastar a área justa-gengival (i.e. tecido mole), e recorrer a colocações de fios de retração dentro do sulco gengival. Este processo é por vezes de difícil execução e pode apresentar dificuldades acrescidas como hemorragias e inflamações nas gengivas (Carvalho 2013).

Existe, atualmente, no mercado uma enorme concorrência entre diferentes sistemas de digitalização intraoral, baseando-se todos eles no mesmo princípio de projeção de feixes e posterior receção da reflexão provenientes dos objetos a digitalizar, para obtenção das imagens virtuais. São de destacar os sistemas de digitalização "*CEREC*" (Sirona), "*iTero*" (Cadent), "*Lava COS*" (3M) e "*Trios*" (3shape) (van der Meer et al. 2012; André et al. 2006).

CEREC 3D (Sirona)

O sistema de digitalização da CEREC tem por base um dispositivo móvel que usa um feixe de luz que se faz projetar próximo do objeto (figura 1.4). Os raios refletidos são recolhidos por um sensor integrado no dispositivo móvel (figura 1.4). As distâncias lineares e os ângulos entre os raios emitidos e os raios refletidos são determinados e, através de métodos matemáticos, as distâncias reais entre o

objeto e o projetor são calculados (van der Meer et al. 2012; Martins et al. 2011; Neto 2012). Através deste método de leitura faz-se a digitalização dos vários pontos da superfície do modelo, sendo a imagem virtual gravada num sistema computadorizado acoplado (André et al. 2006; Carvalho 2013).

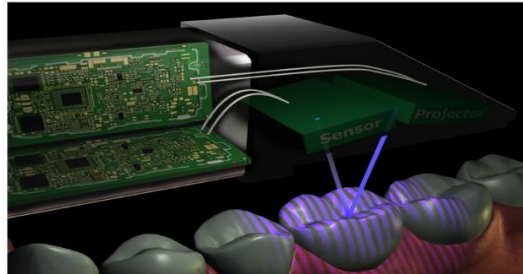


Figura 1. 4 Princípio de funcionamento do dispositivo *scanner* CEREC (van der Meer et al. 2012).

iTero (Cadent)

Na tecnologia *iTero* as imagens dentárias são obtidas igualmente por recurso de um dispositivo móvel usado de forma intra-oral (Carvalho 2013). O projetor instalado na extremidade do dispositivo faz incidir um feixe de laser (cor vermelha) no objeto a digitalizar, sendo uma fração desse feixe refletida pelos dentes (cor azul), tal como se encontra ilustrado na figura 1.5 (Martins et al. 2011), e dirigida até ao sensor através do filtro. Através de movimentos verticais e horizontais do dispositivo é possível obter uma imagem virtual da cavidade oral (van der Meer et al. 2012).

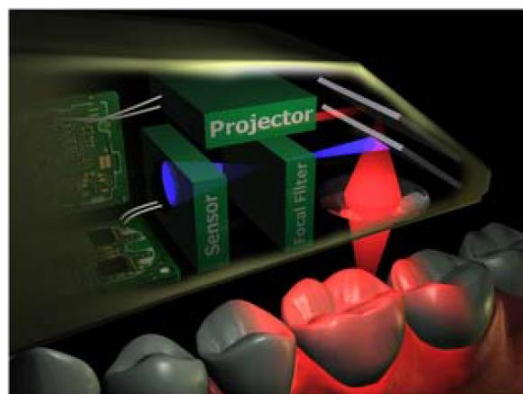


Figura 1. 5 Princípio de funcionamento do dispositivo *iTero* (van der Meer et al. 2012).

1.1.3. Digitalização ótica extra-oral

Adicionalmente, uma forma indireta de obter imagens virtuais da cavidade oral do paciente consiste em usar *scanners* de laboratório sobre modelos em gesso das estruturas orais do paciente. Tal como nas tecnologias de digitalização intraorais, é usado um método ótico de projeção de feixes de luz no objeto e imediata receção e leitura da reflexão (Martins et al. 2011).

Os *scanners* de laboratório estão geralmente equipados com um dispositivo de projeção de

feixes (led, laser ou luz branca), com duas câmaras de filtros e sensores que permitem a recolha e registo da divisão do feixe original refletido pelos objetos. Estes componentes estão colocados numa espécie de "cabeça" de leitura a qual tem liberdade de se movimentar segundo vários eixos e rotações de forma a abranger todas superfícies e detalhes do objeto (figura 1.6). O procedimento usado baseia-se no princípio da "triangulação" através da avaliação dos ângulos e das distâncias entre as linhas projetadas pelos feixes de luz emitidos e refletidos. A partir disto as coordenadas tridimensionais dos pontos que fazem parte das superfícies dos objetos são determinadas (Martins et al. 2011). Apesar das imagens serem obtidas de forma indireta, os *scanners* de laboratório permitem a digitalização dos modelos previamente moldados de forma mais rápida e precisa do que os *scanners* intraorais.

De entre os vários *scanners* de laboratório existentes atualmente no mercado, os que se destacam na área da medicina dentária são o "*Zfx Evolution*" (*Zimmer Biomet*), a gama "*Identica*" (*MEDIT*) e a gama de *scanners* "D" da "*3shape*" (figura 1.7) (Carvalho 2013).

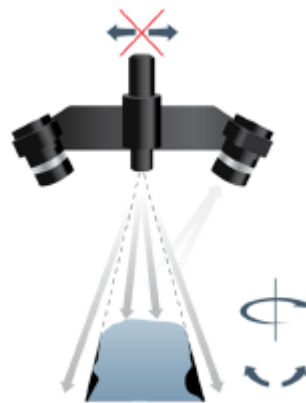


Figura 1. 6 Princípio geral de funcionamento de um *scanner* de laboratório de luz branca (Carvalho 2013).



Figura 1. 7 *Scanner* de laboratório modelo D700 (3shape) (Carvalho 2013).

1.2. Tecnologia de prototipagem rápida aplicada à construção de modelos odontológicos

Para o processo de impressão tridimensional, o ficheiro STL do modelo da digitalização tomográfica, ou de um outro modelo odontológico projetado a partir dele, deve ser transferido para o equipamento de prototipagem. Concluída esta transferência, o equipamento RP trata de imprimir, de forma automática e autónoma, o protótipo projetado sequencialmente por camadas, baseando-se em processos de sinterização, polimerização, aglutinação ou solidificação dos materiais específicos, consoante a técnica de RP escolhida (Machado 2007). Com efeito, o equipamento RP efetua a leitura do ficheiro de CAD e a imagem virtual é decomposta numa sequência de "fatias", sendo que quanto maior for o número dessas "fatias" melhor será o aspeto superficial do biomodelo físico (figura 1.8) (Machado 2007; Freitas, Costa & Ribeiro 2010). Este processo de "fatiamento" produz um efeito conhecido por "*stair-stepping effect*" - efeito de degraus de escada - que não é mais do que uma forma de aproximar a peça a imprimir da peça modelada, para que se possa processar e contruir o modelo de forma ordenada e sequencial, camada por camada (figura 1.9) (Gomide 2000).

Dependendo da tecnologia do equipamento RP escolhido e da morfologia das peças a imprimir, o processamento físico do protótipo pode ser demorado, sendo que, por exemplo, a impressão tridimensional de uma estrutura mandíbulo-maxilar pode demorar por volta de 2 horas a 8 horas (Machado 2007). Depois da impressão do protótipo é geralmente necessário um processo de acabamento manual, de forma a remover excessos de material e a aperfeiçoar certos detalhes, sobretudo ao nível das formas mais arredondadas. No entanto este processo de retificação/acabamento tem de ser executado de forma muito rigorosa para evitar a introdução de erros e inexatidão no protótipo final.

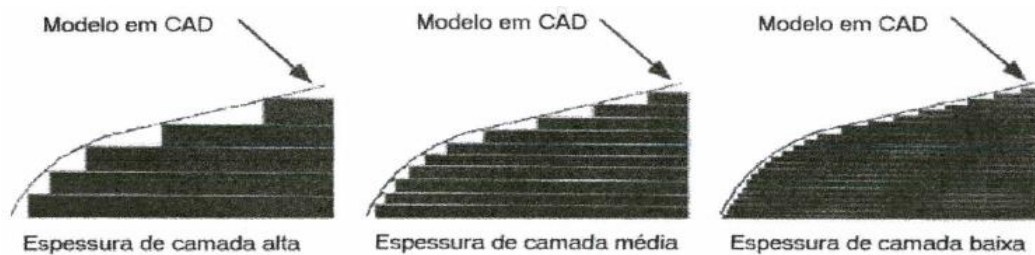


Figura 1. 8 Efeito do “fatiamento” do modelo CAD, com aumento progressivo da sua resolução associada à redução de espessura das camadas do modelo físico (Gomide 2000).

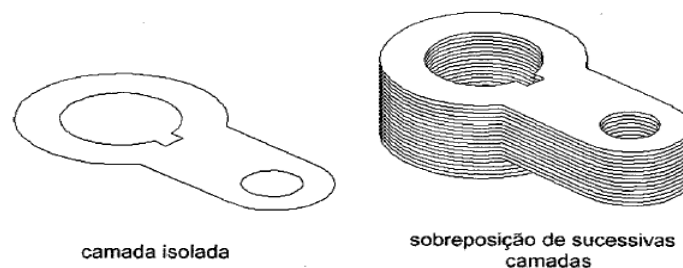


Figura 1. 9 Princípio de fabrico aditivo por camada da técnica RP (Gomide 2000).

1.2.1. Estereolitografia (SLA)

Um dos processos de RP é a estereolitografia, a qual se baseia no princípio de solidificação de líquidos. Nesta tecnologia o modelo é fabricado por camadas, sobre uma plataforma móvel (que se desloca na direção vertical) (figura 1.10) (Gomide 2000). Esta plataforma está inserida numa caixa retangular preenchida com resina foto-polimerizável, essencialmente resinas epoxídicas, acrílicas ou vinílicas, que podem secar quando submetidas à ação de radiação ultravioleta (UV) (Machado 2007; Honiball 2010).

Como já foi referido anteriormente, a técnica de prototipagem envolve a construção do modelo sequencialmente por camadas. Assim, a primeira camada do modelo, que assenta sobre a plataforma, corresponde à primeira "fatia" do modelo virtual. O sistema computadorizado da máquina SLA permite orientar e posicionar os espelhos que, por sua vez, direcionam o feixe de laser ultravioleta afim de secar a primeira camada de material com o contorno pretendido. Esta secagem localizada (solidificação da resina líquida) deve-se à formação de uma cadeia polimérica a partir dos monómeros constituintes da resina, sendo esta reação originada pela incidência dos raios UV em partículas foto-iniciadoras presentes nesta última (figura 1.10) (Gomide 2000). Terminada esta primeira camada, a plataforma desce, permanecendo ao nível da camada que irá ser seguidamente produzida, e fazendo com que a camada anteriormente solidificada fique imersa na resina líquida. Um novo contorno é solidificado de seguida pelo laser UV, formando-se uma nova camada. Este processo é repetido de forma sequencial e sucessiva até que todas as camadas constituintes do modelo estejam impressas. Concluído este processo a plataforma sobe transportando o modelo solidificado, fazendo com que este deixe de estar imerso em resina líquida e permitindo que o excesso desta, agarrado ao modelo, possa escorrer novamente para o tanque (Machado 2007).

Importa ainda referir que durante o processo de fabrico da peça são criados suportes (figura 1.11), os quais são construídos no mesmo material desta, de forma a suportá-la nas regiões em que não existem suportes fixos. Estes suportes apresentam várias vantagens uma vez que permitem fixar a peça firmemente à plataforma, evitando que flutue na resina ou oscile aquando à sua subida ou descida, facilitando ainda a sua separação quando finalizada (Gomide 2000).

Para a finalização do processo de construção da peça é necessário executar uma etapa de pós-processamento, a qual consiste na limpeza do excesso de material solidificado, na remoção dos suportes e, se necessário, um acabamento superficial manual e/ou um processo de cura da resina solidificada (Gomide 2000).

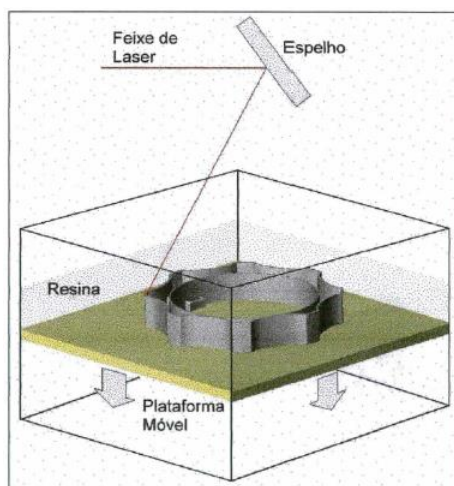


Figura 1. 10 Princípio de fabrico aditivo por SLA (Gomide 2000).

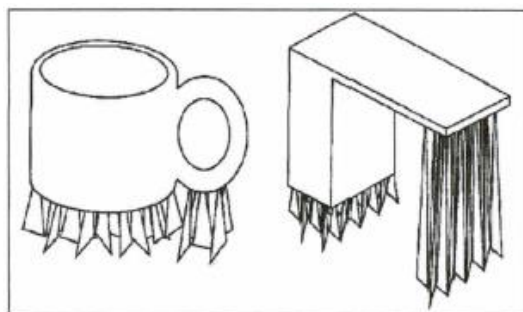


Figura 1. 11 Visualização dos suportes físicos das peças obtidas por SLA (Gomide 2000).

FORM 2 (formlabs)

O *FORM 2* é uma máquina de prototipagem rápida da empresa *Formlabs* que usa a estereolitografia (SLA) para o fabrico de modelos (figura 1.12). Embora este equipamento tenha por base a tecnologia SLA, o método com que produz os modelos não é o mais convencional (Formlabs 2016).

Contrariamente ao método convencional de SLA, no *FORM 2* a peça é fabricada sobre uma plataforma mergulhada num recipiente cheio de resina líquida e que vai sendo movimentada no sentido ascendente, ou seja, para fora do tanque (figura 1.12). Deste modo, a peça vai sendo construída por camadas, por ação do laser. Este equipamento tem capacidade para fabricar modelos com dimensões máximas de $145 \times 145 \times 175 \text{ mm}$ (volume que se torna por vezes reduzido para obter modelos à escala 1:1). É de referir que as peças fabricadas por este equipamento apresentam boa exatidão e um bom acabamento superficial, devido às finas camadas impressas (valores na gama de $25\text{-}100\mu\text{m}$) e devido ao alto poder de foco do feixe laser (até cerca $140 \mu\text{m}$) (Formlabs 2016).

Recorrendo ao *software PreForm* (fornecido pela *formlabs*), os ficheiros CAD dos modelos virtuais, principalmente em formato STL, são importados para o computador, sendo posteriormente definidas as opções da impressão (geração dos suportes e definição do plano de orientação) (Formlabs

2016).

As peças produzidas por este equipamento podem ser constituídas por diferentes tipos de material polimérico, sendo que as resinas foto-polimerizáveis mais usadas, e recomendadas pela *formlabs*, podem ser classificadas segundo as suas características em:

- **resinas flexíveis:** geram peças com aptidão para resistir preferencialmente a carregamentos de impacto ou de compressão.
- **resinas fundíveis:** originam modelos adequados para utilização em processos de fundição em cera perdida.
- **resinas resistentes:** permitem a obtenção de peças passíveis de serem sujeitas a carregamentos de impacto, de tração ou de fadiga.

De entre estes três tipos de resina, é de referir a importância das resinas fundíveis, uma vez que as peças produzidas por este tipo de resina podem constituir moldes para processos de fundição por cera perdida, dos quais se podem obter modelos biocompatíveis para uso em implantologia feitos à base de ligas de titânio, cromo-cobalto ou de aço inoxidável (Formlabs 2016). Um tipo de resina médica com intuito cirúrgico também pode ser escolhida, como é o caso da resina USP classe VI esterilizável (Logan et al. 2013).

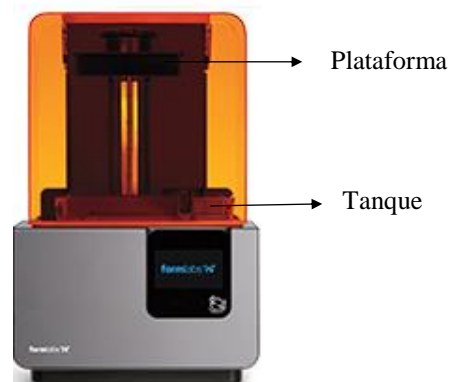


Figura 1. 12 Modelo Form 2 (Labsform 2016).

1.2.2. Sinterização/fusão seletiva a laser (SLS/SLM)

A sinterização seletiva a laser é uma técnica de prototipagem rápida baseada na fusão e na solidificação de materiais em pó (figura 1.13) (Machado 2007; Honiball 2010).

No início deste processo, uma camada fina de material, na forma de pó, é depositada numa plataforma e alisada através de um rolo. Seguidamente, é direcionado um sistema ótico de espelhos que permite que o feixe de laser de CO₂ "desenhe" o primeiro contorno na primeira camada do modelo (Machado 2007).

A ação do feixe laser permite elevar a temperatura dos pós à sua temperatura de fusão, promovendo a agregação das partículas nos pontos e áreas pretendidas. Após o arrefecimento formam-se as geometrias sólidas correspondentes às "fatias" do modelo em cada camada da construção (Gomide

2000; Woo & Kim 2016).

Após o processamento da primeira camada, a plataforma desce uma distância correspondente à espessura da próxima camada a produzir, e uma nova camada de pó é sobreposta sobre a anterior, sendo novamente alisada e nivelada pelo rolo (Machado 2007).

A construção, camada a camada, por sucessivos ciclos de fusão/solidificação continua até que toda a peça seja finalizada. Após a conclusão da peça, esta é retirada do equipamento de impressão 3D e os pós agarrados à sua superfície são removidos. O pós-processamento das peças é fundamental devido ao aspeto poroso que esta técnica lhes confere. Neste processo de acabamento, as superfícies são melhoradas através de processos de abrasão por jatos de areia e técnicas de polimento, sendo que em alguns casos, principalmente em peças de fundo metálico, a porosidade pode ser reduzida através de um revestimento à base de cobre ou de resina epóxi.

Esta última etapa de acabamento superficial deve requerer especial atenção, de forma a "conservar" todos os pormenores presentes no modelo originalmente digitalizado (Gomide 2000; Gebhardt et al. 2010).

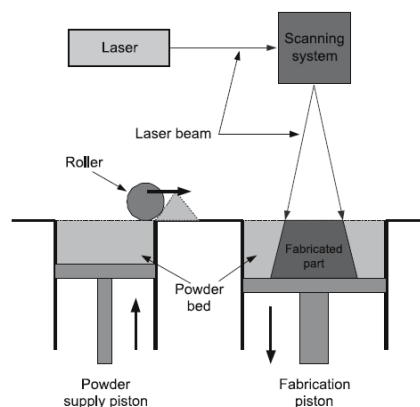


Figura 1. 13 Princípio de funcionamento da tecnologia SLS (Gomide 2000).

SLM 250 (ReaLizer)

A empresa *Realizer* projetou um equipamento de prototipagem rápida baseado na tecnologia de sinterização seletiva a laser, o modelo *SLM 250*, para a produção de componentes quer em laboratórios quer em indústrias (figura 1.14) (REALIZER 2016).

Assim, o equipamento *SLM 250* tem um espaço destinado ao fabrico aditivo de componentes até um volume máximo de 250x250x300 mm. Uma excelente precisão e exatidão, aliadas a um bom acabamento superficial das peças fabricadas, são garantidas devido à fina espessura das camadas impressas (na gama de 20-100 μm) e ao alto poder de focagem do laser, cujo valor máximo de foco é de cerca de 45 μm (REALIZER 2016).

Este equipamento consegue fabricar componentes (percursores dos pós sintetizados) principalmente nos seguintes materiais: aço ferramenta H13, titânio, alumínio, aço inoxidável 316L,

inconel e cromo-cobalto. No entanto, há que destacar as ligas de titânio, de cromo-cobalto e de aço inoxidável dadas as suas características de biocompatibilidade e de utilidade em medicina dentária (Lino et al. 2006).



Figura 1. 14 Modelo SLM 250 (ReaLizer 2016).

1.2.3. Modelação por deposição fundida (FDM)

A tecnologia de prototipagem rápida por modelação de deposição fundida baseia-se no princípio de fusão e solidificação de materiais sólidos para a construção dos modelos físicos (Woo & Kim 2016). O material é fornecido ao equipamento FDM sob a forma de um filamento de material termoplástico, geralmente ABS, elastómero ou cera (figura 1.15) (Machado 2007; Honiball 2010).

Estes materiais são armazenados sob a forma de duas bobinas associadas a um pequeno motor, que ao gerar o movimento rotativo destas promove o fornecimento do material. Os filamentos são aquecidos até à sua temperatura de fusão através de resistências, sendo o material extraído por bicos ejetores, que seguem automaticamente as direções dos comandos de construção (no plano horizontal XY), através da leitura do ficheiro do modelo virtual da peça (Gomide 2000). Solidificada a primeira camada, a plataforma desce até ao nível correspondente à espessura da próxima camada a depositar, sendo este processo repetido sucessivamente até que a peça projetada esteja concluída (Machado 2007).

A plataforma onde o material é depositado é revestida por uma espécie de espuma que impede o nivelamento perfeito das camadas de material depositado; desta forma, tal como se verifica na tecnologia SLA, a FDM requer a construção de suportes na própria peça que garantam não só a sua melhor fixação à plataforma como facilitem a sua separação quando finalizada (Machado 2007).

O facto do diâmetro do filamento de extrusão ser, por vezes, de dimensão superior a certos detalhes impressos (principalmente na presença de furos e superfícies arredondadas) faz com que as peças fabricadas possam apresentar regiões defeituosas. Neste contexto, torna-se por vezes necessário um pós-processamento por formas de acabamento manual à semelhança de outras técnicas, através da remoção dos suportes e processos de polimento (Gomide 2000).

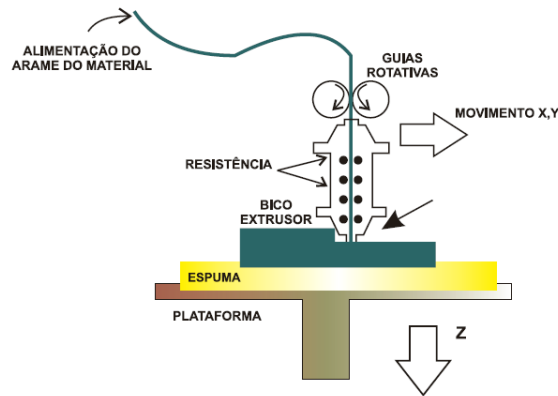


Figura 1. 15 Princípio de funcionamento da tecnologia FDM (Machado 2007)

ULTIMAKER 2

O modelo "*ULTIMAKER 2*" usa o método de FDM para, com auxílio do *software Cura*, construir as peças de composição termoplástica (figura 1.16). Este equipamento é capaz de fabricar uma peça com um volume máximo de 223x223x205 mm. A precisão deste tipo de impressão não é tão rigorosa como a verificada nas técnicas de SLA e SLS, dado o maior diâmetro do filamento em que o material é depositado (de 0,25 a 0,8 mm). Em contrapartida, o modelo da *Ultimaker* permite posicionar os bicos extrusores com uma precisão de 12,5 µm no plano horizontal (segundo os eixos X-Y), e na da ordem de 5 µm no posicionamento vertical da plataforma (segundo o eixo Z) (Ultimaker 2016).

Uma das vantagens da tecnologia FDM, comparativamente à SLA e SLS, é a possibilidade de se obter a peça com duas cores e/ou materiais diferentes, de maneira a distinguir certos componentes que a compõem (Ultimaker 2016). O material mais usado em FDM são os filamentos de PLA dadas as suas boas propriedades mecânicas. Para uso cirúrgico existem ainda filamentos ABS de grau médico, como é o caso dos filamentos esterilizáveis FDA USP CLASS VI, que permitem ser implantados por um período temporário (Liu, Leu & Schmitt 2006).



Figura 1. 16 Modelo Ultimaker 2+ (Ultimaker 2016).

1.3. Tipos de protótipos

Tanto os modelos em formato virtual, modelados através de programas computacionais *CAD* como os modelos em formato físico fabricados por equipamento *CAM* designam-se por "protótipos virtuais" ou "protótipos físicos", respetivamente (Lino et al. 2006).

No caso específico da tecnologia de Prototipagem Rápida, os protótipos físicos construídos por sobreposição de camadas podem ser classificados em "protótipos de visualização" ou em "protótipos funcionais":

- Os "protótipos de visualização" são usados principalmente como demonstração da forma e da estética de um produto em desenvolvimento e podem ter ou não a escala real da peça final. São geralmente usados em contextos de análise e discussão por grupos de projetistas (Gomide 2000).
- Os "protótipos funcionais" são construídos com a geometria e as características da peça final que se deseja obter, isto é, à escala real (1:1) e com o mesmo material constituinte. Assim, este tipo de protótipo permite recriar as propriedades físicas, mecânicas, térmicas, químicas, elétricas e óticas em condições muito próximas ou mesmo iguais à peça original, podendo este corresponder à peça final ou apenas ser usado como forma de simulação computacional (Gomide 2000).

1.3.1. Aplicações da Prototipagem Rápida na medicina dentária

Modelação e fabrico de próteses dentárias sobre implantes

A confeção das estruturas protéticas para reabilitação oral sobre implantes, pode ser simulada numericamente (figura 1.17), simplificada e sustentada pelo uso integrado de sistemas *CAD* e de Prototipagem Rápida.

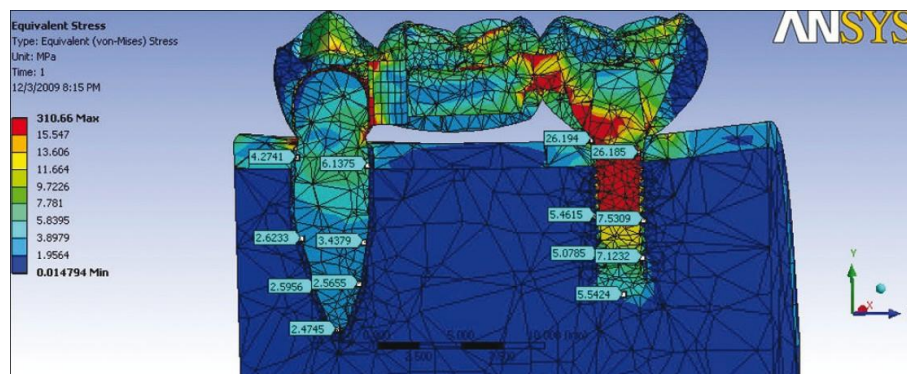


Figura 1. 17 Análise estrutural estática de um protótipo virtual referente a um implante para suporte de uma prótese dentária, recorrendo ao *software* Ansys (Kumar, Kovoov & Oommen 2011).

Esta metodologia começa por obter imagens médicas da estrutura maxilo-facial do paciente e, a partir dela, modela-se virtualmente o componente a reabilitar proteticamente sobre os implantes e procede-se ao seu fabrico:

- Recorrendo a processos de fundição por cera perdida, em que é confeccionada uma réplica do implante num modelo de cera, impresso por RP (podendo-se usar a técnica SLA com resina fundível). O modelo de cera é colocado no interior de uma caixa cheia de areia refratária, que de seguida é preenchida pelo metal fundido e da qual resulta a fusão e sublimação da cera e a sua substituição pelo material biocompatível que depois de arrefecido forma a estrutura protética (figura 1.18). É ainda requerido um processo de acabamento de forma a alisar a superfície rugosa característica deste tipo de fundição e remover excessos de material e erros devidos à deformação por calor (Liu, Leu & Schmitt 2006);

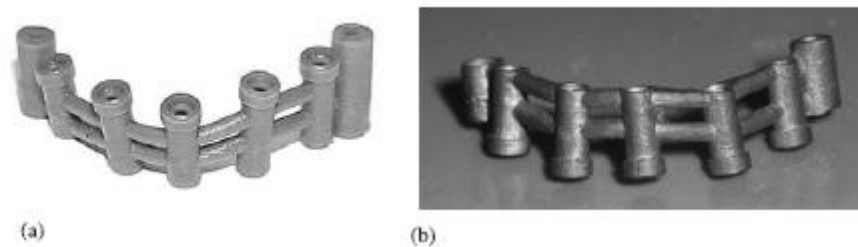


Figura 1. 18 Modelo de material fundível construído a partir da tecnologia RP (a) e posterior obtenção da peça final a partir de fundição por cera fundida (b) (Liu, Leu & Schmitt 2006).

- Recorrendo ao uso das tecnologias RP de SLS/SLM, a partir das quais podem construir-se diretamente as estruturas dentárias para reabilitação oral sobre implantes (figuras 1.19 e 1.20). Estas estruturas podem ser então fabricadas em material biocompatível, essencialmente ligas de titânio (Ti6Al4V) ou ligas de cromo-cobalto (CoCr) (Kruth et al. 2007).

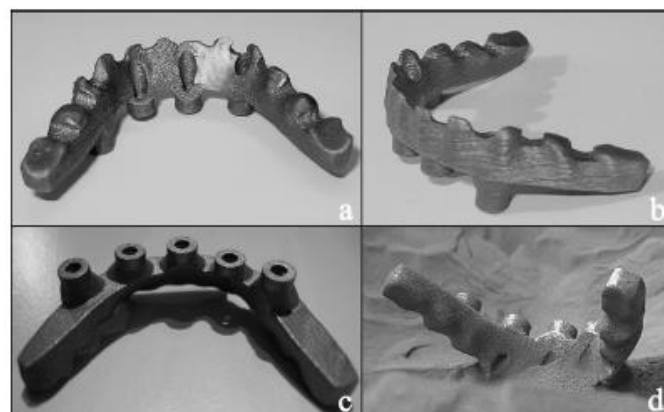


Figura 1. 19 Estruturas dentárias para reabilitação produzidas por SLS/SLM, em aço inoxidável (a,b) e em liga de titânio (c,d) (Kruth et al. 2007).

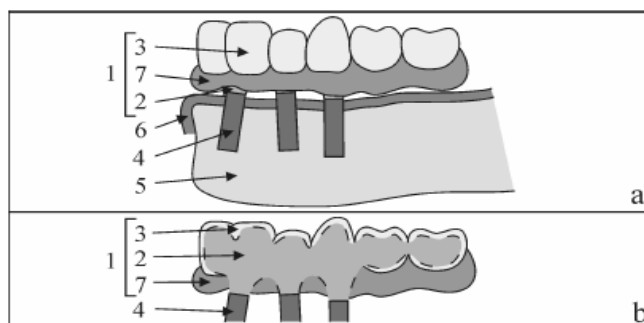


Figura 1. 20 Esquema do implante para suporte de próteses dentárias, com representação da sua inserção na estrutura mandibular (a) e vista em corte da sua secção (b). É possível identificar: as próteses (1), a armação (2), os dentes (3), os implantes orais (4), o osso mandibular (5), os tecidos moles (6) e a gengiva artificial (7) (Kruth et al. 2007).

Apoio ao planeamento de cirurgias

O planeamento e simulação da operação cirúrgica, através da obtenção de biomodelos personalizados para o paciente em questão, tem inúmeras vantagens para a eficácia e o sucesso da operação, uma vez que com este pré-procedimento os riscos cirúrgicos são minimizados assim como o fator tempo, o qual também é de especial importância. (Machado 2007; Freitas, Costa & Ribeiro 2010; Liu, Leu & Schmitt 2006). Na Figura 1.21 é apresentado um exemplo de pré-planeamento de uma cirurgia para colocação de enxerto ósseo. É replicada a estrutura maxilo-facial do paciente num modelo produzido por tecnologia RP. Este modelo serve de guia para confeccionar e esculpir os blocos de osso do dador de forma que estejam perfeitamente adaptáveis e o seu ajuste seja muito preciso na cirurgia (Machado 2007).



Figura 1. 21 (a) Procedimento de desbaste das estruturas ósseas implantáveis; (b) planeamento da sua adaptação; (c) estruturas finalizadas para implantação no paciente (Machado 2007).

Construção de guias cirúrgicas

Através da obtenção das imagens médicas do paciente é possível construir um modelo virtual onde estão presentes as formas complexas dos dentes, ossos da mandíbula, bem como a localização de outras estruturas anatómicas como nervos e vasos sanguíneos (figura 1.22). Com este modelo é possível projetar em *CAD* uma guia funcional para orientar com precisão a introdução no osso das brocas de preparação do leito ósseo, processo prévio à colocação de implantes (figura 1.23). Tal procedimento tem

bastante utilidade nos casos em que a estrutura óssea, que vai albergar os implantes, tem uma dimensão limitada. A perfuração do osso pela broca é assim projetada com base na localização e orientação desejada de forma a alcançar máxima precisão para a posterior colocação de implantes (Liu, Leu & Schmitt 2006).

A modelação virtual desta guia, com base em imagens tomográficas dos contornos ósseos mandibulares do paciente, pode ser executada usando *softwares* desenho 3D, tal como o *SurgiGuide*, e seguidamente transferida para um equipamento de prototipagem rápida para sua construção física (Machado 2007; Liu, Leu & Schmitt 2006).

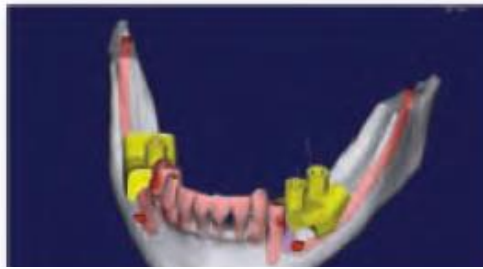


Figura 1. 22 Projeção e planeamento virtual da posição das guias a usar (Machado 2007).

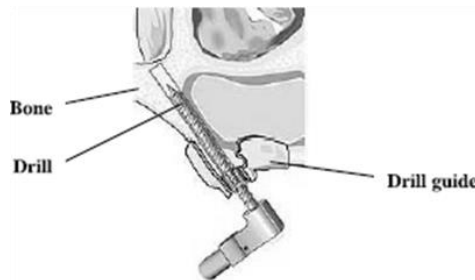


Figura 1. 23 Processo de perfuração orientado e apoiado no modelo da guia projetada (Liu, Leu & Schmitt 2006).

Ortótese

Os modelos virtuais obtidos por digitalização, quer tomográfica quer ótica, podem fornecer também uma geometria precisa para projetar aparelhos ortodônticos. O fabrico aditivo dos aparelhos rigorosamente modelados (figura 1.24) de acordo com todos os pormenores intraorais do caso em questão, permite melhorar aspetos como estabilidade e conforto do seu uso, bem como reduzir tempos e custos associados à produção dos mesmos (Liu, Leu & Schmitt 2006; Salmi 2013).



Figura 1. 24 Placa oclusal produzida por fabrico aditivo de prototipagem rápida (Salmi 2013).

1.4. Simulação numérica e análise estrutural

1.4.1. Aplicação do MEF para análise estrutural

Tanto os aparelhos ortodônticos como os implantes são colocados em contacto (direto no caso de implantes, ou indireto no caso de dispositivos ortodônticos) com a estrutura óssea mandibular e/ou maxilar tornando-se necessário conhecer algumas das suas propriedades mecânicas, nomeadamente o módulo de elasticidade, o coeficiente de Poisson, a tensão admissível à compressão e a massa volúmica (Misch, Bidez & Qu 1999). Estas propriedades variam em função das várias regiões da mandíbula e maxila humanas, sendo esta complexidade anatómica devida a vários fatores: composição e características ósseas e dentárias, comportamento dos músculos mandibulares e a forma como exercem as suas contrações (Aguiar, Costa & Henrique 2006).

De entre os vários métodos que podem ser usados na análise estrutural de sistemas anatómicos (métodos foto-elásticos, modelos matemáticos analíticos, análises experimentais em cadáveres humanos ou animais), as formas de análise oferecidas pelo método de elementos finitos (MEF) são as que se revelam mais apropriadas, uma vez que permitem modelar matematicamente geometrias complexas e de elevada heterogeneidade, sob a discretização de meios contínuos em conjuntos de elementos (descritos por meio de equações diferenciais), os quais caracterizam as propriedades originais do objeto a projetar. Através da resolução matemática dos sistemas de equações diferenciais, onde estão relacionados todos os elementos individuais constituintes do conjunto, consegue-se obter um campo de resultados referente à análise estrutural pretendida (Lotti et al. 2006).

Dada a boa capacidade de modelação de geometrias complexas e irregulares (características de estruturas anatómicas como as dos tecidos e dentes, bem como das estruturas artificiais referentes aos aparelhos dentários) o método dos elementos finitos têm-se mostrado de grande utilidade na realização de estudos a nível médico, sendo já usado em estudos para aplicações ortodônticas (Lotti et al. 2006). Além de todas as vantagens oferecidas por este método, a sua natureza não-destrutiva permite a realização de testes biomecânicos usando um único modelo virtual, constituindo assim uma forma menos dispendiosa de recursos materiais (Rossi 2013).

Assim, através do método de elementos finitos, é possível modelar e analisar casos referentes a

estruturas dento-maxilo-mandibulares, de modo a que estas transmitam realidade anatómica. Para tal é necessário estabelecer uma série de parâmetros de forma a definir a análise numérica no *software*, seguindo o conjunto de procedimentos:

- Discretização do modelo anatómico virtual 3D numa estrutura de elementos finitos, recorrendo a programas computacionais específicos.
- Associar as corretas propriedades físicas, químicas e mecânicas a cada elemento finito ou conjuntos de elementos finitos (esta constitui a primeira etapa do pré-processamento), de modo a que estas se aproximem do modelo real;
- Definir as condições de fronteira da estrutura projetada e quais os limites dos movimentos que executa, assim como restrições cinemáticas;
- Especificar os módulos e direções das cargas (forças, pressões e momentos de força) a aplicar ao modelo, dando assim por terminada a fase do pré-processamento do modelo de MEF;
- A primeira etapa do pós-processamento consiste no cálculo das relações entre sistemas de forças, sendo esta fase executada de forma autónoma pelo *software* dada a complexidade das morfologias que podem entrar no estudo;
- A etapa final do pós-processamento diz respeito à obtenção dos resultados da análise estrutural, que consistem essencialmente nos valores de deslocamento, deformação e tensão obtidos em cada elemento finito do modelo, os quais podem ser representados por uma escala de cores em que cada tom é associado a um diferente grau de deformação (Lotti et al. 2006; Rossi 2013).

1.4.2. Biomecânica ortodôntica

Estrutura óssea mandibular e suas propriedades

A análise anatómica dentária pressupõe a determinação das propriedades físicas e mecânicas das estruturas que se pretendem estudar, e a sua introdução no modelo de elementos finitos. Esta fase inicial é de extrema importância para a obtenção de resultados próximos à realidade anatómica, dado que a associação de propriedades corretas a cada elemento irá influenciar os valores das forças a atuar no biomecanismo bucal (Lotti et al. 2006; Correia et al. 2008).

Das várias teorias de deformação existentes, os fenómenos viscoelásticos (deformação elástica dependente do tempo) e os fenómenos visco-plásticos (deformação permanente dependente do tempo) são os que melhor descrevem as deformações dentárias. No entanto, são essencialmente os fenómenos visco-plásticos que na realidade predominam na atividade dentária. Isto deve-se à permanente alteração estrutural e comportamental do osso trabecular e do ligamento periodontal, de forma a garantir progressivamente uma melhor adaptação aos esforços dentários exigidos, alterando a posição dos dentes ao longo do tempo e diminuindo cada vez mais o comportamento elástico dos ligamentos e dos ossos. Este processo de remodelação aumenta a massa óssea nas regiões de maior concentração de forças

(formação de trabéculas), de forma a induzir maior resistência às forças aplicadas nesses sistemas (Nizo 2013).

Simultaneamente, a dependência do fator tempo característico dos comportamentos viscoelástico e visco-plástico torna a determinação das propriedades mecânicas e físicas um processo complexo de executar. De modo a evitar a dependência temporal, característica da remodelação óssea, é de grande utilidade usar-se análises simplificadas em que os modelos são considerados linearmente elásticos, sendo que a deformação em cada instante é diretamente proporcional às forças nele aplicadas nesse mesmo instante (Lotti et al. 2006).

Deste modo, numa análise estrutural é essencial definir duas propriedades fundamentais que descrevem o modelo linearmente elástico, as quais são: o Coeficiente de *Poisson*, que mede o valor absoluto da deformação transversal em relação à direção longitudinal de aplicação da carga de tração num material homogêneo, e o Módulo de *Young* ou de Elasticidade longitudinal, o qual corresponde a uma constante dada pela inclinação da reta de proporcionalidade linear entre a tensão aplicada e o respetivo valor de deformação a que o material é submetido. Estas propriedades mecânicas foram obtidas a partir de experimentação *in vivo* e *in vitro* e podem preencher as estruturas sob a forma isotrópica (onde as propriedades mecânicas são iguais em todos os pontos da estrutura, independentemente da sua direção), ortotrópica (em que as propriedades mecânicas são iguais apenas em duas das três direções principais) ou ainda anisotrópica (na qual as propriedades são diferentes em todas as direções) (Lotti et al. 2006; Rossi 2013).

Como já foi referido, as estruturas ósseas são estruturas microscópicas muito complexas que estão em constante adaptação, de forma a corresponderem ao comportamento mecânico que lhes é exigido, nomeadamente no desempenho das funções de suporte e integridade estrutural, bem como de proteção e fixação de órgãos vitais internos (Aguiar, Costa & Henrique 2006; Fontes 2010; Nizo 2013).

Uma vez que a mandíbula é composta por uma grande diversidade de elementos, cada um dos quais com propriedades muito específicas e que podem estar arrançados segundo estruturas muito aleatórias, esta apresenta grande heterogeneidade estrutural. De forma a simplificar esta heterogeneidade na análise de tensões da estrutura óssea mandibular, é comum dividi-la em três regiões principais: osso cortical, osso trabecular e mucosa, onde cada uma das regiões é constituída por um material homogêneo de natureza isotrópica e linearmente elástica (figura 1.25) (Aguiar, Costa & Henrique 2006).



Figura 1. 25 Estrutura mandibular (Aguiar, Costa & Henrique 2006).

- A **mucosa** é um tecido delgado com cerca de 3 milímetros de espessura que reveste a camada externa superior da mandíbula, bem como toda a cavidade bucal (Aguiar, Costa & Henrique 2006).
- O **osso trabecular** é constituído por fibras de tecidos organizados numa estrutura de forma alveolar, sendo o constituinte principal que preenche o interior da mandíbula (figuras 1.25 e 1.26) (Aguiar, Costa & Henrique 2006). No esqueleto humano, este tipo de osso representa cerca de 20% do seu total; no entanto, na mandíbula é a estrutura óssea predominante e mais bem adaptada a receber cargas compressivas, com a vantagem de ter um metabolismo muito ativo que facilita a sua regeneração (Nizo 2013). Esta estrutura óssea tem uma massa volúmica que varia no intervalo de valores compreendidos entre 100 e 900 kg/m³, enquanto que as suas propriedades mecânicas admissíveis à compressão variam entre 4 e 12 MPa e 1,37 GPa para o módulo de *Young* (Fontes 2010; Aguiar, Costa & Henrique 2006; Gultekin, Gultekin P. & Yalcin 2012).



Figura 1. 26 Estrutura do osso trabecular na mandíbula (Nizo 2013).

- O **osso cortical** (figura 1.27), também designado por osso compacto por ser constituído por uma sobreposição de lamelas finas de tecido ósseo que lhe proporcionam uma elevada rigidez, é a constituição externa da mandíbula (Aguiar, Costa & Henrique 2006). Macroscopicamente, este tipo de tecido ósseo cobre cerca de 80% do esqueleto humano e caracteriza-se por ser muito mais denso que o osso trabecular (na faixa de 1800-2000 kg/m³), apresentando melhores propriedades mecânicas à compressão, com um módulo de *Young* variável de 13,7 GPa e uma tensão admissível à compressão compreendida entre os 110 a 130 MPa, sendo estes valores fortemente influenciados consoante a sua

localização no esqueleto (Fontes 2010; Aguiar, Costa & Henrique 2006; Gultekin, Gultekin P. & Yalcin 2012).

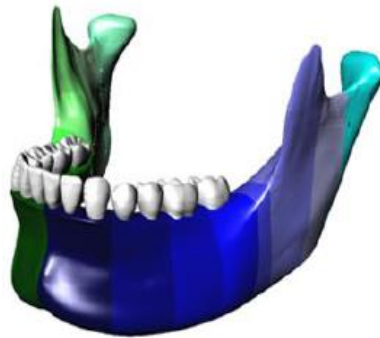


Figura 1. 27 Estrutura do osso cortical na mandibula (Nizo 2013).

- Os dentes são constituídos por quatro subestruturas principais: esmalte, dentina, cimento e polpa (figura 1.28) (Bellarine Dental Loungue 2016). Por sua vez, as raízes das estruturas dentais são fixadas à estrutura óssea (cavidades alveolares) através dos ligamentos periodontais.



Figura 1. 28 Principais subestruturas da constituição dentária (Bellarine Dental Loungue).

Para o estudo das principais estruturas anatômicas consideraram-se que as mesmas seriam representadas por modelos linearmente elásticos, definidos de acordo com duas propriedades mecânicas: o Módulo de Elasticidade e o Coeficiente de Poisson. Estas propriedades são referenciadas, de forma isotrópica, na tabela 1.1.

Tabela 1.1 Propriedades mecânicas isotrópicas das estruturas anatômicas mandibulares (Aguiar, Costa & Henrique 2006; Nizo 2013; Lotti et al. 2006; Gultekin, Gultekin P. & Yalcin 2012).

Material	Módulo de Elasticidade Longitudinal, E (MPa)	Coeficiente de Poisson, ν
Mucosa	1,0	0,37
Osso trabecular	$1,37 \times 10^3$	0,3
Osso cortical	$13,7 \times 10^3$	0,3
Dente	$19,6 \times 10^3$	0,3
Esmalte	41×10^3	0,3
Dentina	19×10^3	0,31
Polpa	2,07	0,45

Dado o elevado grau de heterogeneidade do osso cortical (figuras 1.29 e 1.30), e a sua elevada importância na estrutura mandibular como reforço na área sujeita a maior deformação, é relevante referir as suas propriedades anisotrópicas (Tabelas 1.2 e 1.3), resultantes de estudos *in vitro* (Nizo 2013).

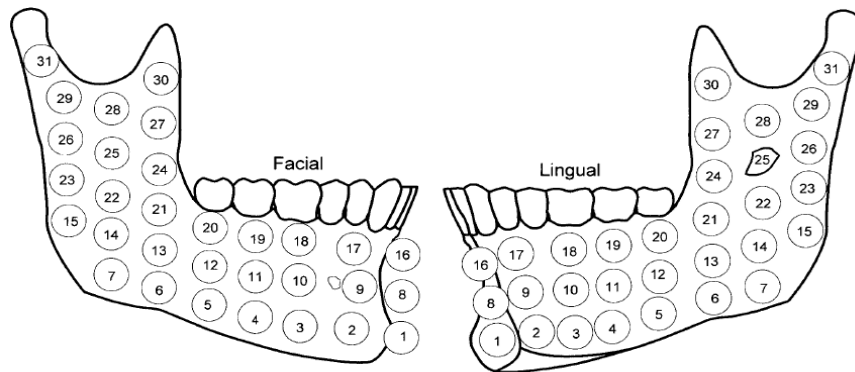


Figura 1. 29 Estrutura mandibular dividida em trinta e uma regiões, com vista a avaliar as suas propriedades de forma anisotrópica em ambos os córtices facial e lingual (Schwartz-Dabney & Dechow 2003).



Figura 1. 30 Representação do modelo numa malha de elementos finitos, com discretização das suas propriedades (Nizo 2013).

Tabela 1.2 Propriedades mecânicas* (módulo de elasticidade- E e módulo de rigidez- G) do osso cortical da mandibular, avaliadas nos córtices facial (F) e lingual (L), e segundo os eixos: x (1), y (2) e z (3). A estrutura é dividida nas seguintes áreas: sínfise mandibular (Sym), base da mandíbula ($Infbor$), ângulo da mandíbula ($Angle$), parte média do corpo da mandíbula ($Midbod$), parte média do ramo da mandíbula ($Midram$), borda posterior do ramo mandibular ($Posbor$), processo coronoide (Cor) processo condilar ($Cond$) (Schwartz-Dabney & Dechow 2003).

St	Sd	Area	E ₁		E ₂		E ₃		G ₁₂		G ₃₁		G ₂₃	
			Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
1	F	Sym	12.1	2.0	14.8	1.3	22.0	4.2	4.4	0.9	4.7	0.5	6.3	0.8
2	F	Sym	11.8	1.4	15.9	1.9	21.4	4.2	4.7	0.6	5.2	0.7	7.2	0.7
3	F	Infbor	12.3	1.7	16.6	2.3	23.0	3.1	4.9	0.9	5.5	0.8	7.7	0.8
4	F	Infbor	13.0	1.8	17.9	1.7	25.0	4.3	5.0	0.5	5.6	0.7	7.8	0.9
5	F	Infbor	12.1	1.2	18.4	2.3	21.8	3.8	4.9	0.3	5.6	0.6	7.6	0.8
6	F	Angle	11.2	0.9	17.3	1.5	19.1	3.3	4.8	0.4	5.2	0.4	7.6	0.3
7	F	Angle	11.5	1.1	18.8	2.9	21.1	5.5	4.6	0.4	5.0	0.2	6.9	0.7
8	F	Sym	11.0	1.2	15.8	2.8	19.5	4.6	4.3	0.5	4.8	0.6	6.4	0.8
9	F	Sym	11.5	1.2	14.6	1.5	19.8	4.0	4.6	0.4	5.2	0.6	7.2	0.9
10	F	Midbod	11.9	2.2	18.0	2.9	20.3	5.7	4.8	0.5	5.4	0.9	7.4	1.3
11	F	Midbod	13.0	1.3	17.6	3.0	22.5	5.6	5.1	0.5	5.8	0.5	7.6	0.6
12	F	Midbod	13.7	1.4	19.2	1.3	24.2	4.5	5.3	0.7	5.8	0.7	7.9	0.5
13	F	Midram	13.6	1.6	19.3	1.5	25.5	4.5	5.0	0.3	5.9	0.5	7.8	0.6
14	F	Angle	14.0	1.7	19.8	2.3	28.5	5.5	5.2	0.8	5.8	0.7	7.9	0.3
15	F	Posbor	13.2	1.0	17.0	1.6	25.1	3.1	4.8	0.5	5.5	0.7	7.4	0.7
16	F	Sym	11.2	1.1	14.8	2.6	18.3	4.3	4.5	0.7	4.7	0.6	5.7	0.7
17	F	Sym	11.5	1.6	16.4	2.1	19.0	4.5	4.9	0.9	5.3	0.8	6.6	0.7
18	F	Alv	13.0	1.9	18.7	1.8	22.2	4.1	5.2	0.6	5.4	0.5	7.5	0.7
19	F	Alv	13.8	2.8	17.6	2.7	23.8	6.8	5.3	0.7	5.8	0.7	7.6	0.6
20	F	Alv	14.1	2.1	18.4	2.1	26.2	6.9	5.4	0.7	5.9	0.8	7.9	1.0
21	F	Midram	14.3	1.8	20.5	2.4	27.8	4.8	5.1	0.6	5.8	0.5	8.2	0.6
22	F	Midram	12.9	1.9	18.6	1.6	23.5	4.7	5.3	0.8	5.7	0.9	7.8	0.8
23	F	Posbor	14.0	2.0	18.8	1.8	27.3	6.5	5.4	0.7	5.6	0.4	7.8	0.7
24	F	Midram	12.9	1.0	19.3	1.4	22.7	4.6	4.9	0.6	5.4	0.7	7.7	0.5
25	F	Midram	12.9	1.7	19.9	1.1	23.8	5.1	5.2	0.5	5.6	0.5	7.6	0.7
26	F	Posbor	13.7	1.9	18.6	1.7	25.9	7.2	5.2	0.4	5.5	0.5	7.6	0.7
27	F	Cor	13.9	1.8	20.2	2.2	27.3	5.2	5.2	0.6	5.7	0.4	7.8	0.7
28	F	Midram	11.5	1.8	19.3	2.6	19.6	3.4	5.0	0.5	5.5	0.7	7.7	0.7
29	F	Cond	13.3	1.7	17.7	1.3	26.6	5.5	4.9	0.6	5.5	0.3	7.7	0.5
30	F	Cor	14.1	2.1	18.9	1.8	29.8	6.4	5.2	0.4	5.8	0.7	7.5	0.7
31	F	Cond	13.1	1.7	18.3	1.5	25.3	4.1	5.2	0.6	5.6	0.7	7.2	0.4
1	L	Sym	12.2	2.3	16.6	2.1	18.5	4.7	5.2	0.6	5.9	0.8	7.1	1.0
2	L	Sym	13.0	2.3	16.9	1.4	21.1	5.5	5.2	0.7	6.0	0.7	7.6	0.8
3	L	Infbor	12.9	2.1	17.0	3.4	22.0	6.6	5.1	0.6	5.7	0.4	7.6	0.9
4	L	Infbor	12.3	2.0	17.7	2.3	21.0	3.2	5.0	0.7	5.5	0.8	7.5	0.8
5	L	Infbor	12.5	1.7	18.8	1.3	20.7	3.1	5.0	0.6	5.4	0.6	7.8	0.6
6	L	Angle	12.7	1.8	20.2	2.6	22.9	4.1	5.0	0.6	5.5	0.6	8.0	0.7
7	L	Angle	12.6	1.1	18.6	2.5	22.3	4.5	5.1	0.5	5.4	0.6	7.5	0.8
8	L	Sym	13.1	1.7	17.5	1.5	22.0	5.2	5.0	0.5	5.7	0.5	7.2	0.8
9	L	Sym	13.2	1.4	17.9	1.5	22.8	6.2	5.3	0.4	5.7	0.4	7.6	0.7
10	L	Midbod	12.1	1.3	19.2	2.2	20.1	3.7	4.9	0.3	5.5	0.5	7.6	0.8
11	L	Midbod	11.7	1.6	18.1	2.4	17.9	2.6	5.0	0.5	5.4	0.6	7.0	0.8
12	L	Midbod	11.6	1.9	18.0	3.2	19.0	3.7	5.1	0.7	5.0	0.6	7.1	0.8
13	L	Midram	12.4	1.3	19.6	1.6	20.0	2.5	5.1	0.6	5.1	0.7	7.4	0.6
14	L	Angle	13.2	2.4	21.1	2.1	26.4	6.3	5.0	0.5	5.8	1.1	8.1	0.4
15	L	Posbor	12.1	1.3	17.3	2.6	26.7	5.3	4.5	0.5	5.2	0.5	6.7	0.6
16	L	Sym	12.1	1.5	17.7	1.8	19.5	3.7	4.9	0.6	5.1	0.6	6.5	0.4
17	L	Sym	12.4	1.6	17.3	2.5	22.0	6.0	4.9	0.6	5.5	0.7	7.5	0.6
18	L	Alv	13.4	1.2	16.3	2.0	21.4	3.0	5.2	0.7	5.5	0.4	6.9	0.5
19	L	Alv	12.6	1.9	16.2	2.6	20.2	5.0	5.2	0.6	5.3	0.5	6.8	0.6
20	L	Alv	12.6	2.1	17.2	1.9	19.8	4.3	5.1	0.7	5.5	0.6	6.8	0.6
21	L	Midram	12.5	1.6	19.0	2.2	22.4	3.0	5.0	0.6	5.6	0.6	7.5	0.7
22	L	Midram	12.4	1.9	19.1	3.4	21.8	5.5	5.3	1.0	5.4	0.7	7.3	0.8
23	L	Posbor	12.9	1.8	18.2	2.3	25.9	4.7	4.9	0.5	5.2	0.6	6.9	0.7
24	L	Midram	12.8	2.0	18.2	2.8	24.1	5.5	5.0	0.8	5.3	0.6	7.3	0.7
25	L	Midram	12.1	2.1	17.7	2.5	23.7	6.7	4.8	0.4	5.2	0.6	6.9	1.0
26	L	Posbor	12.5	1.4	16.5	2.9	23.2	4.3	4.7	0.7	5.0	1.0	6.8	0.8
27	L	Cor	12.6	1.5	18.4	1.7	24.8	5.2	5.0	0.2	5.1	0.7	7.4	0.5
28	L	Midram	13.4	1.4	16.1	2.4	23.1	3.0	5.0	0.4	5.5	0.7	7.0	1.1
29	L	Cond	13.1	1.1	18.1	1.9	26.5	4.1	5.0	0.5	5.3	0.5	7.5	0.7
30	L	Cor	13.9	2.7	16.1	0.8	26.2	9.4	5.4	0.6	5.7	1.0	6.8	1.3
31	L	Cond	12.2	1.5	17.4	2.0	21.7	4.9	5.1	0.8	5.4	0.7	7.1	0.5

Nota: *valores em [GPa].

Tabela 1.3 Valores* dos Coeficientes de *Poisson* (ν) nas diferentes regiões a discretizar** (Schwartz-Dabney & Dechow 2003).

St	Sd	Area	ν_{12}		ν_{13}		ν_{21}		ν_{23}		ν_{31}		ν_{32}	
			Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
1	F	Sym	0.28	0.10	0.25	0.09	0.34	0.10	0.23	0.08	0.44	0.13	0.32	0.08
2	F	Sym	0.18	0.09	0.34	0.07	0.23	0.12	0.32	0.08	0.60	0.07	0.41	0.06
3	F	Infbor	0.20	0.13	0.31	0.05	0.26	0.16	0.29	0.06	0.58	0.08	0.40	0.05
4	F	Infbor	0.19	0.11	0.29	0.06	0.26	0.14	0.27	0.06	0.56	0.10	0.37	0.05
5	F	Infbor	0.14	0.09	0.34	0.09	0.21	0.13	0.31	0.09	0.59	0.08	0.36	0.06
6	F	Angle	0.10	0.06	0.40	0.07	0.15	0.09	0.38	0.07	0.66	0.05	0.41	0.04
7	F	Angle	0.14	0.07	0.31	0.11	0.22	0.11	0.28	0.10	0.54	0.11	0.30	0.07
8	F	Sym	0.18	0.09	0.30	0.11	0.25	0.12	0.28	0.11	0.50	0.12	0.33	0.10
9	F	Sym	0.17	0.09	0.33	0.13	0.21	0.10	0.35	0.09	0.54	0.17	0.46	0.10
10	F	Midbod	0.15	0.09	0.37	0.10	0.22	0.12	0.34	0.10	0.61	0.10	0.36	0.06
11	F	Midbod	0.19	0.09	0.34	0.11	0.25	0.10	0.32	0.11	0.55	0.11	0.38	0.08
12	F	Midbod	0.20	0.09	0.30	0.09	0.27	0.12	0.27	0.09	0.51	0.10	0.33	0.06
13	F	Midram	0.22	0.11	0.28	0.08	0.30	0.14	0.25	0.08	0.52	0.10	0.32	0.06
14	F	Angle	0.23	0.11	0.23	0.09	0.31	0.13	0.21	0.09	0.45	0.14	0.28	0.08
15	F	Posbor	0.26	0.10	0.25	0.07	0.33	0.11	0.23	0.07	0.47	0.13	0.32	0.07
16	F	Sym	0.21	0.12	0.27	0.09	0.26	0.13	0.25	0.09	0.42	0.12	0.29	0.06
17	F	Sym	0.15	0.16	0.35	0.11	0.19	0.16	0.33	0.11	0.56	0.14	0.36	0.06
18	F	Alv	0.17	0.11	0.33	0.07	0.23	0.13	0.30	0.07	0.55	0.11	0.35	0.05
19	F	Alv	0.22	0.14	0.31	0.12	0.27	0.16	0.29	0.12	0.50	0.14	0.36	0.09
20	F	Alv	0.22	0.12	0.28	0.11	0.29	0.16	0.26	0.12	0.49	0.12	0.34	0.10
21	F	Midram	0.23	0.11	0.23	0.09	0.31	0.13	0.25	0.11	0.45	0.17	0.33	0.12
22	F	Midram	0.14	0.09	0.33	0.07	0.20	0.12	0.30	0.07	0.59	0.09	0.37	0.06
23	F	Posbor	0.21	0.12	0.26	0.09	0.27	0.15	0.24	0.09	0.49	0.11	0.32	0.07
24	F	Midram	0.19	0.11	0.32	0.10	0.28	0.16	0.28	0.12	0.53	0.09	0.31	0.08
25	F	Midram	0.15	0.10	0.31	0.09	0.22	0.13	0.29	0.10	0.56	0.13	0.33	0.07
26	F	Posbor	0.22	0.13	0.27	0.12	0.29	0.15	0.25	0.12	0.48	0.17	0.31	0.10
27	F	Cor	0.22	0.09	0.25	0.07	0.31	0.11	0.22	0.07	0.47	0.10	0.28	0.05
28	F	Midram	0.12	0.09	0.39	0.06	0.20	0.13	0.32	0.13	0.66	0.15	0.33	0.13
29	F	Cond	0.24	0.11	0.25	0.10	0.32	0.13	0.23	0.10	0.48	0.15	0.32	0.08
30	F	Cor	0.25	0.14	0.19	0.09	0.31	0.16	0.18	0.08	0.39	0.14	0.26	0.09
31	F	Cond	0.20	0.07	0.26	0.09	0.27	0.09	0.22	0.07	0.49	0.16	0.29	0.08
1	L	Sym	0.15	0.11	0.40	0.10	0.20	0.12	0.36	0.11	0.60	0.14	0.38	0.09
2	L	Sym	0.19	0.12	0.35	0.11	0.24	0.14	0.33	0.11	0.54	0.14	0.38	0.07
3	L	Infbor	0.18	0.12	0.34	0.13	0.23	0.16	0.32	0.13	0.54	0.13	0.39	0.12
4	L	Infbor	0.15	0.08	0.35	0.08	0.21	0.09	0.33	0.08	0.59	0.11	0.38	0.08
5	L	Infbor	0.15	0.06	0.37	0.06	0.23	0.08	0.34	0.06	0.60	0.08	0.37	0.05
6	L	Angle	0.17	0.13	0.32	0.09	0.25	0.16	0.29	0.10	0.57	0.10	0.32	0.05
7	L	Angle	0.16	0.08	0.33	0.07	0.23	0.10	0.31	0.07	0.56	0.07	0.36	0.05
8	L	Sym	0.22	0.12	0.32	0.10	0.28	0.13	0.30	0.10	0.52	0.10	0.35	0.05
9	L	Sym	0.18	0.11	0.33	0.11	0.23	0.14	0.31	0.11	0.54	0.12	0.37	0.08
10	L	Midbod	0.14	0.10	0.37	0.09	0.21	0.12	0.34	0.09	0.60	0.10	0.34	0.05
11	L	Midbod	0.10	0.07	0.39	0.06	0.15	0.10	0.37	0.06	0.60	0.07	0.36	0.04
12	L	Midbod	0.09	0.06	0.38	0.06	0.14	0.09	0.36	0.06	0.61	0.08	0.38	0.06
13	L	Midram	0.13	0.09	0.36	0.06	0.19	0.12	0.33	0.07	0.57	0.09	0.33	0.05
14	L	Angle	0.18	0.08	0.25	0.14	0.28	0.10	0.23	0.15	0.49	0.22	0.26	0.13
15	L	Posbor	0.23	0.15	0.20	0.09	0.31	0.18	0.18	0.09	0.43	0.14	0.27	0.09
16	L	Sym	0.16	0.07	0.34	0.09	0.23	0.09	0.31	0.09	0.53	0.09	0.33	0.05
17	L	Sym	0.18	0.10	0.34	0.10	0.25	0.12	0.31	0.10	0.57	0.11	0.37	0.07
18	L	Alv	0.25	0.13	0.30	0.07	0.29	0.12	0.28	0.07	0.47	0.10	0.36	0.05
19	L	Alv	0.17	0.10	0.34	0.11	0.21	0.11	0.32	0.11	0.51	0.11	0.38	0.09
20	L	Alv	0.17	0.08	0.35	0.09	0.23	0.10	0.32	0.10	0.53	0.09	0.36	0.05
21	L	Midram	0.15	0.10	0.32	0.08	0.22	0.12	0.31	0.08	0.57	0.09	0.35	0.04
22	L	Midram	0.12	0.07	0.32	0.09	0.17	0.09	0.30	0.09	0.55	0.11	0.33	0.07
23	L	Posbor	0.21	0.10	0.19	0.12	0.28	0.10	0.21	0.12	0.37	0.22	0.27	0.13
24	L	Midram	0.19	0.13	0.27	0.11	0.26	0.15	0.26	0.11	0.49	0.12	0.32	0.07
25	L	Midram	0.16	0.11	0.26	0.13	0.23	0.14	0.25	0.12	0.47	0.17	0.30	0.10
26	L	Posbor	0.24	0.08	0.25	0.07	0.30	0.07	0.23	0.07	0.46	0.10	0.32	0.06
27	L	Cor	0.17	0.10	0.26	0.09	0.24	0.13	0.24	0.09	0.49	0.14	0.30	0.10
28	L	Midram	0.27	0.09	0.25	0.11	0.32	0.07	0.23	0.10	0.42	0.17	0.32	0.11
29	L	Cond	0.22	0.10	0.25	0.09	0.30	0.11	0.23	0.09	0.49	0.14	0.31	0.09
30	L	Cor	0.26	0.20	0.20	0.15	0.28	0.20	0.20	0.14	0.34	0.20	0.26	0.12
31	L	Cond	0.14	0.08	0.32	0.11	0.19	0.10	0.31	0.10	0.54	0.14	0.36	0.08

Nota: *valores em [GPa], **abreviações explicitadas na tabela 1.2.

Atividade muscular associada à dinâmica mandibular:

Todo o complexo dinamismo mandibular, essencial para a atividade quer mastigatória quer comunicativa, ou apenas para a manutenção estrutural, é garantida pela capacidade de contração e distensão dos vários tipos de músculos, os quais atuam de forma interdependente segundo diferentes direções e módulos de aplicação de forças. Estes músculos podem ser divididos, de acordo com a sua

natureza de atuação, em dois grupos: elevadores, os quais atuam principalmente nos movimentos de fechamento mandibular, e depressores, que têm principal ação na abertura mandibular (Narayanan 2008).

Durante a atividade mastigatória os movimentos da mandíbula são executados por ação de músculos localizados em diferentes regiões da cabeça humana. De entre estes últimos destacam-se: os músculos de *Masseter*, os músculos Temporais, os músculos Pterigóideas (lateral e medial) e os músculos Digástricos (figura 1.31) (Rossi 2013; Essen et al. 2005).

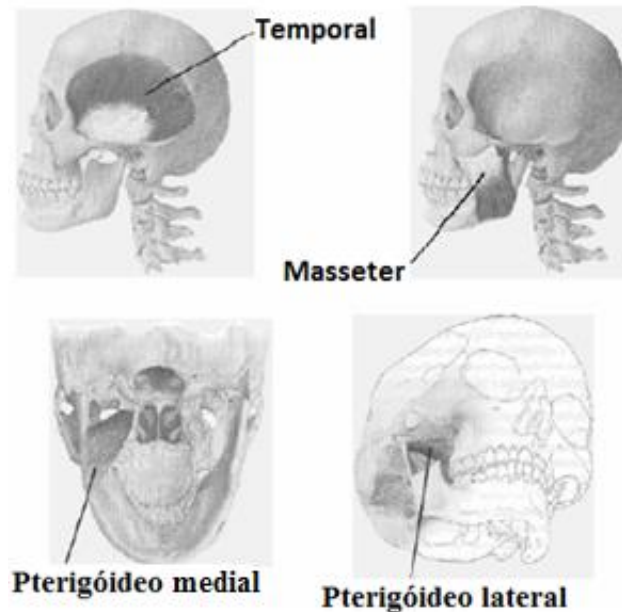


Figura 1. 31 Principais músculos atuantes na arquitetura mandibular (Narayanan 2008).

- Os músculos *Masseter* têm uma forma retangular e estão localizados bilateralmente na face (Aguiar, Costa & Henrique 2006). Estes atuam como músculos elevadores, ajudando na protusão (movimento frontal da mandíbula no plano horizontal) e mantendo a oclusão (fechamento bucal), desempenhando um papel fundamental no que diz respeito à mastigação por serem extremamente potentes (Narayanan 2008).
- Os músculos Temporais possuem a forma de “leque”, sendo que a sua ação tem origem (parte muscular fixa) na fossa temporal. Pertencem ao conjunto dos músculos elevadores e a sua ação principal é ajudar na elevação mandibular e no processo de retrusão (movimento de recuo mandibular no plano horizontal).
- A ação do músculo Pterigóideo medial tem a sua origem na fossa pterigóidea e insere-se no inferior da face medial do ramo da mandíbula. Este músculo pertence ao grupo dos elevadores e executa simultaneamente as ações de fechamento e protusão mandibulares (Narayanan 2008).
- O músculo Pterigóideo lateral é associado ao grupo de músculos depressores e é frequentemente dividido em duas partes: uma superior e outra inferior. A parte superior tem a sua origem

na asa maior do esfenóide, enquanto a origem da sua parte inferior se localiza na lâmina lateral do processo pterigoide. Ambas as duas partes deste músculo inserem-se na fôvea pterigóidea, sendo que a parte superior possui ainda inserções no disco e no colo do côndilo. As principais funções do músculo pterigóideo lateral são: protusão mandibular aquando da contração bilateral, movimento mandibular de lateralidade no plano horizontal durante a contração unilateral e abaixamento mandibular.

- O músculo Digástrico situa-se na região da cervical anterior e é um músculo acessório aos movimentos mastigadores, ajudando no movimento de abertura mandibular, sendo considerado por isso um músculo depressor.

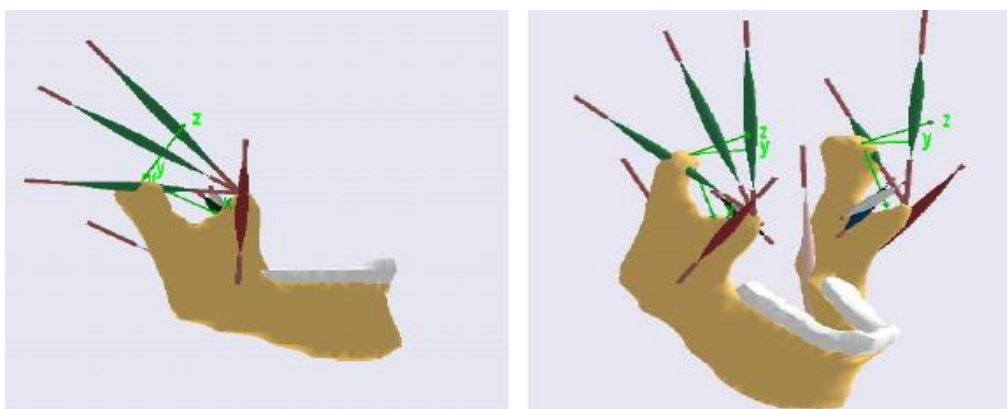


Figura 1. 32 Representação dos comprimentos musculares, com respetivos pontos de origem e inserção. São referenciadas as direções de ação de vários músculos: *Masseter* (vermelho); Temporais anterior, intermédio e posterior (verde); Pterigóide medial (azul escuro); Pterigóide lateral (cinzento); Digástrico anterior (cor-de-rosa) (Narayanan 2008).

Tabela 1.4 Comprimentos das principais fibras musculares da mandíbula, bem como os seus respetivos pontos de origem e inserção na sua arquitetura. A origem do sistema de coordenadas x,y,z coincide com o centro dos côndilos mandibulares (Narayanan 2008).

Músculo	Comprimento (L)	Comprimento contrátil (CE)	Comprimento em série (SE)	Coordenadas de Origem	Coordenadas de Inserção
<i>Masseter</i>	48	22,6	25,8	37,9;-52,3;20,0	35,0;-49,0;-49,0
Temporal anterior	57,4	30,7	24,2	-20,0;-50,0;67,0	36,0;-42,0;-6,0
Temporal intermédio	62,9	31,3	28,8	-38,0;-60,0;45,0	36,0;-42,0;-6,0
Temporal posterior	60,0	30,5	27	-43,0;-70,0;0,0	36,0;-42,0;-6,0
Pterigóideo medial	43,3	14,1	27,6	30,0;-22,0;-19,0	25,0;-50,0;-3,0
Pterigóideo lateral	27,2	22,3	9	37,0;-18,0;-25,0	20,0;-50,0;-5,0
Digástrico anterior	51,9	42,6	3	-20,0;-50,0;-20,0	85,0;-7,0;-84,0

Condições típicas de força máxima dos músculos maxilares

Os módulos máximos das forças funcionais (fundamentalmente de processos mastigatórios) podem variar muito em função da posição do seu ponto de aplicação na região mandíbulo-maxilar. Por exemplo, as cargas máximas aplicadas no primeiro molar inferior podem variar entre 150 N e 250 N, enquanto que na área dos incisivos podem variar entre 70 N e 100 N (Rossi 2013).

Vários estudos permitiram verificar que durante a oclusão (fechamento bucal), as tensões máximas tendem a concentrar-se na região posterior do corpo mandibular, devido ao maior número de inserções musculares ativas nessa zona e ao maior índice de compactação óssea característico dessa área (Rossi 2013). Variando com as zonas e as direções de ação (figura 1.33), os valores máximos típicos das forças aplicadas pelos quatro tipos de músculos na elevação mandibular são referenciados nas tabelas 1.5 e 1.6 (Essen et al. 2005; Rossi 2013).

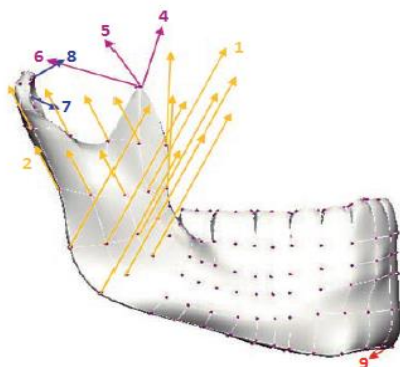


Figura 1.33 Os vários vetores das forças musculares aplicadas em diferentes pontos da mandibular durante a sua oclusão (Essen et al. 2005).

Tabela 1.5 Módulos e direções vetoriais dos grupos de forças representadas na figura 1.33, relativos à posição mandibular de intercuspidação máxima (Essen et al. 2005; Rossi 2013).

No.	Músculo	Nó n	Força (N)	Componente vetorial (X)	Componente vetorial (Y)	Componente vetorial (Z)
1	<i>Masseter</i> superficial	8	190,4	0,207	0,419	0,884
2	<i>Masseter</i> profundo	7	81,6	0,546	-0,358	0,758
3	Pterigóideo medial	6	174,8	-0,449	0,373	0,791
4	Temporal anterior	6	158,0	0,149	0,044	0,988
5	Temporal intermédio	3	95,6	0,222	-0,500	0,837
6	Temporal posterior	5	75,6	0,208	-0,855	0,474
7	Pterigóideo lateral inferior	3	66,9	-0,630	0,757	-0,174
8	Pterigóideo lateral superior	3	28,7	-0,761	0,645	0,074
9	Digástrico anterior	4	40,0	0,244	-0,940	-0,237

Tabela 1.6 Adaptação dos dados da tabela 6, associando um único vetor de força a cada grupo de músculos.

Músculo	Força (N)	Componente vetorial (X)	Componente vetorial (Y)	Componente vetorial (Z)
<i>Masseter</i> (M)	250,167	0,336	0,202	0,92
Temporal (T)	298,21	0,203	-0,357	0,912
Pterigóideo medial (PM)	174,8	-0,449	0,373	0,791
Pterigóideo lateral (PL)	94,697	-0,676	0,73	-0,101
Digástrico (D)	40,0	0,244	-0,940	-0,237

Articulação temporomandibular (ATM)

A articulação temporomandibular permite os graus de liberdade indispensáveis à execução de todos os movimentos mandibulares. Nesta articulação, discos cartilagosos aderem às superfícies e permitem a execução de movimentos rotativos e de translação entre elas, além de servirem como forma de ligação entre o crânio e a mandíbula. A forma arredondada e convexa da articulação denominada por côndilo mandibular encaixa folgadoamente numa forma côncava referente a uma fossa que em conjunto com os discos cartilagosos formam a cápsula temporomandibular (figura 1.34) (Narayanan 2008).

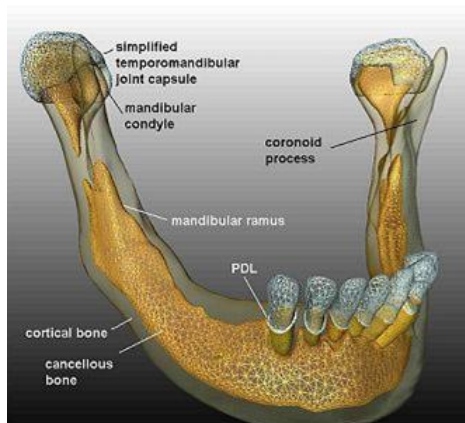


Figura 1. 34 Representação da arquitetura mandibular (Kober et al. 2008).

Este sistema de articulação, juntamente com a complexa atividade muscular, faz com que a mandíbula seja considerada no espaço tridimensional como um corpo com seis graus de liberdade, possibilitando assim movimentos segundo três coordenadas rotacionais e três coordenadas translacionais (figura 1.35). O arranjo e interdependência das articulações e músculos permitem de facto movimentar a mandíbula em uma infinidade de formas (Narayanan 2008; Santos et al. 2006).

Uma forma de representar a dinâmica mandibular consiste em recorrer a um sistema de coordenadas tridimensional (figura 1.35), onde a posição de cada elemento mandibular é definida por seis coordenadas ($X; Y; Z; \alpha_{roll}; \alpha_{azimuth}; \alpha_{elevation}$) em cada instante (Santos et al. 2006). Para além da posição, também a velocidade e aceleração podem ser associadas a este sistema de coordenadas, de forma

independente entre si. No entanto existem outras formas de representar o movimento mandibular, como por exemplo através do desfasamento espacial e angular de um eixo imaginário que passa no centro dos dois côndilos (figura 1.36).

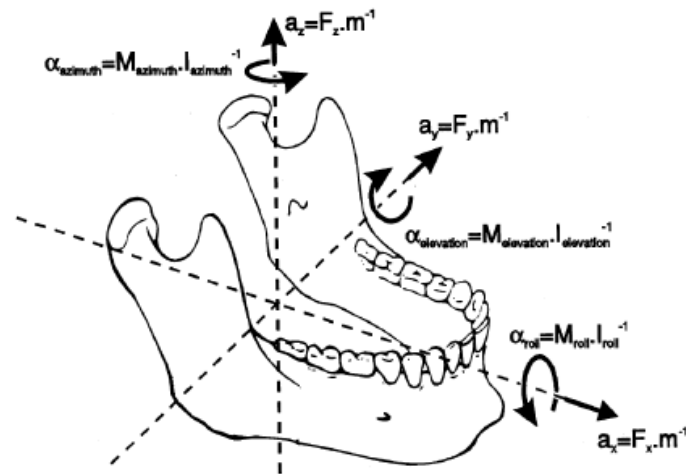


Figura 1. 35 Representação das acelerações lineares, das acelerações angulares (a), das forças lineares (F) e dos momentos de forças (M) envolvidas no movimento mandibular, segundo os três eixos principais (linhas tracejadas) (Narayanan 2008).

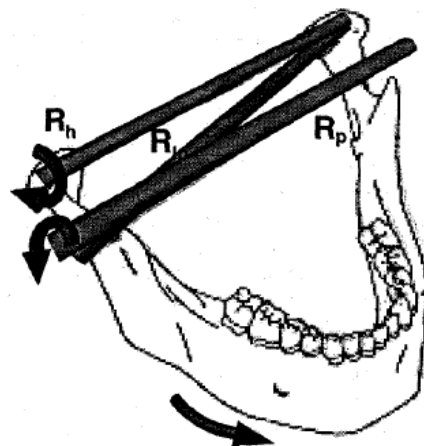


Figura 1. 36 Movimento de rotação e translação de um eixo que passa nos centros das duas articulações temporomandibulares (Narayanan 2008).

Um facto curioso da cinemática mandibular é que esta pode ser vista como um sistema redundante do seu ponto de vista funcional, uma vez que existe maior número de atuadores do movimento (cerca de 24 na região mandibular) do que graus de liberdade. Esta característica redundante, que permite um aumento do controlo dos músculos atuadores sobre os movimentos mandibulares, induz várias vantagens como: o maior rendimento energético e a melhor adaptação a diferentes geometrias durante o processo mastigatório (Narayanan 2008).

Movimentos mandibulares

A palavra oclusão deriva do termo em latim "occlusus", o qual pretende expressar a ideia de "fechar algo". Aplicado à área da medicina dentária, a oclusão diz respeito às relações funcionais e morfológicas entre os vários componentes mastigadores, mais concretamente na ação da mordida.

A mandíbula humana permite movimentos de rotação e translação aplicados na estrutura dos côndilos. Estes movimentos de rotação são executados em torno dos eixos nas três direções principais (eixos vertical, sagital e horizontal), figuras 1.37 e 1.38 (Okeson 2003).

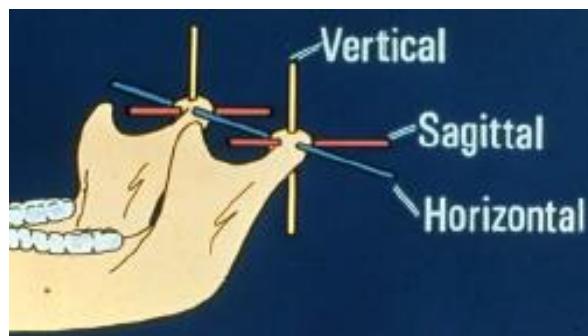


Figura 1. 37 Representação dos três eixos principais (vertical, sagital e horizontal), cada um deles passando nos centros dos côndilos (Okeson 2003).

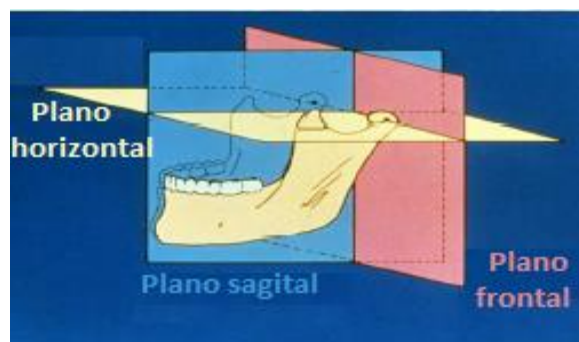


Figura 1. 38 Representação dos três planos principais na representação mandibular: horizontal (que está ao nível dos centros dos dois côndilos), sagital (que está entre os dois côndilos) e frontal (que intersesta o centro dos côndilos, paralelamente aos seus eixos verticais) (Okeson 2003).

Vista do movimento mandibular segundo o plano sagital (Diagrama de *Posselt*)

O movimento mandibular pode ser descrito sob a forma de diagramas, os quais têm como intuito focar os pontos e linhas de deslocamento de maior importância durante a dinâmica mandibular e podem ser interpretados segundo os três planos principais de visualização anatômica. Estas linhas do diagrama servem para descrever os movimentos, recorrendo como referência a um ponto imaginário entre os incisivos centrais mandibulares (figura 1.39) (Santos et al. 2006). Do ponto de vista sagital, o diagrama

de *Posselt* descreve as posições máximas que delimitam o movimento mandibular segundo esse plano, sendo de destacar as referências à posição de abertura máxima mandibular e a posição de protusão máxima (figuras 1.39 e 1.40, Tabela 1.7).

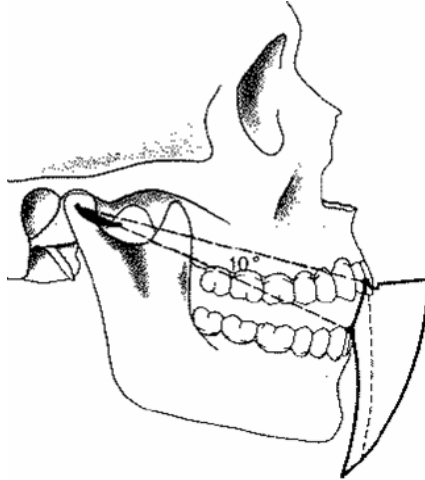


Figura 1. 39 Diagrama de *Posselt* na vista sagital (Santos et al. 2006).

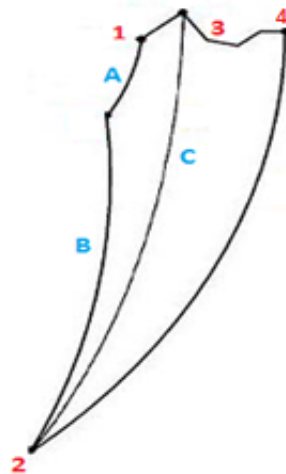

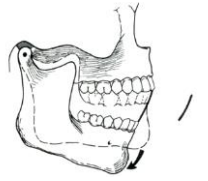
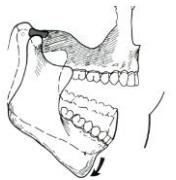
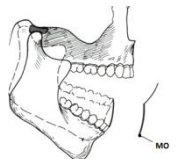
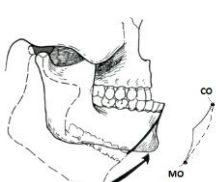




Figura 1. 40 Pontos e percursos principais do diagrama de *Posselt* na vista sagital (Okeson 2003).

Tabela 1.7 Descrição dos principais pontos e movimentos delimitadores do funcionamento mandibular no plano sagital, com base na numeração da figura 1.40 (Okeson 2003).

Ref.	Denominação	Característica(s)	Esquema
1	Relação cêntrica (CR)	É a posição na qual os côndilos se situam na posição mais ântero-superior da fossa mandibular.	
A	Abertura inicial (movimento de rotação pura)	Mandíbula gira cerca de 10° segundo o eixo horizontal que passa no centro dos dois côndilos, num movimento de rotação puro (sem que exista translação). Nesta etapa a abertura bucal é cerca de 20-25 mm, até atingir a segunda posição de estabilidade.	
B	Abertura (movimento de translação)	Translação dos côndilos devido à extensão dos ligamentos temporomandibulares e contração do músculo pterigóideo lateral inferior. Neste movimento a boca atinge uma abertura máxima de cerca 40-60 mm.	
2	Abertura máxima (MO)	Ponto de extensão máxima do ligamento temporomandibular, o qual não pode ser naturalmente ultrapassado, de forma a evitar danos nos tecidos.	
C	Fechamento bucal	A subida mandibular pode dar-se de acordo com um arco único num movimento de transrotação. Na execução deste movimento destaca-se a ação dos músculos <i>Masseter</i> e temporal posterior, que permitem o retorno do côndilo à sua posição inicial de estabilidade.	
3	Relação topo-a-topo (RTT)	Movimento mandibular no qual os dentes incisivos maxilares e mandibulares estão em contacto.	
4	Protusão máxima (PM)	Neste movimento a mandíbula desloca-se no plano horizontal até à sua posição máxima, sendo limitada pela extensão dos ligamentos mandibulares. Na realização deste movimento destaca-se a ação dos músculos Pterigóideos laterais, os quais permitem esta translação horizontal da mandíbula. No ponto de Protusão máxima (PM) a mandíbula pode-se deslocar da posição de Relação cêntrica (CR) até cerca 8,4mm.	

É de extrema importância fazer referência ao movimento funcional mandibular associado ao plano sagital, o qual está envolvido nos processos de mastigação, deglutição e fala (representado a vermelho na figura 1.41). Estes movimentos têm uma ordem de dimensão inferior à dos movimentos máximos, e por esse motivo a linha que estes descrevem insere-se na linha delimitadora (Okeson 2003).

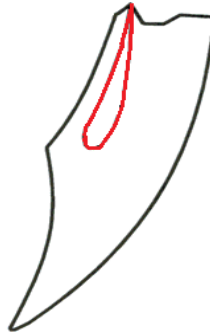


Figura 1. 41 Movimentos funcionais da mandíbula no plano sagital (Okeson 2003).

Vista do movimento mandibular segundo o plano frontal (Diagrama de *Posselt*)

No plano frontal, as linhas delimitadoras que definem as posições máximas do movimento mandibular possuem a forma de um escudo (figura 1.42). Neste diagrama frontal destaca-se a referência aos pontos de maior deslocamento lateral e de abertura máxima mandibular.

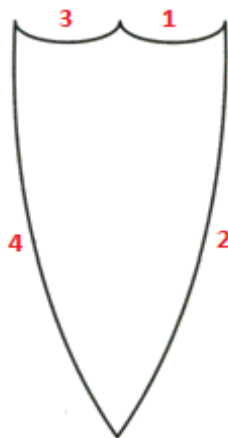
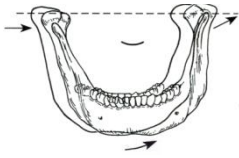
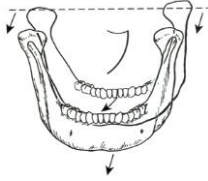
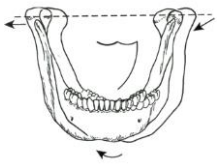
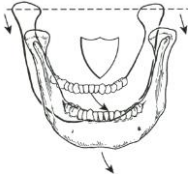


Figura 1. 42 Diagrama de *Posselt* na vista frontal, correspondente às trajetórias dos movimentos delimitadores mandibulares (Okeson 2003).

Tabela 1.8 Descrição das principais trajetórias delimitadores do movimento mandibular no plano frontal, com base na numeração da figura 1.42 (Okeson 2003).

Ref.	Denominação	Característica(s)	Esquema
1	Movimento delimitador superior lateral esquerdo	Este movimento é determinado pela morfologia dentária e pelas suas relações oclusais. A mandíbula executa um movimento côncavo de cerca 11 mm para o lado esquerdo.	
2	Movimento delimitador de abertura lateral esquerdo	A mandíbula move-se consoante um movimento convexo até se atingir a abertura máxima (MO), num movimento de cerca 42 mm para baixo.	
3	Movimento delimitador superior lateral direito	Movimento mandibular para a direita num formato côncavo, influenciado pela arquitetura dentária.	
4	Movimento delimitador de abertura lateral direito	A mandíbula move-se até à sua abertura máxima (MO) num movimento convexo.	

No ponto de vista frontal, o movimento funcional mandibular possui uma forma elíptica e é principalmente associado ao processo de mastigação, sendo a não simetria da linha traçada por este associada à predominância da aplicação de força num dos lados da mandíbula durante esse processo (linha vermelha da figura 1.43).

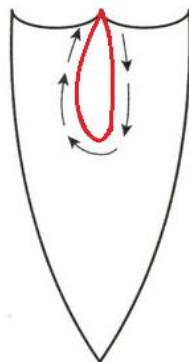


Figura 1. 43 Movimento funcional da mandibular na vista frontal (Okeson 2003).

Vista do movimento mandibular segundo o plano horizontal (diagrama de Gysi)

Do ponto de vista horizontal, as linhas de posição máxima mandibular definem uma forma de losango, destacando-se a referência aos pontos de maior deslocamento lateral e de protusão máxima da mandíbula (figura 1.44).

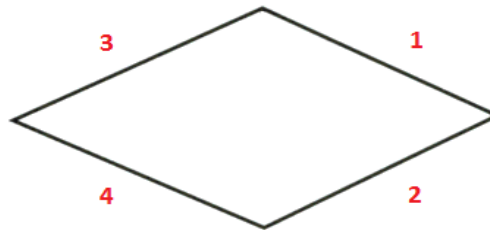


Figura 1. 44 Diagrama de Gysi, referente ao limite dos movimentos mandibulares no plano horizontal (Okeson 2003).

Tabela 1.9 Descrição dos movimentos delimitadores mandibulares no plano horizontal, cuja numeração é referenciada na figura 1.44 (Okeson 2003).

Ref.	Denominação	Característica(s)	Esquema
1	Movimento delimitador lateral esquerdo	Movimento originado pela contração do músculo Pterigóideo lateral inferior direito. Ocorre por execução de rotação do côndilo esquerdo, e balanço em movimento orbital do côndilo direito.	
2	Movimento delimitador de protusão lateral esquerdo	Este movimento mandibular é agora originado pela contração do músculo Pterigóideo lateral inferior esquerdo. O côndilo esquerdo move-se simultaneamente para a frente e para a direita, num movimento de translação no plano horizontal.	
3	Movimento delimitador lateral direito	Destaca-se principalmente a ação de contração do músculo Pterigóideo lateral inferior esquerdo para originar este movimento. Verifica-se uma rotação do côndilo direito, e balanço em movimento orbital do côndilo esquerdo.	
4	Movimento delimitador de protusão lateral direito	Agora o côndilo esquerdo sofre uma translação no plano horizontal simultaneamente para a frente e para a esquerda, originada pela contração do músculo Pterigóideo lateral inferior direito.	

No plano horizontal há que fazer referência principalmente a dois tipos de movimentos mandibulares funcionais, ambos os quais fazem parte de ações mastigatórias: a linha vermelha da figura 1.45 descreve os movimentos associados à fase final do processo mastigatório, enquanto a linha azul se associa à fase inicial da mastigação.

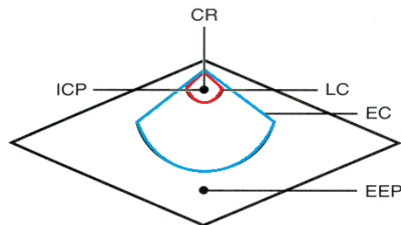


Figura 1.45 Principais movimentos funcionais da mandíbula no plano horizontal (Okeson 2003).

Análise cinemática da dinâmica mandibular

Cinematicamente a mandíbula pode ser vista como um corpo rígido, cujos movimentos são constrangidos na ligação temporomandibular, e sobre o qual atuam vetores unitários de forças associados aos diferentes músculos, que lhe transmitem componentes de deslocamento, velocidade e aceleração (Essen et al. 2005).

As figuras 1.46, 1.47, 1.48 e tabelas 1.10 e 1.11 são referentes aos pressupostos necessários à análise cinemática do dinamismo mandibular, permitindo simular os seis graus de liberdade verificados na sua natureza.

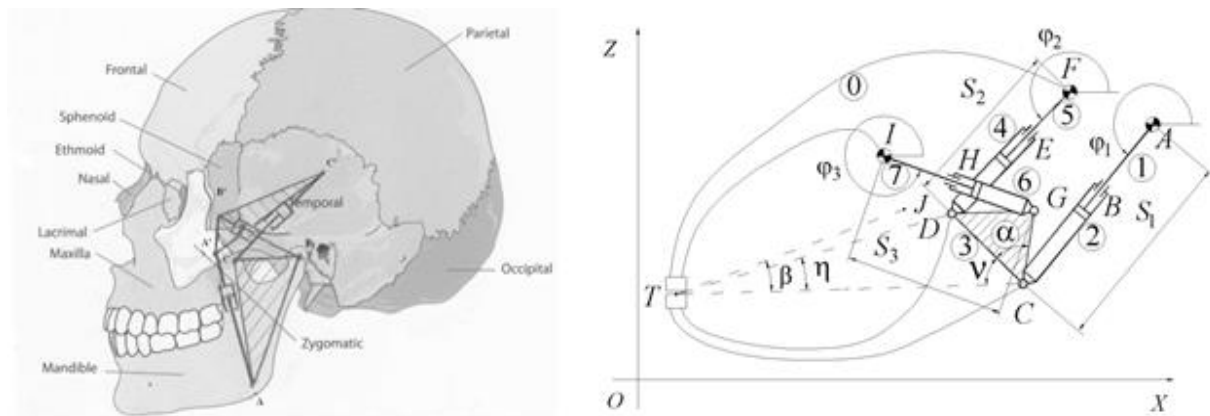


Figura 1.46 Representação da cinemática da mandíbula humana, aproximando o funcionamento das suas estruturas anatômicas a sistemas de pneumáticos e pares rotóides (Dumitru, Copilusi & Ciortan 2015).

Tabela 1.10 Posições dos pontos referenciados na figura 1.46 (Dumitru, Copilusi & Ciortan 2015).

Ponto	Abcissa, X (mm)	Ordenada, Y (mm)
A	200	100
F	176	114
I	108	100
T	30	34
J	140	50

Tabela 1.11 Distâncias entre rotóides referenciados na figura 1.46 (Dumitru, Copilusi & Ciortan 2015).

Segmento de reta	Comprimento, mm
CD	41
CG	30
DG	34
CT	120
DT	100

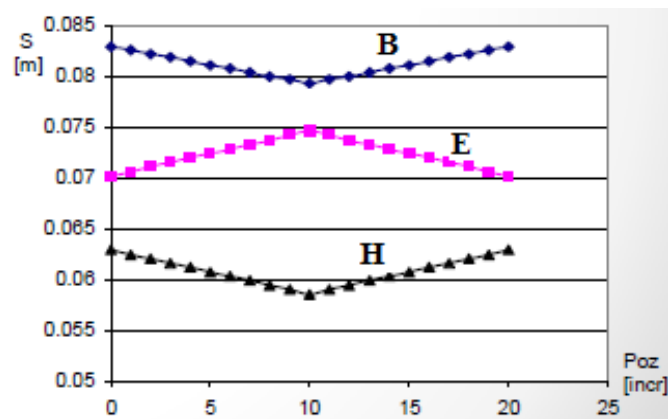


Figura 1.47 Diagrama referente ao deslocamento das articulações B, E e H (Dumitru, Copilusi & Ciortan 2015).

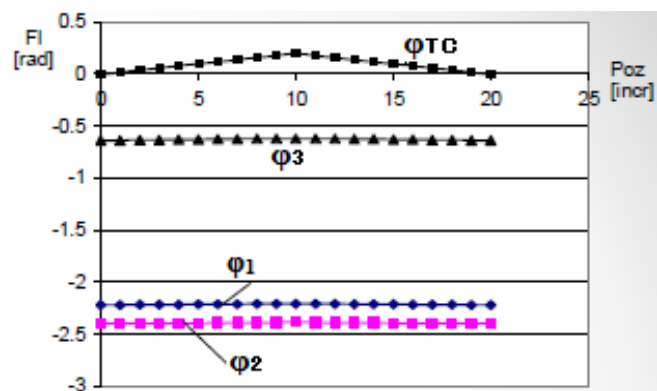


Figura 1.48 Diagrama das relações entre variações de deslocamento angular entre ϕ_{TC} , ϕ_1 , ϕ_2 e ϕ_3 (Dumitru, Copilusi & Ciortan 2015)

1.5 Biomecanismos do movimento dentário

1.5.1 Ligamento Periodontal

Em condições normais, o ligamento periodontal (LPD) é uma estrutura com aproximadamente 0,5 mm de espessura e é responsável pela ligação das superfícies radiculares dentárias ao osso trabecular adjacente (Ferreira 2002), conforme representado na figura 1.49. Outros autores consideram que a espessura do ligamento periodontal diminui com a idade da pessoa em questão, podendo variar na gama de 0,15-0,38mm (Nanci 2012). A constituição deste tecido de interface é essencialmente preenchida por fibras colágenas resistentes e fibras elásticas, para além da presença de vasos sanguíneos, vasos linfáticos, fluido intersticial e terminações nervosas ligadas às raízes dos dentes. De entre as várias funções anatómicas desempenhadas, tais como nutrição e sensibilidade dentárias, a função de suporte estrutural dos dentes é a mais importante no contexto desta dissertação. As fibras periodontais juntamente com os fluidos intersticiais presentes formam um eficiente mecanismo de amortecimento e dissipação das forças de curta duração (Proffit, Fields & Sarver 2007; Ferreira 2002). Este mecanismo de amortecimento é descrito na figura 1.50.

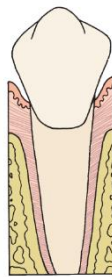


Figura 1. 49 Representação esquemática do ligamento periodontal, e sua inserção na estrutura óssea (amarelo) (Proffit, Fields & Sarver 2007).

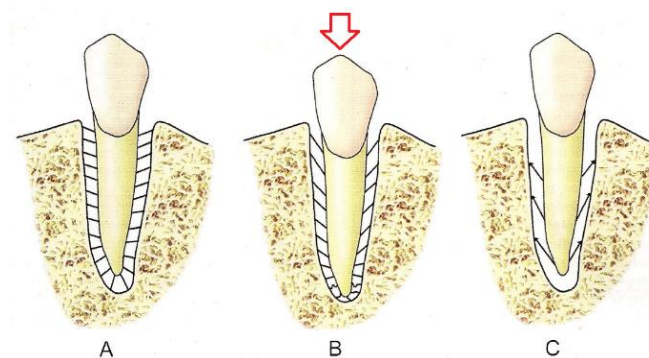


Figura 1. 50 Fases de aplicação de força instantânea no dente: (A) dente em repouso; (B) aplicação de uma força de intrusão instantânea (duração inferior a 1 segundo) na superfície do dente, promovendo o seu deslocamento no espaço alveolar e a extensão/compressão das fibras periodontais; (C) remoção da carga e reposicionamento do dente devido ao comportamento elástico das fibras periodontais em conjunto com a pressão hidrostática do fluido intersticial (Ferreira 2002).

Paralelamente, o ligamento periodontal desempenha um papel fulcral no processo de tratamento ortodôntico, mais concretamente na migração dentária (Consolaro et al. 2011; Proffit, Fields & Sarver 2007). As condições de tensão sobre esta estrutura originam impulsos geradores de inflamação local, os quais favorecem um ambiente propício à remodelação óssea (absorção e deposição de tecido ósseo nas regiões comprimidas e distendidas do LPD, respetivamente), o qual está na base dos tratamentos ortodônticos.

1.5.2 Osso alveolar

O osso alveolar corresponde a uma camada óssea fina que envolve a estrutura radicular dentária. Esta estrutura fornece a inserção às fibras colágenas do LPD e, em conjunto com este último, fornece um sistema de suporte às estruturas dentárias, bem como um mecanismo de dissipação de forças de diferentes naturezas (mastigação, contacto oclusal, entre outras) (Ferreira 2002).

Este tipo de osso possui ainda mecanismos percussores de remodelação óssea. A sua superfície mais externa (lâmina dura) é preenchida por uma estrutura não mineralizada, osteóide, revestida por uma membrana de tecido protetor designada por perióstio. Este último contém na sua constituição fibras colágenas, osteoclastos e osteoblastos. O processo de remodelação óssea depende em grande parte da atuação dos osteoclastos e dos osteoblastos, uma vez que estes gerem os processos de reabsorção e desenvolvimento de tecidos ósseos, respetivamente. Também na sua parte mais interna, porção lamelar, os espaços medulares do osso esponjoso são preenchidos por uma fina camada de endóstio, que desempenha funções de nutrição e crescimento de tecido ósseo, através do fornecimento de osteoblastos. A representação deste processo de remodelação óssea é apresentada na figura 1.51.

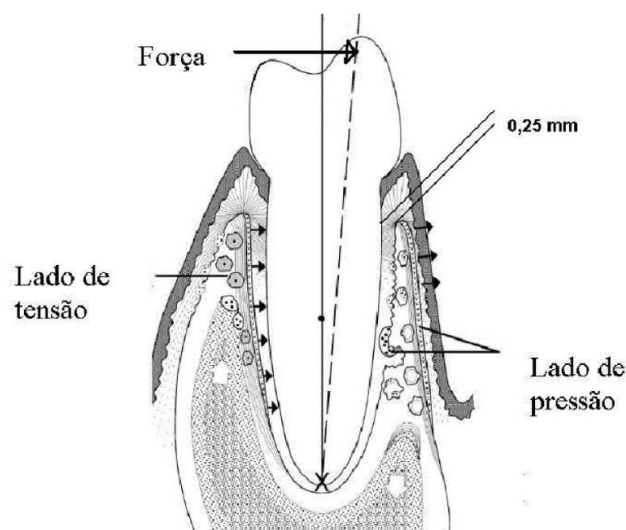


Figura 1. 51 Processo de remodelação através da deposição de osteoblastos nas regiões de extensão e degradação de osteoclastos nas regiões de compressão do ligamento periodontal (Roberts, Huja & Roberts J.A. 2004).

1.5.3 Migração Dentária

A lei de Wolff afirma que o crescimento ósseo se adapta às forças sobre ele exercidas (Chamay & Tschantz 1972). Mais recentemente, Proffit (Proffit, Fields & Sarver 2007) abordou a existência de dois tipos de mecanismos biológicos coexistentes que comandam a movimentação dentária em função da aplicação contínua de uma força: o efeito da piezoelectricidade (ou bioelectricidade) e as condições de pressão-tensão no LPD. Segundo a teoria da piezoelectricidade, as mudanças no metabolismo ósseo advêm de sinais elétricos instantâneos resultantes da flexão do osso alveolar por aplicação de uma força dentária. Este fenómeno deve-se ao facto das partes minerais ósseas e o colágeno se comportarem como redes cristalinas, apresentando propriedades piezoelétricas. Além dos sinais elétricos gerados, também as alterações de temperatura nos fluidos extracelulares podem ser detetadas, devido à interação entre o campo elétrico e os iões existentes nos fluidos próximos (Proffit, Fields & Sarver 2007).

Já numa perspectiva mais clássica, a teoria da compressão-tração explica o mecanismo de movimentação dentária, pela aplicação das forças, com base nos estados de tensão presentes no LPD. Nesta abordagem assume-se que as alterações dos tecidos estimulam a ativação de mediadores químicos procedentes da remodelação óssea (Proffit, Fields & Sarver 2007). Os fenómenos anteriormente descritos encontram-se esquematizados na figura 1.52.

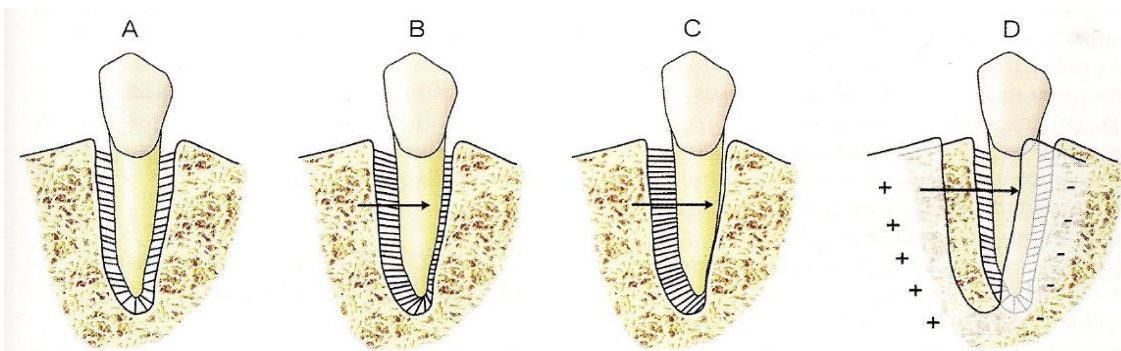


Figura 1. 52 Fases do processo de migração dentária: (A) Dente em situação de repouso; (B) Nas primeiras frações de segundo após a aplicação da força na superfície dentária; (C) Força ortodôntica mantida, desde os primeiros segundos até ao segundo dia da sua aplicação; (D) Mecanismo de remodelação óssea após cerca de dois dias de aplicação contínua da força (Ferreira 2002).

Nas primeiras frações de segundo após a aplicação da força na superfície dentária, a raiz do dente é deslocada no espaço alveolar fazendo constringer as fibras periodontais e o fluido intersticial (figura 1.52 (B)). Parte dessa carga é fornecida à estrutura óssea adjacente gerando um efeito piezoelétrico (fluxo de eletrões na estrutura cristalina aquando da deformação). A manutenção da força dentária, até ao segundo dia após a sua aplicação, promove a aproximação da raiz do dente ao osso alveolar devido à fuga de fluido intersticial, que diminui o efeito de constringimento (figura 1.52 (C)). Este efeito provoca um processo inflamatório periodontal, resultando numa maior pressão sanguínea que permite aumentar a atividade metabólica celular local beneficiando os fenómenos de remodelação

óssea. Após cerca de dois dias de aplicação contínua da força, as reações nos tecidos locais resultam em remodelação óssea (figura 1.52 (D)) (Ferreira 2002).

Estudos anteriores (Stains & Civitelli 2005) afirmam que a remodelação óssea é um processo dinâmico onde predominam atividades celulares coordenadas entre osteoblastos, osteócitos e osteoclastos, conforme referido anteriormente. Nas áreas de tração do ligamento periodontal os vasos sanguíneos são dilatados e distendidos (Lew 1989; Tang et al. 1993). Esta extensão das fibras periodontais promove a ação dos osteoblastos e dos fibroblastos, resultando na formação de tecido ósseo e de fibras colágenas, respetivamente (Ferreira 2002; Proffit, Fields & Sarver 2007). Já nas áreas de compressão das fibras periodontais a influência dos osteoclastos, com a criação de um microambiente ácido, provoca a reabsorção da estrutura óssea (Moraes, Chavez & Fava 1999; Proffit, Fields & Sarver 2007). Desta forma, a remodelação óssea é o resultado da remoção óssea nas áreas de compressão devido à degradação osteoclástica do osso alveolar como resultado da pressão e a sua adição nas regiões de extensão das fibras periodontais pela deposição osteoblástica em resposta à tensão (DeAngelis 1970). A cavidade alveolar é, assim, lentamente deslocada no sentido da força permitindo a migração ortodôntica.

1.5.4 Tipos de forças dentárias

Idealmente, a aplicação das forças ortodônticas deveria provocar reações apenas ao nível das fibras periodontais, sendo que nos outros tecidos, em destaque na estrutura radicular e polpa dentária, esses efeitos deveriam ser de ordem muito inferior ou quase nulos. Contudo, por vezes a conduta menos correta do tratamento ortodôntico conduz ao aparecimento de efeitos perniciosos sobre estes tecidos, tais como a necrose pulpar, a perda de estrutura radicular, a redução da altura da crista alveolar, a dor extrema e desconforto do paciente, entre outros (Ferreira 2002; Proffit, Fields & Sarver 2007). De forma a prevenir graves lesões nos tecidos, o ortodontista deve ter um bom conhecimento dos princípios que gerem o biomecanismo do movimento dentário, principalmente das reações que ocorrem em resposta das forças dentárias.

O mecanismo de deslocamento dentário é um processo de resposta e adaptação por parte do organismo às forças ortodônticas e, como tal, estas deverão possuir valores de magnitude dentro de uma gama ideal e serem mantidas ao longo de períodos de tempo corretos. Tratamentos demasiados lentos proporcionam baixa eficiência de deslocamento dentário, enquanto tratamentos apressados, com forças demasiado elevadas, inviabilizam a remodelação óssea e a renovação da cavidade alveolar. Desta forma, cabe ao ortodontista desenvolver um plano de tratamento sustentável. Normalmente, os arcos usados nos aparelhos ortodônticos são constituídos por ligas metálicas capazes exercer força durante 45 dias; por esse motivo, os ortodontistas costumam proceder a consultas de “manutenção” mensais (de 30 em 30 dias) de forma a acompanhar a evolução do tratamento e procederem à reativação das forças.

Segundo Marcotte, as forças ortodônticas são definidas segundo três parâmetros diferentes: intensidade, direção e ponto de aplicação (Marcotte 2003). Assim, pela manipulação dos parâmetros

anteriores é possível produzir vários tipos de movimentos dentários. De acordo com Proffit (Proffit, Fields & Sarver 2007) existem seis tipos de forças que originam os movimentos dentários básicos:

- Força de inclinação: é o tipo de força mais simples no movimento ortodôntico, e consiste na aplicação de uma carga única à coroa dentária. Esta empurra o dente e fá-lo “girar” segundo o seu centro de resistência (CR) localizado aproximadamente a metade da raiz dentária (Proffit, Fields & Sarver 2007).

- Força de translação: aplicação simultânea de duas forças à coroa dentária, criando um conjunto de força e momento de força, imprimindo um movimento de corpo (translação) ao dente. Neste tipo de movimento todos os pontos da estrutura dentária (desde o ápice radicular até à face oclusal) são deslocados na mesma porção e direção, além de que as tensões verificadas na estrutura periodontal são uniformemente distribuídas.

- Força de rotação: este tipo de força permite que o dente rode em relação ao seu eixo vertical, sendo a tensão distribuída ao longo de todo o LPD. No entanto, revela-se impossível obter uma rotação pura sem ocorrer alguma inclinação do dente dentro da sua cavidade alveolar, sendo que os módulos apropriados para as forças de inclinação e rotação devem ser similares (Proffit, Fields & Sarver 2007).

- Forças de intrusão e extrusão: estas forças conferem movimentos de intrusão e extrusão aos dentes, os quais são associados a translações verticais onde o dente se desloca respetivamente para dentro ou para fora da cavidade alveolar.

- Força de verticalização da raiz (correção radicular) - é usada para os casos em que o dente apresenta a porção incisal bem posicionada mas a sua raiz demasiado inclinada. O movimento é sobretudo executado pela aplicação de um momento de força na coroa dentária, podendo existir ou não uma força de inclinação de intensidade muito inferior (Ferreira 2002).

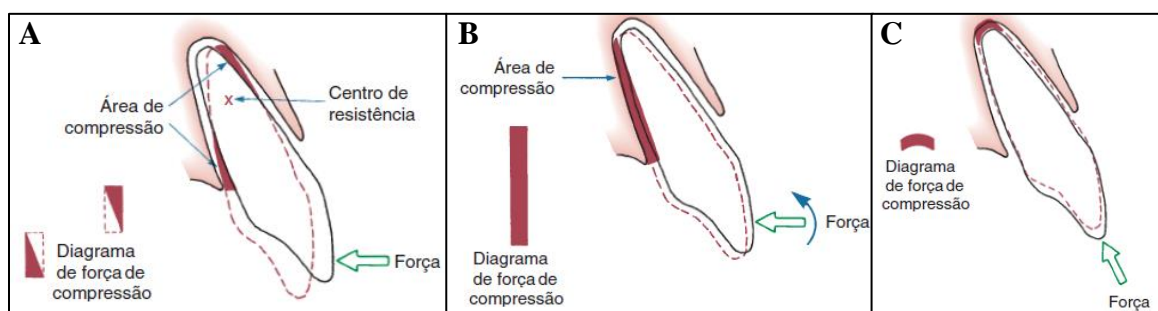


Figura 1. 53 Três dos cinco tipos básicos de aplicação de força e, por conseguinte, de movimento dentário: inclinação (A), translação (B) e intrusão (C) (Proffit, Fields & Sarver 2007).

Intensidade da força ortodôntica

Num conceito geral, força é definida como a grandeza capaz de vencer a inércia de um corpo, ou seja, fornecer-lhe movimento, sendo que a razão entre o seu valor e a área de aplicação é designada

por pressão. A unidade para força usada na maioria das áreas científicas, predefinida pelo Sistema Internacional de Unidades, é o Newton; no entanto, na área de ortodontia a grandeza força é geralmente definida na unidade grama-força ($102 \text{ gf} \approx 1 \text{ N}$).

Numa primeira abordagem, é importante diferenciar força ortodôntica de ortopédica. Para tal, Silva C. estipulou que o valor “fronteira” para a intensidade entre estas duas forças é 400 gf (aproximadamente 3,92 N); assim apenas forças de intensidade inferior a este valor são consideradas ortodônticas (Silva 2007).

Na figura 1.54 é feita uma comparação gráfica entre a intensidade da força ortodôntica e a respetiva taxa de movimento dentária associada. É referenciada uma gama de intensidade que contempla forças de baixa intensidade (inócuas), incapazes de imprimir movimento dentário, até forças de sobrecarga. O pico deste gráfico corresponde à taxa de movimento dentário máxima a qual é conseguida através da aplicação de uma força com intensidade considerada ótima (Ferreira 2002). Esta designada força ótima (FO), cuja intensidade depende de vários fatores (dente selecionado, tipo de movimento dentário, estado do tecido periodontal e características do paciente), foi definida por Moyers como a força que ocasiona uma resposta dos tecidos máxima com um esforço celular mínimo, sem provocar efeitos secundários de reabsorção radicular dentária e dor ao paciente (Moyers 1980).

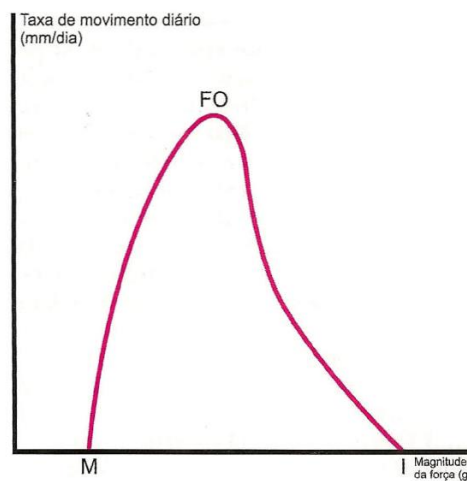


Figura 1. 54 Relação entre a intensidade da força e o seu efeito na movimentação dentária (Ferreira 2002).

As forças inócuas (de intensidade inferior ao valor M da figura 1.54) apresentam uma intensidade tão pequena que são incapazes de vencer os constrangimentos das fibras e fluidos periodontais e, portando, de iniciar o efeito piezoelétrico. Assim, forças deste tipo não conseguem causar migração dentária.

A partir de uma intensidade superior ao valor M, a qual representa a capacidade de vencer constrangimentos, o movimento dentário é conseguido. À medida que essa intensidade aumenta, a taxa de movimento diário do dente é rapidamente maximizada, até se atingir um ponto ótimo de relação entre

a força ortodôntica e a taxa de movimento. A força ortodôntica nesse ponto designa-se por força ótima (FO) permitindo um movimento progressivo do dente (figura 1.54).

A taxa de movimento dentário começa a decrescer para forças de intensidade superiores à ótima (FO). Este fenómeno deve-se ao excessivo constrangimento dos tecidos periodontais, os quais, nas regiões de compressão, bloqueiam parte da circulação sanguínea e ocasionam uma necrose (degradação) destes tecidos, a qual dificulta a remodelação óssea. A intensidade da força pode ser tão elevada que impeça mesmo a remodelação óssea contínua (ponto I da figura 1.54). Neste caso, as designadas forças de sobrecarga originam deslocamentos dentários súbitos, sendo o movimento caracterizado por “saltos” descontínuos, como observado na figura 1.55.

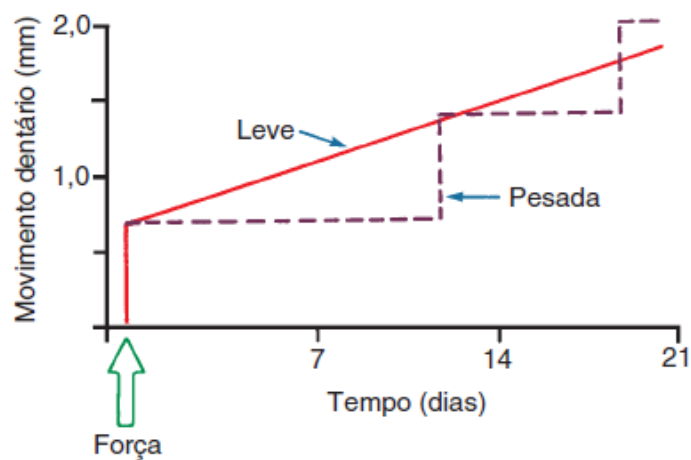


Figura 1. 55 Efeito das gamas de intensidade de força ortodôntica no mecanismo de movimento dentário (Ferreira 2002).

Regime de aplicação da força ortodôntica

Outro parâmetro que também compromete a eficiência do processo de movimento dentário consiste nos ritmos com que as forças são aplicadas às estruturas. Assim, conforme a sua periodicidade de aplicação, as forças são distinguidas em duas categorias: forças contínuas e forças intermitentes.

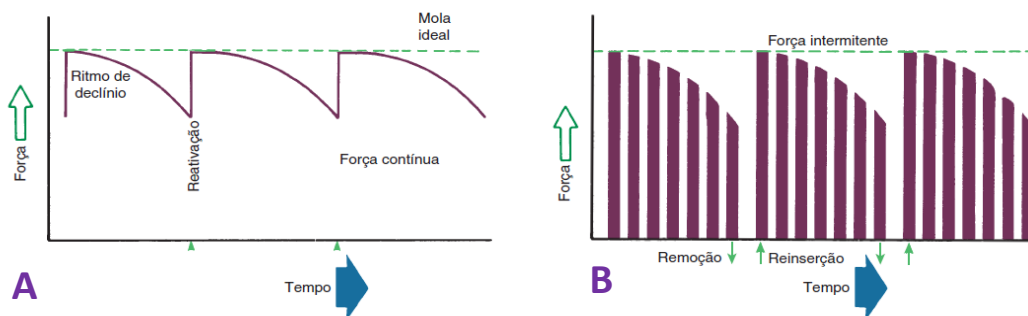


Figura 1. 56 Variação da intensidade de força em função do tempo, consoante os dois tipos de regime da sua aplicação: regime contínuo (A) e regime intermitente (B) (Proffit, Fields & Sarver 2007).

As forças contínuas são as representativas dos aparelhos ortodônticos fixos, sendo a curva que relaciona a sua intensidade ao longo do tempo apresentada na figura 1.56(A). A força surge no momento da aplicação do aparelho, tendo intensidade máxima nesse instante. No entanto, devido à progressiva migração dentária, a intensidade da força que o aparelho exerce sobre o dente vai diminuir (ritmo de declínio), sendo necessária uma reativação periódica da força por parte do especialista ortodôntico, de forma a manter a sua intensidade dentro de uma gama de valores favoráveis.

Já as forças intermitentes (figura 1.56(B)) são as características dos aparelhos removíveis. Na utilização deste tipo de aparelho a intensidade da força varia intermitentemente entre valores favoráveis ao movimento dentário e valores nulos, resultado da alternância entre os períodos da sua utilização (tipicamente um uso noturno de 12 horas diárias) e os períodos de carga nula (remoção do aparelho pelo paciente). Tal como nas forças contínuas, a intensidade das forças intermitentes vai decrescendo progressivamente devido à migração dentária, sendo necessária uma substituição ou uma modificação no aparelho removível para se obter uma nova adaptação morfológica que possibilite empregar novamente uma força de intensidade ideal (reinserção). A vantagem deste segundo tipo de força é o facto de os tecidos estarem em constrangimento apenas durante um certo período diário, permitindo uma regeneração dos mesmos durante as horas de desativação do aparelho, tornando-se possível aplicar forças de maior intensidade sem provocar lesões (Ferreira 2002).

Forças ótimas (FO)

O conceito de “força ótima” tem gerado alguma controvérsia na área ortodôntica. Alguns autores defendem a impossibilidade de, *a priori*, recomendar níveis ideais de força para obter uma eficiência ótima nos tratamentos ortodônticos. No entanto, muitos estudos clínicos foram realizados para estudar a influência do tipo e intensidade da força no tratamento ortodôntico (Cotrim-Ferreira 2001; Proffit, Fields & Sarver 2007), tendo resultado numa indicação do nível de força ideal para os vários tipos básicos de movimento dentário, os quais são apresentados na tabela 1.12, bem como a forma ideal de aplicação da força e quais os seus efeitos no deslocamento dentário.

Tabela 1.12 Valores ideais de intensidade dos vários tipos básicos de força ortodôntica (Proffit, Fields & Sarver 2007).

Tipo de movimento dentário	Força*
Inclinação	35-60g (0,34-0,59N)
Translação (movimento de corpo)	70-120g (0,69-1,18N)
Verticalização de raiz	50-100g (0,49-0,98N)
Rotação	35-60g (0,34-0,59N)
Extrusão	35-60g (0,34-0,59N)
Intrusão	10-20g (0,1-0,2N)

Nota: os valores mais pequenos são associados aos incisivos e os maiores aos molares.

Num outro estudo clínico, Brian W. Lee investigou a hipótese de que a pressão que as raízes dentárias exercem sobre o ligamento periodontal e osso envolvente é o fator determinante no deslocamento dentário. Assim, procedendo a estudos experimentais onde as raízes dentárias eram obrigadas a mover-se segundo translações e inclinações, foram estipuladas relações entre taxa de movimento dentário, forças médias aplicadas à coroa do dente e nível de pressão sobre ligamentos periodontais, conforme apresentado no gráfico referente à figura 1.57. Desta forma, Lee propôs que para obter uma taxa de movimento de inclinação e translação dental ideal a gama ótima de pressão era de cerca de 165-185 gf/cm² (0,0165-0,0185 MPa) no LPD (Lee 1965).

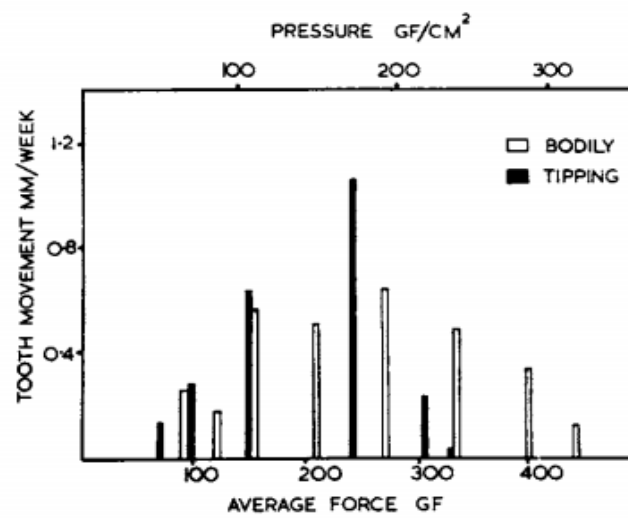


Figura 1. 57 Representação gráfica da relação típica entre a taxa de movimento dentário, a força média aplicada e a pressão provocada no LPD (Lee 1965).

Um outro critério, essencialmente teórico, propõe que para haver um movimento ortodôntico eficiente as forças ótimas a aplicar deverão produzir condições de tensão no ligamento periodontal ligeiramente superiores à tensão exercida pelo sangue nos vasos capilares, a qual é cerca de 20-26 gf/cm² (0,002-0,0026 N/mm²). Desta forma, para além de se permitir uma normal restauração do ligamento periodontal e do tecido ósseo, o aumento da pressão sanguínea no LPD, comprimido contra a cavidade alveolar, promove o processo inflamatório precedente da remodelação óssea (Schwarz 1931).

1.6 Metodologias de diagnóstico e tratamento ortodôntico

1.6.1 Análise Geométrica Individualizada da Harmonia Facial (AGIHF)

Um método de análise cefalométrica, a Análise Geométrica Individualizada da Harmonia Facial (AGIHF), foi proposto pelo Prof. Dr. Carlos Silva, e descrito no livro: “Análise Geométrica Manual da técnica e método de traçado” (2005). Este método analítico tinha em vista melhorar a análise de radiografias do perfil craniofacial, ao proporcionar uma grande precisão baseada no menor número de

pontos cefalométricos possíveis. Assim, como resultado desta simplificação, os erros técnicos e sistemáticos associados a informações distorcidas ou ocultas eram reduzidos, permitindo um guia de avaliação de resultados e planeamento do tratamento mais eficaz.

O método AGIHF funciona segundo os seguintes princípios básicos:

- Capacidade de criar uma análise esquemática da região facial, valorizando a morfologia das estruturas tegumentares sobre as estruturas duras subjacentes, evitando assim a dependência de planos intracranianos para referência e orientação.
- Utilização de uma forma descritiva de diagnóstico e plano de tratamento personalizado, ao invés do baseado em normas estatísticas relativas ao padrão médio da biodiversidade humana.
- Utilização de um sistema de referência exterior ao paciente, constituído por grelhas verticais e horizontais, independentes de qualquer amostra estatística, e orientadas num número mínimo de referências cranianas características do indivíduo em questão.

1.6.1.1 Fases da metodologia AGIHF

Segundo o autor (Silva 2005), a metodologia AGIHF é definida segundo quatro fases principais durante a sua elaboração: fase da individualização; fase de descrição; fase de idealização; fase de planeamento.

a) Fase da Individualização

A primeira etapa do método de traçado AGIHF corresponde à fase de Individualização, a qual inclui inicialmente uma subfase de orientação da radiografia craniofacial de perfil. Para tal, é traçado um plano sub-nasal vertical numa fotografia de perfil PNC (posição natural da cabeça), sendo seguidamente transferido para a telerradiografia (figura 1.58).

A escolha deste plano como referência estrutural deve-se ao facto de este ser o único com uma referência externa em comum, ponto sub-nasal, em ambos registos, fotografia e telerradiografia de perfil, tal como se encontra representado na figura 1.58.

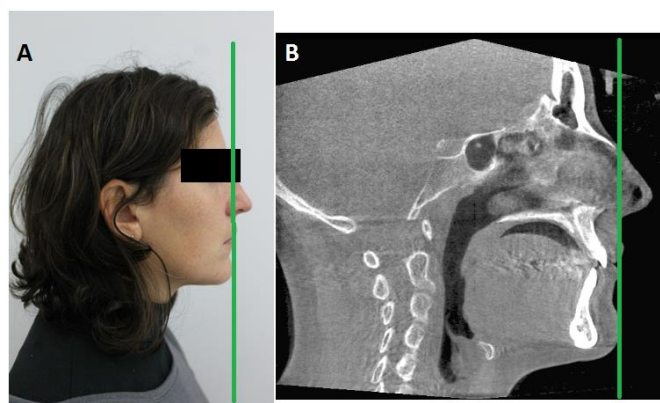


Figura 1. 58 Representação do Plano Sub-nasal Vertical sobre: a fotografia de perfil (A) e a telerradiografia craniofacial (B) do paciente.

O restante trabalho consiste em traçar um conjunto de planos de modo a criar uma “moldura geométrica” capaz de captar as características faciais mais relevantes do indivíduo em estudo: dimensões faciais ósseas e tegumentares na direção sagital e vertical. Para tal, na fase de individualização, são traçados um total de 13 planos, conforme apresentado na figura 1.59 a cor amarela, dos quais apenas 3 não são verticais nem horizontais.

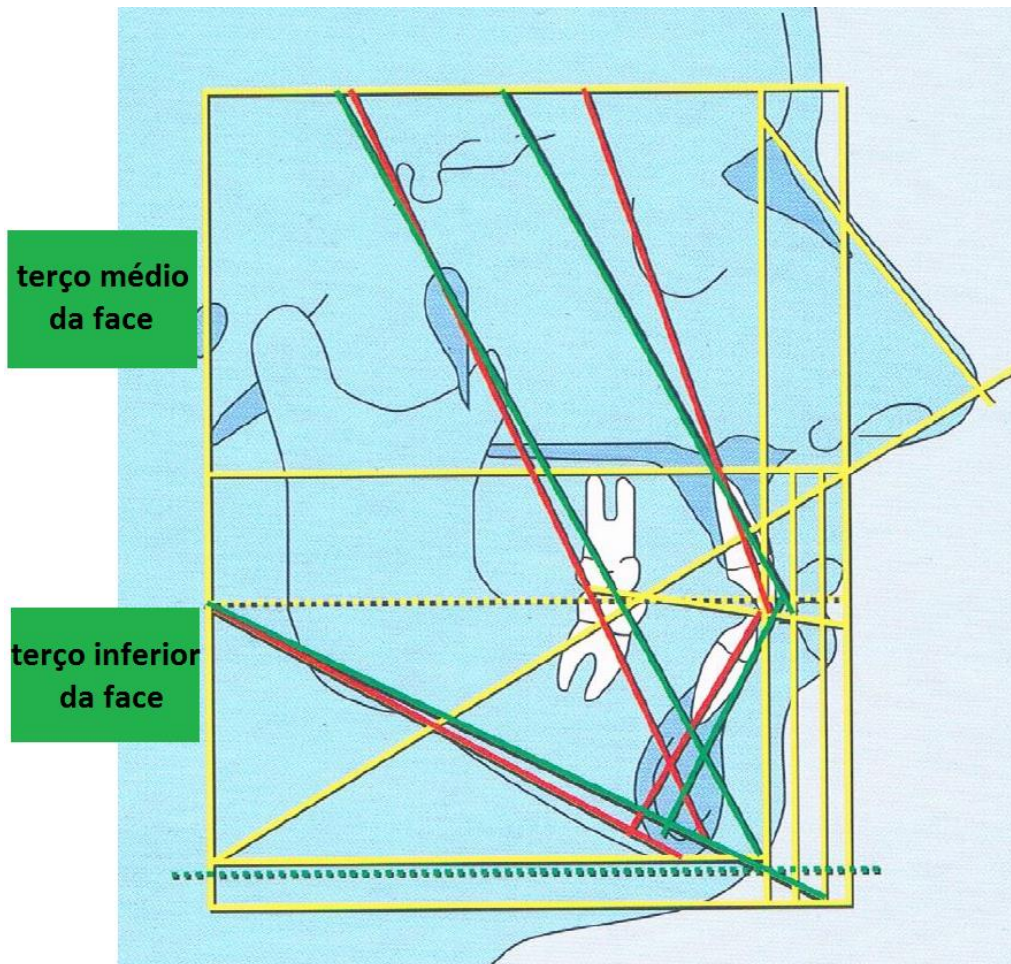


Figura 1. 59 Análise Geométrica Individualizada da Harmonia Facial, no qual se encontram representadas: a “moldura geométrica” traçada durante a Fase de Individualização (cor amarela); o traçado obtido na Fase Descritiva da AGIHF (cor vermelha); o traçado obtido na fase de idealização do AGIHF (cor verde). (Silva 2005)

b) Fase Descritiva

O procedimento de traçado nesta segunda fase da AGIHF é restrito às linhas e planos correspondentes às estruturas alvo de aplicação de forças ortodônticas. Os parâmetros e estruturas a referenciar nesta fase estão localizadas no terço inferior da face do paciente: dentes incisivos e primeiros molares, maxilares e mandibulares; posição mandibular; dimensão vertical inferior (Silva 2005).

O objetivo desta é traçar 5 planos e eixos que têm como intuito indicar a localização e posição das estruturas faciais correspondentes à situação atual do paciente, passíveis de alteração ortodôntica, os quais são representados a vermelho na figura 1.59 .

c) Fase de idealização

Na terceira fase da metodologia AGIHF são traçados 5 planos ou eixos, os quais são representativos da posição ideal das estruturas a serem alteradas, figura 1.59 a cor verde.

Em resumo, os principais objetivos desta fase são:

- Visualizar, determinar e quantificar a diferença entre a posição atual dos elementos faciais (duros e moles) e a posição ideal que estes elementos devem ocupar no final do tratamento, para que se obtenha uma harmonia facial.
- Obter um esquema qualitativo da análise facial evitando o recurso a normas cefalométricas estatísticas convencionais, contornando problemas associados a erros técnicos e sistemáticos.

Idealmente, os 5 planos ou eixos que são traçados nesta fase devem coincidir com os traçados da fase descritiva. O grande objetivo desta metodologia é, desta forma, conseguir uma boa aproximação da sobreposição entre os eixos descritivos e os ideais (Silva 2005).

d) Fase de planeamento

A última fase do método AGIHF consiste na aplicação dos pressupostos anteriores, ou seja, de que forma é possível deslocar os eixos próprios do paciente, traçados na fase descritiva, de modo a sobrepor-los aos eixos ideais, traçados na fase de idealização.

Para tal, o processo de planeamento médico começa pela elaboração de uma ficha de registo dos dados descritivos e ideais. Com base nos desvios entre estes últimos elabora-se um plano de tratamento, no qual são ainda consideradas as limitações mecânicas dos tecidos. Caso as limitações não possibilitem encontrar a harmonia facial ideal, correspondente à sobreposição dos eixos descritivos (representados a vermelho) e ideais (assinalados a verde, o profissional deverá usar o seu conhecimento e experiência para encontrar uma posição intermédia entre os últimos (Silva 2005).

Estes planos e eixos intermédios devem ser representados na telerradiografia, e correspondem ao objetivo visual de tratamento, tal como se encontra ilustrado na figura 1.60 a cor azul.

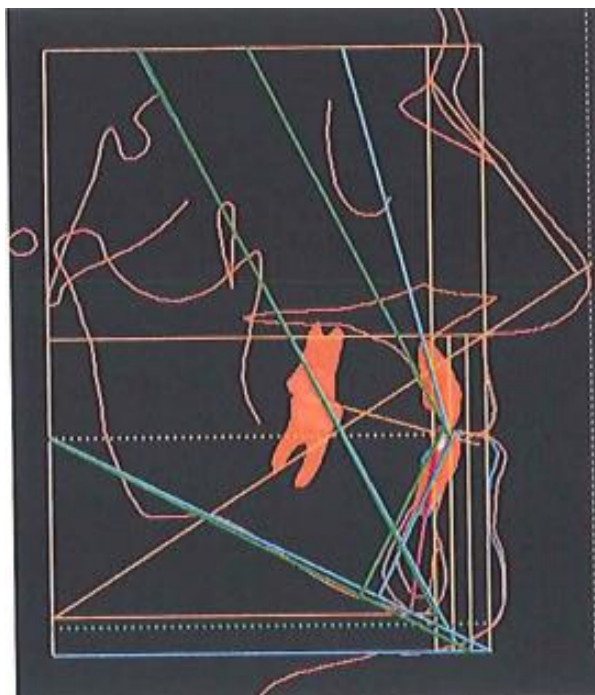


Figura 1. 60 Traçado (cor azul) obtido na Fase de Planeamento do AGIHF. (J. Nobre 2009)

1.6.2. Cefalometria Computadorizada

A introdução da análise cefalométrica a um nível computacional foi grandemente concebida por *Ricketts* na década de 60. O princípio básico de funcionamento desta perspectiva tecnológica consiste em marcar pontos craniométricos sobre a imagem radiográfica numa tela, competindo ao *software* do sistema computadorizado executar automaticamente uma análise cefalométrica completa. Esta análise inclui cefalogramas e os seus respetivos traçados de linhas e planos, bem como grelhas e listas onde constam valores geométricos e seus desvios em relação à harmonia facial ideal (Pereira, Mundstock & Berthold 2009).

A grande vantagem em relação à análise cefalométrica manual é o facto de esta vertente computadorizada permitir uma melhor eliminação de erros técnicos resultantes do registo de valores por parte dos operadores.

1.6.2.1 Tipos de Cefalometria Computadorizada

a) Análise cefalométrica através de mesas digitalizadoras

A cefalometria computadorizada começou a ser utilizada na década de 90 através de mesas digitalizadoras que permitiam um registo de alta precisão do traçado cefalométrico e dos seus respetivos pontos diretamente na mesa gráfica. Para esse efeito existiam dois tipos de mesas digitalizadoras: as translúcidas e as não translúcidas (Pereira, Mundstock & Berthold 2009).

As mesas não translúcidas exigem um traçado prévio do cefalograma e respetivos pontos cefalométricos em folha de acetato num negatoscópio, sobre uma radiografia craniana de perfil.

Posteriormente, este traçado é colocado sobre a mesa gráfica e as características cefalométricas são transferidas para o sistema computadorizado que, por conseguinte, processa a análise pretendida, tal como se encontra ilustrado na figura 1.61.

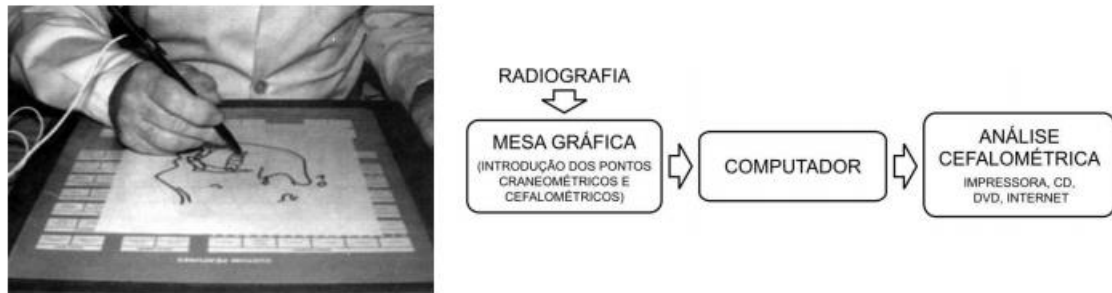


Figura 1. 61 Marcação dos pontos do traçado cefalométrico em mesa gráfica não translúcida e procedimento necessário à execução da análise cefalométrica (Pereira, Mundstock & Berthold 2009).

As mesas translúcidas permitem a eliminação da fase de pré-preparação do traçado cefalométrico em acetato, possibilitando o registo direto das características craniométricas. Neste caso a marcação de pontos é realizada diretamente na radiografia que assenta na tela da mesa digitalizadora a qual apresenta uma retroiluminação semelhante à de um negatoscópio, sendo de seguida usada a capacidade de análise computacional, tal como é demonstrado na figura 1.62 (Pereira, Mundstock & Berthold 2009).

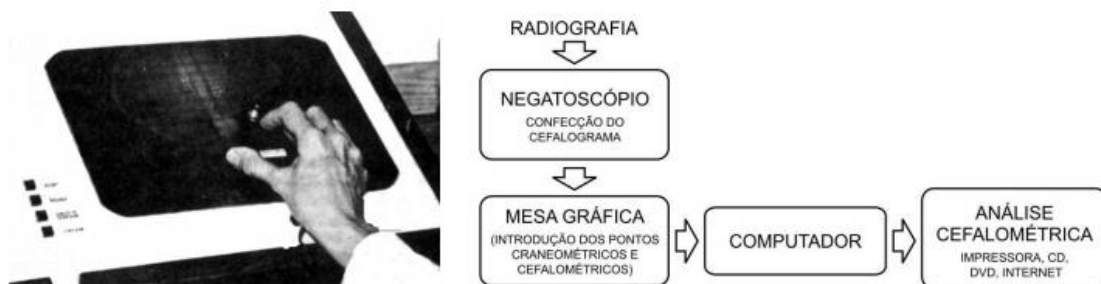


Figura 1. 62 Marcação dos pontos essenciais à análise cefalométrica em mesa gráfica translúcida e procedimento necessário à análise cefalométrica (Pereira, Mundstock & Berthold 2009).

b) Análise cefalométrica bidimensional em sistema computadorizado

Embora a análise cefalométrica recorrente a mesas digitalizadoras fosse bastante precisa, o facto de serem dispendiosas e possuírem telas curvas, que geravam alguma imprecisão na sua utilização, propiciou a procura de um outro formato para a análise cefalométrica (Pereira, Mundstock & Berthold 2009). Para tal, foram desenvolvidos programas computacionais que possibilitam a marcação do traçado e respetivos pontos cefalométricos em telas de computador, havendo nesta a necessidade da digitalização das radiografias ou que estas estivessem em formato digital para serem inseridas no sistema computacional. Após a transferência das imagens para o sistema computacional, recorrendo a um *software* adequado, é possível traçar os pontos e respetivo traçado cefalométrico sobre elas, na tela do

computador, conforme explícito na figura 1.63. De seguida é realizado um processamento e análise dos valores por comparação a uma harmonia facial ideal (Pereira, Mundstock & Berthold 2009).

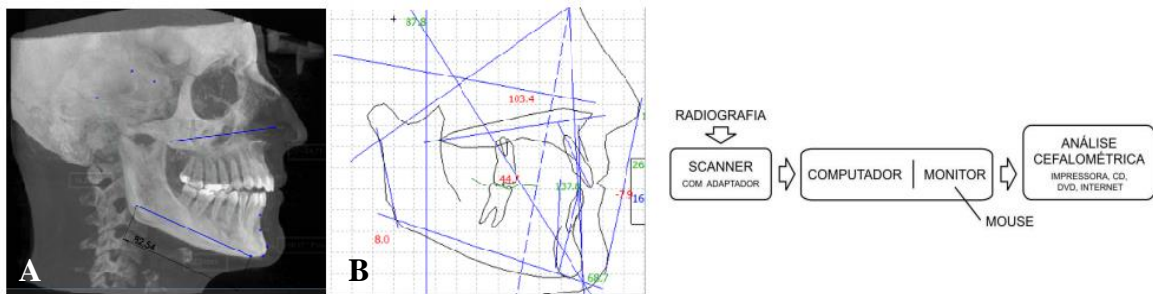


Figura 1. 63 Procedimento necessário à execução da análise bidimensional cefalométrica em tela de computador. Esta última pode ser executada recorrendo a ferramentas de medição existentes em *softwares CAD* (A), bem como recorrendo a softwares apropriados à execução do traçado cefalométrico e marcações dos respetivos pontos (B) (Pereira, Mundstock & Berthold 2009).

c) Análise cefalométrica tridimensional em sistema computadorizado

Atualmente a maioria dos exames radiográficos permite exportar os seus ficheiros em formato digital, os quais podem ser inseridos diretamente em *softwares* de cefalometria. A tecnologia de Tomografia Computorizada *Cone Beam* (TCCB) permite aquisição de imagens radiográficas digitais dos inúmeros cortes axiais ao longo de todo o crânio. Estes ficheiros, em formato DICOM, podem ser importados por programas apropriados e, através de reconstruções multiplanares, pode ser gerado um modelo tridimensional do crânio de forma precisa, sem distorções. Seguidamente, no mesmo modelo craniofacial tridimensional, são marcados os pontos anátomo-radiológicos de interesse e determinados os planos anatómicos de referência (sagital, coronal, mediano, *camper*, *frankfurt*, entre outros), tal como se encontra ilustrado na figura 1.64. Neste contexto, o protocolo *COMPASS* (*Computerized Assessment*) tem sido adotado como um meio completo de avaliação craniofacial no qual, após se definirem os planos e pontos anatómicos do modelo tridimensional, são essencialmente avaliadas: simetrias faciais; desvios axiais, coronais e sagitais da mandíbula e do plano de oclusão; relações tridimensionais entre a base do crânio, a maxila e a mandíbula; posições e inclinações dentárias; má oclusão dentária; medições relativas a estruturas ósseas e a tecidos moles (Pereira, Mundstock & Berthold 2009).

Assim, os resultados relativos às medições são apresentados sob formas de tabelas onde constam os desvios relativos por comparação à cefalometria ideal, tornando a avaliação craniofacial tridimensional baseada no protocolo *COMPASS* um método preciso de diagnóstico médico.

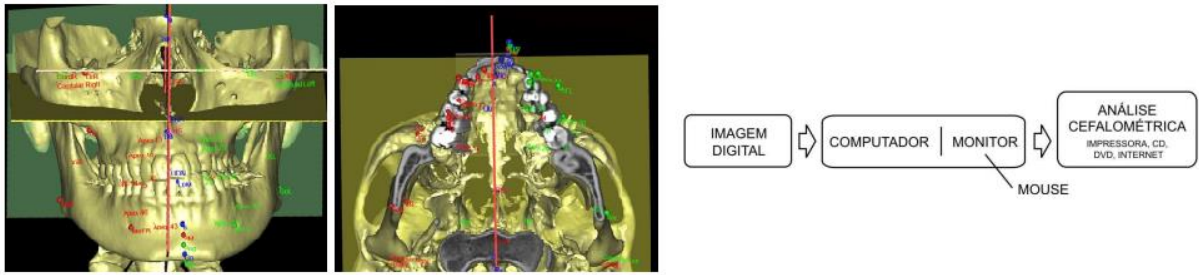


Figura 1. 64 Procedimento necessário à execução da análise tridimensional cefalométrica em *software* computacional (*COMPASS*). Esta última depende essencialmente do processo de marcação dos pontos cefalométricos no modelo craniofacial digitalizado do paciente (Pereira, Mundstock & Berthold 2009).

1.6.2.1.1 Pontos Craniométricos

A marcação dos pontos cefalométricos é um processo de grande importância para a Cefalometria Computorizada, e deve ser efetuada de forma rigorosa e precisa uma vez que o subsequente processo de análise depende deste passo. Vários trabalhos foram desenvolvidos no sentido de melhorar este tipo de análise, entre os quais é de realçar os contributos de vários autores, Ricketts, Steiner, Wylie, Interlandi. Os últimos estipularam pontos, localizados em posições anatómicas facilmente identificáveis, os quais podem ser usados para traçar linhas e planos cefalométricos de maneira a reproduzir medidas angulares e lineares acerca das posições dentárias e esqueléticas. Na figura 1.65 encontram-se referenciados alguns dos principais pontos usados no traçado da análise cefalométrica, propostas por Wylie, Steiner e Interlandi (Pereira, Mundstock & Berthold 2009).

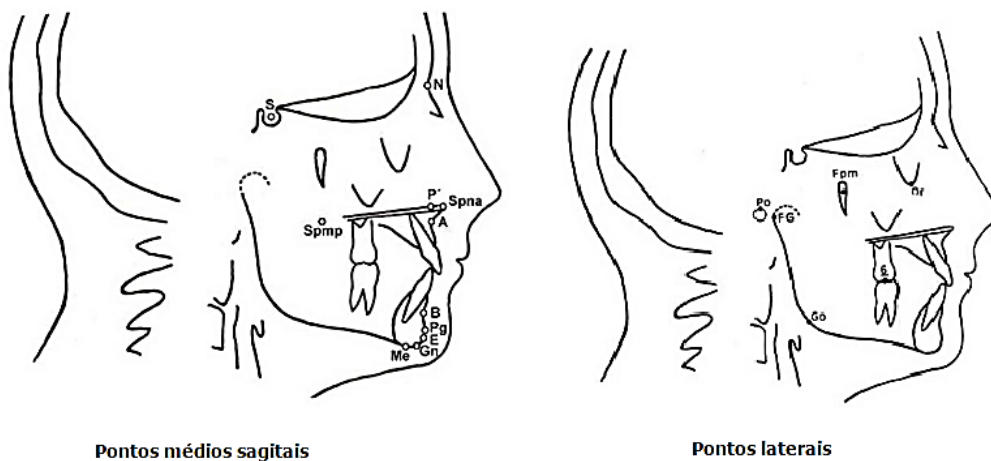


Figura 1. 65 Posicionamentos dos pontos cefalométricos propostos pelos autores Wylie, Steiner e Interlandi (Pereira, Mundstock & Berthold 2009).

Tabela 1. 13 Nomenclatura dos pontos cefalométricos apresentados na figura 1.65 (Pereira, Mundstock & Berthold 2009).

Pontos médios sagitais	Pontos laterais
S - ponto Sela N - ponto Nasio P' - ponto P linha Sbnp - Espinha nasal posterior Spna - Espinha nasal anterior A - ponto A B - ponto B Pog - ponto Pogônio E - ponto E Gn - ponto Gnátio Me - ponto Mentoniano	Po - ponto Pório Fpm - Fissura Pterigomaxilar Or - ponto Orbital FG - Fossa glenóide 6 - 1º molar superior Go - ponto Gônio

Capítulo 2. *Materiais e métodos*

2.1 Criação de um modelo biomecânico da estrutura craniofacial

a) Obtenção inicial dos modelos anatômicos obtidos por tomografia

A construção de modelos de elementos finitos funcionais é um processo que segue várias etapas e encontra grande complexidade quando envolve estruturas anatômicas. A grande complexidade e pormenor das estruturas orgânicas em estudo torna o processo da sua modelação 3D de raiz demasiado difícil. Para ultrapassar tal complexidade, recorre-se com frequência à engenharia inversa, obtendo-se modelos tridimensionais representativos dos corpos anatômicos por digitalização computacional, mais concretamente por meio de tomografia computacional (TC) (Meurer et al. 2005).

Neste estudo, os modelos iniciais portadores das geometrias anatômicas foram gerados por Tomografia Computorizada *Cone Beam* (TCCB). Seguidamente, as imagens médicas obtidas puderam ser visualizadas e manipuladas tridimensionalmente no *software 3D Slicer*, através da importação dos ficheiros *DICOM* resultantes da tomografia. Recorrendo às ferramentas computacionais disponíveis, foi possível executar uma segmentação, na qual se procedeu à individualização das principais estruturas anatômicas: dentes, mandíbula, maxila e crânio, e geração dos respetivos modelos tridimensionais em formato estereolitográfico (*STL*), figura 2.1. Este processo de segmentação estrutural foi conseguido graças às funcionalidades de isolamento volumétrico e de seleção *Threshold* das regiões de interesse. As superfícies dos modelos no formato *STL* são definidas por uma grande quantidade de polígonos (elementos triangulares, no caso deste trabalho), os quais estão ligados entre si através dos seus vértices e arestas. Por este meio foram obtidos, no total, 32 modelos tridimensionais *STL*, os quais corresponderam a: 1 osso cortical da estrutura crânio-maxilar; 1 osso cortical da estrutura mandibular; 16 dentes maxilares; 14 dentes mandibulares.

O procedimento efetuado no *software 3D Slicer* encontra-se descrito de forma mais detalhada no Apêndice I.

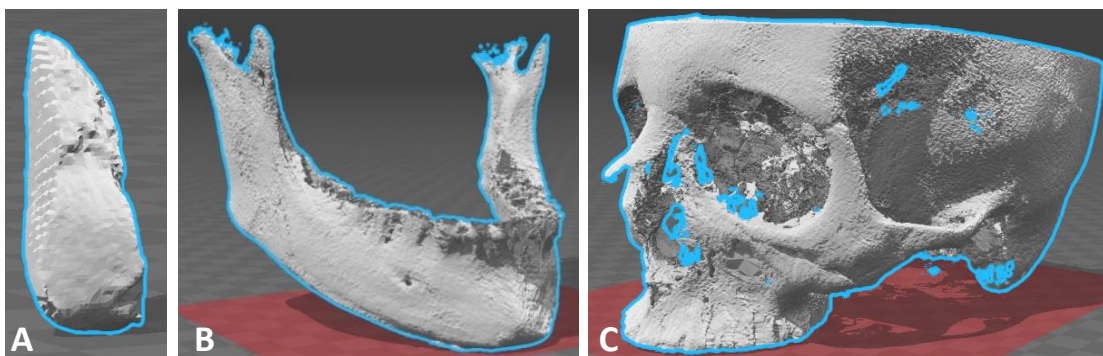


Figura 2. 1 Modelos anatômicos obtidos pela exportação, em formato *STL*, de uma geometria tomográfica original em *3D Slicer*.

b) Reparação dos modelos anatómicos exportados da tomografia

Antes de os vários modelos serem importados para o *software Solidworks*, com o intuito de serem discretizados em malhas de elementos finitos, foi necessário garantir que todos os modelos eram definidos por superfícies isentas de quaisquer falhas geométricas. Estas falhas podem-se manifestar sob diversas formas: espaços abertos na superfície, arestas e vértices desconectados, regiões sem espessura, interferência entre elementos triangulares vizinhos. Muitas vezes as estruturas anatómicas apresentam formas irregulares de origem congénita, sendo que, nestes casos, a morfologia deve ser mantida no modelo digital. No entanto, na maior parte das vezes, os erros geométricos são originados durante os processos de captura tomográfica e de segmentação.

De forma a eliminar e corrigir estes erros superficiais, e de acordo com o tamanho e a complexidade dos mesmos, foram usados dois programas computacionais, nomeadamente o *Blender* e o *Meshmixer*. Para correção de defeitos de maior dimensão mas de menor complexidade, principalmente aberturas superficiais, foram usadas as ferramentas manuais do programa *Blender*, no seu modo *Editor* (figura 2.2). Para erros geométricos de menor dimensão, mas de maior complexidade, recorreu-se às ferramentas automáticas de deteção e reparação, *Analysis-Inspector*, do *software Meshmixer* (figura 2.3).

Nos Apêndices II e III é feita uma abordagem mais pormenorizada acerca do funcionamento dos *softwares Blender e Meshmixer*.

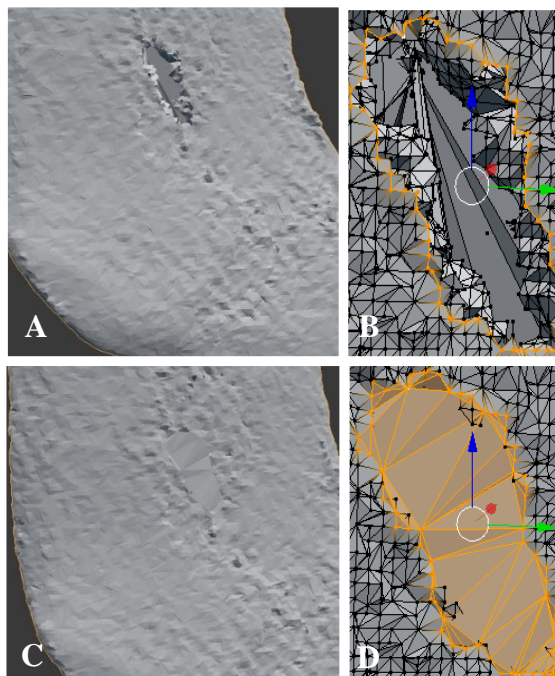


Figura 2. 2 Processo manual de reparação no programa computacional *Blender*. Na figura é possível observar a identificação da cavidade na superfície do modelo (A e B), bem como o resultado do fechamento da mesma (C e D).

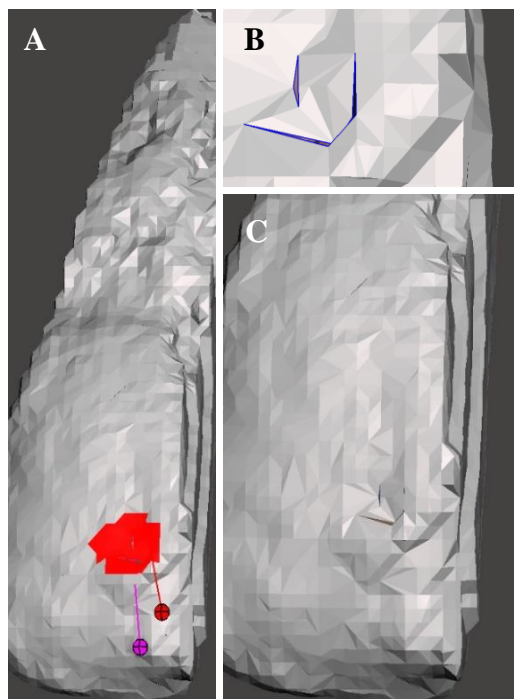


Figura 2. 3 Processo automático de reparação em *Meshmixer* no qual se identifica a anomalia geométrica (A e B), e se executa a reparação da mesma (C).

c) Aperfeiçoamento superficial dos modelos

Após garantir que todos os modelos se encontravam livres de erros geométricos, procedeu-se à suavização da aparência grosseira das superfícies de certas regiões. De forma cuidada, para preservar os detalhes anatómicos importantes, recorreu-se à funcionalidade “*Robust Smooth*” do programa *Meshmixer* (o procedimento encontra-se descrito em maior detalhe no Apêndice III).

Além da melhoria evidente a nível estético, tal como é mostrado na figura 2.4, outras vantagens importantes são alcançadas, tais como facilitar as operações booleanas subsequentes de intersecção ou de reunião de formas, assim como uma redução dos pontos de ancoramento de tensões durante as simulações estáticas.

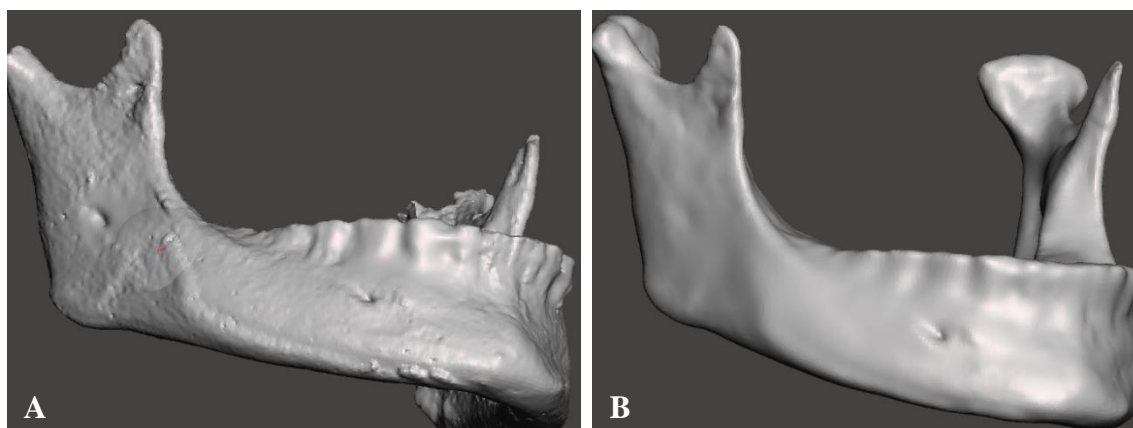


Figura 2. 4 Processo de suavização superficial dos modelos, sendo possível observar o mesmo modelo antes (A) e depois (B) de ser executado este processo.

d) Simplificação geométrica dos modelos

Como grande desvantagem, esta última operação de suavização superficial (*smooth*) acarreta um inevitável aumento do número de elementos triangulares que definem as superfícies dos modelos, que se traduzirá no aumento dos tempos de discretização das malhas de elementos finitos e dos tempos de convergência dos resultados da simulação, dada a maior capacidade de processamento exigida ao computador. Para minorar este efeito, recorreu-se à funcionalidade “*Quadratic Edge Collapse Decimation*”, disponível no programa *MeshLab* (o procedimento mais detalhado encontra-se no Apêndice IV), a qual permitiu reconstruir o modelo em questão mantendo a topologia original e escolher o número desejado de elementos triangulares que o irão definir. Desta forma procedeu-se à remodelação das várias estruturas para a obtenção de um ficheiro com o menor tamanho possível cujo modelo associado conservasse toda a tipologia anatómica original. Na figura 2.5 encontra-se ilustrada a simplificação geométrica do modelo correspondente ao osso cortical mandibular.

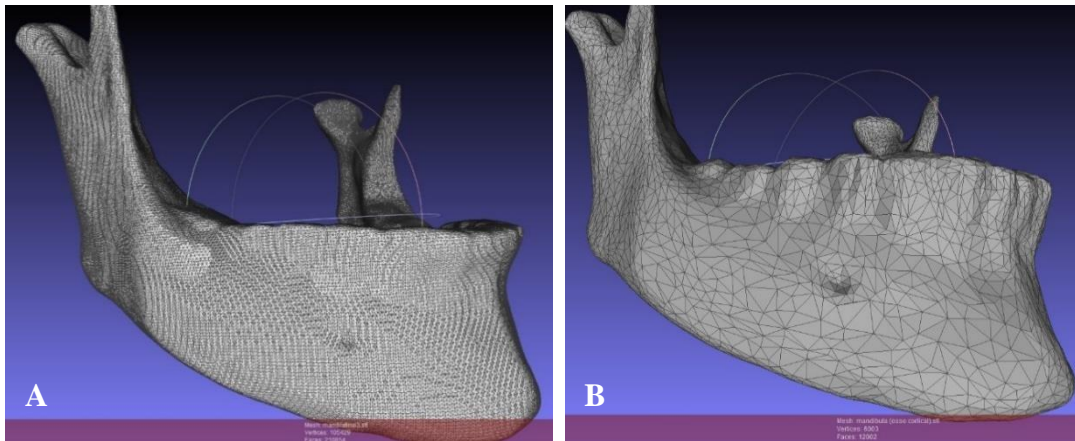


Figura 2. 5 Processo de simplificação superficial dos modelos, no qual é possível observar o antes (A) e o depois (B) de este último ser executado.

e) Criação das estruturas ocultas na tomografia inicial

Devido a dificuldades de visualização e segmentação das imagens tomográficas, os modelos estruturais correspondentes aos ligamentos periodontais e aos ossos trabeculares foram obtidos a partir das morfologias a eles conexas (isto é, aos dentes e aos ossos corticais, respetivamente). Recorrendo à ferramenta *Select-Edit-Offset* do programa *Meshmixer*, foi possível extrair uma sobre-espessura da superfície radicular dentária para obter o correspondente ligamento periodontal (LPD) e uma sub-espessura do osso cortical para obter o respetivo osso trabecular. Este procedimento é descrito, mais pormenorizadamente, no Apêndice III.3.

As espessuras das estruturas referentes ao LPD e ao osso trabecular, inicialmente ocultas na tomografia, foram estipuladas da seguinte forma:

- Ligamentos periodontais com espessura de cerca $0,3 \text{ mm} \pm 0,15 \text{ mm}$, de forma a garantir um espaçamento entre estruturas dentárias e ósseas, como ilustrado na figura 2.6.

- Osso trabecular com uma espessura 2 mm inferior à do osso cortical. Desta forma garante-se uma sobre-espessura de 2 mm do osso cortical em relação ao trabecular (figura 2.7).

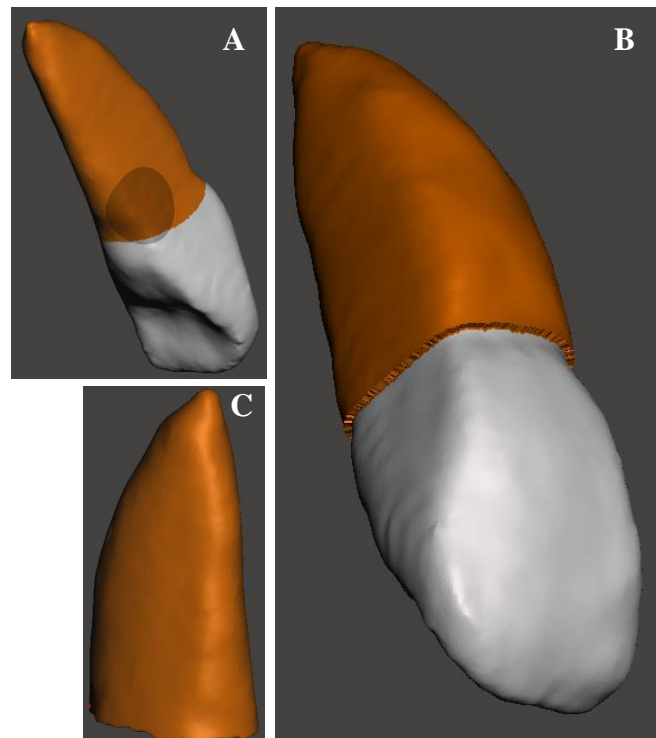


Figura 2. 6 Etapas da criação do LPD do dente 11. (A) Seleção da área onde o LPD deverá conectar a superfície dentária; (B) execução da sobre-espessura da anterior seleção; (C) obtenção do modelo.

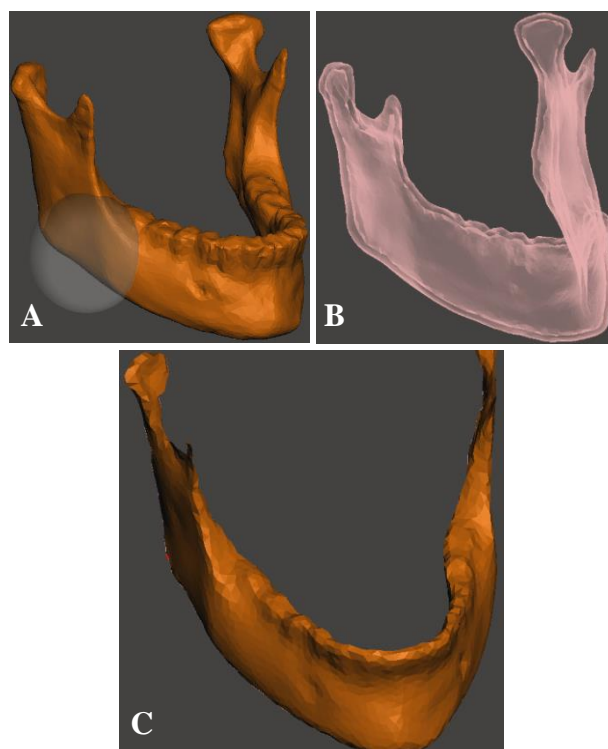


Figura 2. 7 Etapas da criação do osso trabecular mandibular. (A) Seleção de toda a área superficial do modelo de osso cortical mandibular; (B) execução do *offset* com sub-espessura da anterior seleção; (C) obtenção do modelo.

Finalizado o processo de criação de todas as estruturas anatômicas (dentes, ligamentos periodontais, ossos trabeculares e corticais), o passo seguinte consistiu na importação dos ficheiros das mesmas para o *software CAD Solidworks*. No momento da importação, os ficheiros encontravam-se no formato estereolitográfico (STL) sendo necessária a sua conversão, individual, para formato nativo do programa (SLDPRT). Mais uma vez, é importante verificar a integridade e validade dos modelos gerados e, para isso, recorreu-se às ferramentas *Import Diagnostics* e *Check Geometry* para verificar se todas as superfícies estavam livres de potenciais erros geométricos gerados no momento da importação.

Deste procedimento resultaram os 64 ficheiros finais correspondentes à totalidade das partes anatômicas individuais usadas no contexto deste trabalho (osso cortical da estrutura mandibular, osso trabecular da estrutura mandibular, 14 dentes mandibulares e 14 ligamentos periodontais correspondentes, osso cortical da estrutura maxilar/craniana, osso trabecular da estrutura maxilar/craniana; 16 dentes maxilares e os 16 ligamentos periodontais correspondentes).

Seguidamente, recorrendo ao modo *Assembly* do *Solidworks*, as partes individuais anteriormente referidas foram montadas num conjunto e as suas posições e relações foram definidas conforme a realidade anatômica visualizada na tomografia. Uma vez que o principal objetivo deste trabalho era a avaliação das deformações causadas pelas deslocções dentárias, individualmente em cada uma das arcadas, estipulou-se a criação de dois conjuntos principais, um referente à estrutura maxilar e outro à mandibular, figuras 2.8 e 2.9, respetivamente.

Tendo-se verificado a existência de interferências entre as várias partes do conjunto modelado, este problema foi resolvido recorrendo à ferramenta *Cavity* do *Solidworks*, a qual executa uma operação de subtração booleana de elevada precisão, de forma a remover regiões sobrepostas entre modelos. Assim, a região removida corresponde à configuração exata da geometria a conectar sendo, desta forma, possível criar superfícies de contacto entre as várias estruturas conexas. Na tabela 2.1 encontram-se referenciadas as partes editadas e as respetivas geometrias removidas.

Tabela 2. 1 Descrição das técnicas usadas para obter superfícies de contacto ideal entre os vários modelos conexas.

Parte a editar	Operação Booleana	Parte(s) subtraída(s)	Erro Potencial
Ligamento Periodontal	“Cavity” (Subtração)	Dente	Regiões de reduzida espessura e/ou de espessura ausente
Osso Trabecular	“Cavity” (Subtração)	Ligamentos Periodontais; Dentes	Nenhum
Osso Cortical	“Cavity” (Subtração)	Osso Trabecular; Ligamentos Periodontais; Dentes	Nenhum

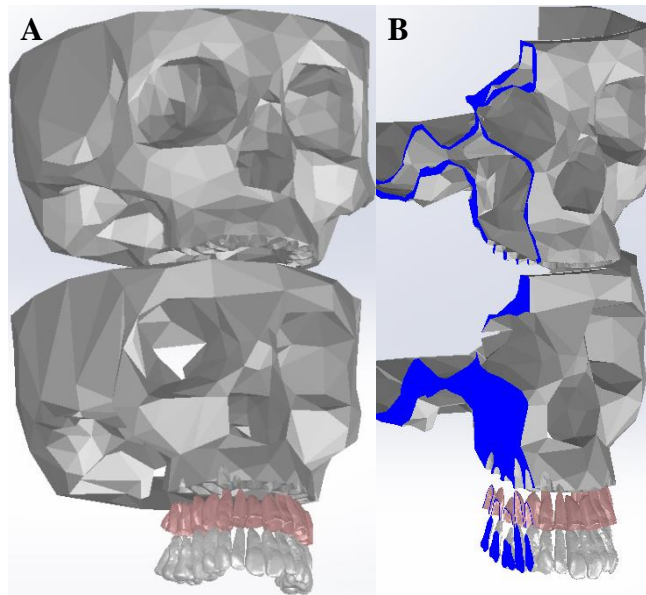


Figura 2. 8 Perspetiva “explodida” do conjunto do crânio/maxila, de modo a realçar os seus componentes: dentes, ligamentos periodontais, osso trabecular e osso cortical, considerando a perspetiva das estruturas completas (A) e outra com corte (B).

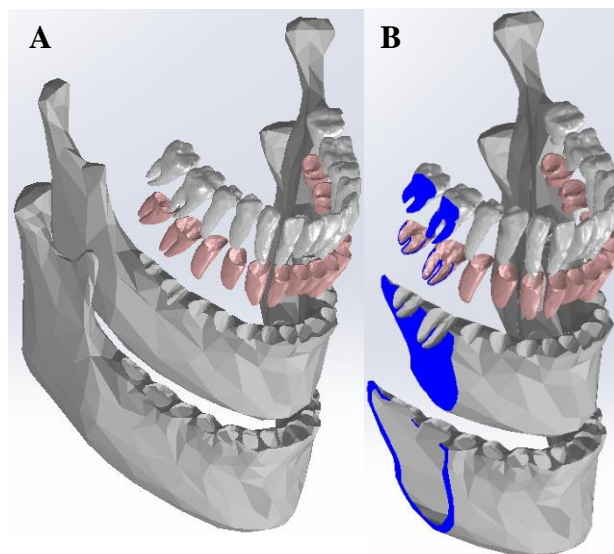


Figura 2. 9 Perspetiva “explodida” do conjunto mandibular. De cima para baixo, é possível identificar as seguintes estruturas: dentes, ligamentos periodontais, osso trabecular e osso cortical, sendo ainda apresentada uma perspetiva das estruturas completas (A) e outra com corte (B).

f) Preparação dos modelos para a simulação através do MEF

O próximo passo consistiu na preparação dos modelos para fazer a simulação estática. Nesta etapa definiram-se os seguintes parâmetros:

- Densidade da malha de elementos finitos (EF) de cada modelo, ou seja o número de elementos finitos que o definem;
- Condições de contacto entre cada modelo;

- Condições de fronteira;
- Propriedades mecânicas de cada material presente no modelo.

Um exemplo das estruturas mandibulares e maxilares com malha de elementos finitos definida é apresentado na figura 2.10.

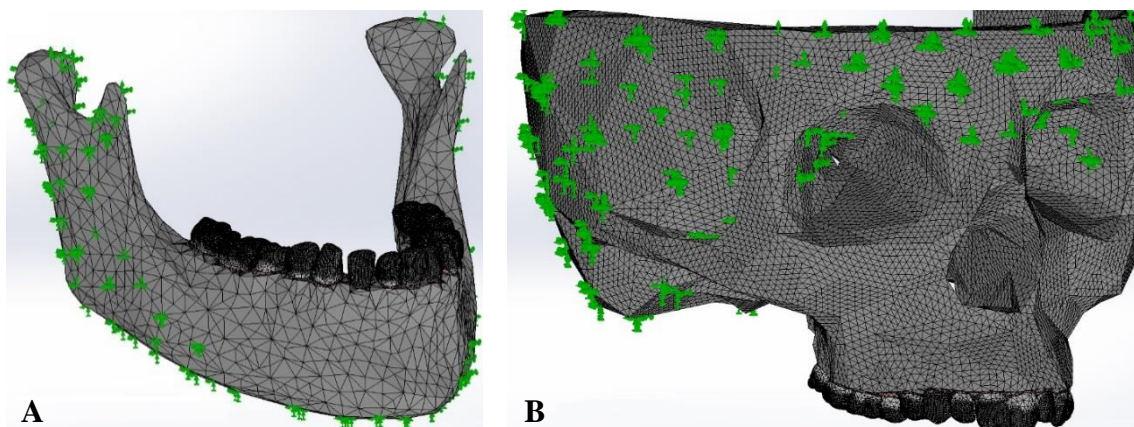


Figura 2. 10 Modelos completos das estruturas mandibular (A) e crânio-maxilar (B), possuindo as malhas de MEF definidas, bem como as respectivas condições de fronteira (setas a verde).

Os elementos finitos utilizados tinham geometria tridimensional, possuindo a forma de tetraedros, e eram de 2ª ordem, sendo definidos por nós nos seus 4 vértices e por nós a meio das suas 6 arestas. A estes nós está associado um número específico de graus de liberdade, relativos a deslocamentos nodais, assim como as propriedades dos materiais que definem o comportamento mecânico dos modelos durante as simulações numéricas. Assim, no estudo feito através da utilização do MEF (*Solidworks Simulation*), as malhas de elementos finitos dos modelos foram definidas usando as opções de *Curved-Based Mesh* (8 elementos num círculo) e de *High Mesh Quality*, definida em 4 pontos Jacobianos, as quais facilitam a convergência de resultados.

No processo de definição do refinamento das malhas de elementos finitos foram estabelecidos dois parâmetros: o *Element Size*, o qual regula a dimensão da aresta dos elementos tetraédricos, e o *Aspect Element Ratio*, que condiciona o formato da geometria dos elementos, evitando a introdução de elementos finitos com excesso de rigidez e consequentes erros computacionais. Na secção 3.2 encontram-se descritos os valores utilizados para estes parâmetros, consoante o tipo de modelo em questão.

Simultaneamente, de forma a tentar reproduzir o mais aproximadamente possível a realidade biológica nos modelos anatómicos, foram definidos parâmetros específicos para as condições de fronteira, para as interfaces de contacto e para as propriedades mecânicas dos vários modelos geométricos.

No que diz respeito às interfaces de contacto entre os dentes e os ligamentos periodontais, assim como entre os ligamentos periodontais e a maxila/mandíbula e ainda entre ossos corticais e trabeculares,

as operações de subtração booleana *Cavity* garantiram a existência de contacto superficial perfeito entre estruturas conexas. As condições de contacto foram definidas como *bonded* (segundo a ferramenta *Contact Sets*); desta forma, o programa computacional assume que todos os nós, arestas e faces em contacto estão rigidamente conectados, não havendo rotação nem movimento relativo entre eles.

Relativamente à definição das condições de fronteira fixas, as quais impedem quaisquer movimentos de translação e de rotação, estas foram aplicadas na superfície dos modelos relativos aos ossos corticais (mandibulares e maxilares), em regiões afastadas da estrutura dentária, de forma a não restringir o seu movimento. As condições de fronteira usadas podem ser observadas na figura 2.10, estando representadas pelas setas a verde.

Por fim, procedeu-se à definição das propriedades mecânicas relativas às diferentes estruturas anatómicas presentes no *Assembly*, as quais são apresentadas na tabela 2.2.

Tabela 2.2 Propriedades mecânicas lineares elásticas e isotrópicas dos materiais utilizados nos modelos (Fontes 2010; Lotti et al. 2006; Aguiar, Costa & Henrique 2006).

	Módulo de Elasticidade Longitudinal [MPa]	Coefficiente de Poisson	Massa Volúmica [kg/m ³]	Módulo de Elasticidade Transversal [MPa]	Tensão limite de compressão [MPa]
Osso cortical	13,7 x 10 ³	0,3	1900	6500	120
Osso trabecular	1,37 x 10 ³	0,3	900	260	4
Dente	19,6 x 10 ³	0,3	2450	-	-

A natureza isotrópica e linear elástica dos modelos dos materiais definidos facilita o processamento computacional das simulações numéricas; no entanto, afasta-se da exatidão dos complexos fenómenos anatómicos reais. Com efeito, a natureza viscoelástica dos ligamentos periodontais, conjugada com uma resposta de tipo não-linear, permite obter um melhor nível de precisão quando comparado com os estudos de natureza linear e isotrópica (Cattaneo, Dalstra & Melsen 2005). Desta forma, foram usados como fator comparativo, vários parâmetros para as propriedades linearmente elásticas dos ligamentos periodontais, de forma a avaliar a sua influência na obtenção dos resultados dos estudos estáticos.

Os modelos definidos para os vários materiais permitiram obter deformações estruturais diretamente proporcionais às forças ortodônticas aplicadas e fazer uma avaliação satisfatória do deslocamento inicial dos dentes antes de ocorrerem fenómenos celulares de remodelação óssea.

2.2 Efeito do refinamento das malhas de EF e das propriedades elásticas do LPD

As primeiras simulações computacionais realizadas focaram-se em averiguar de que forma a variação de condicionantes importantes como as propriedades mecânicas dos materiais e o refinamento malha de EF, poderiam influenciar a convergência dos resultados. Para tal, foram testados dois

parâmetros diferentes – coeficiente de Poisson e Módulo de Elasticidade Longitudinal - referentes às propriedades lineares elásticas dos ligamentos periodontais, existentes na literatura (Andersen, Pedersen & Melsen 1991; Cai et al. 2015; Cattaneo, Dalstra & Melsen 2005) (Tabela 2.3).

Para além dos modelos de materiais anteriormente referidos, foram testados três níveis de refinamento da malha de EF, variando desde uma malha esparsa (*coarse mesh*) até uma malha muito refinada (*fine mesh*). Na tabela 2.4 são listados os parâmetros usados em cada uma destas configurações por ordem decrescente de refinamento de malha EF ($Mesh1 < Mesh2 < Mesh3$).

A análise comparativa dos resultados encontra-se explicada em maior detalhe no Apêndice VIII, e foi efetuada com base nos seguintes dados obtidos:

- Tensão equivalente de *von-Mises* no LPD;
- Deformação média no LPD;
- Deslocação máxima na superfície dentária;

Tabela 2. 3 Diferentes valores utilizados para o Coeficiente de *Poisson* (ν) e para o Módulo de Elasticidade longitudinal (E) aplicados ao LPD (Andersen, Pedersen & Melsen 1991; Cai et al. 2015; Cattaneo, Dalstra & Melsen 2005).

	ν	E (MPa)
<i>Andersen et al.</i>	0,49	0,07
<i>Cai et al.</i>	0,49	0,68
<i>Cattaneo et al. (linear low)</i>	0,3	0,044
<i>Cattaneo et al. (linear high)</i>	0,3	0,175

Tabela 2. 4 Diferentes configurações para a densidade das malhas de EF constituintes dos modelos anatómicos, usadas como processo comparativo na obtenção dos resultados.

Malha	Parte	Mesh size (mm)
<i>Mesh1</i>	Dente	2
	LPD	1
	Osso cortical/Trabecular	4
<i>Mesh2</i>	Dente	1
	LPD	0,5
	Osso cortical/Trabecular	2
<i>Mesh3</i>	Dente	0,06
	LPD	0,03
	Osso cortical/Trabecular	0,12

Nota: Para todos os casos foi escolhido um Aspect Element Ratio unitário ($a/b=1$).

2.3 Aplicação de forças básicas ortodônticas de intensidade teoricamente ideal

O segundo objetivo deste trabalho foi fazer o estudo do efeito da aplicação dos diferentes tipos de forças consideradas “ideais”, que, de acordo com Proffit (Proffit, Fields & Sarver 2007), promovem os deslocamentos dentários básicos, nomeadamente forças de inclinação, translação, intrusão, extrusão ou de rotação. A grande finalidade deste estudo consistiu em comparar os resultados numéricos com dados bibliográficos (Rudolph, Willes & Sameshima 2001; Proffit, Fields & Sarver 2007; Jones et al.

1998; Lee 1965; Schwarz 1931; Silva 2007), e assim verificar a validade dos modelos anatômicos 3D criados.

Assim, foram efetuados cinco estudos, cada um relativo a um tipo de força básica, sendo que dois tipos (inclinação e translação) foram aplicados a um dente incisivo central mandibular e os restantes tipos de força (intrusão, extrusão e rotação) foram aplicados a um dente incisivo central maxilar.

De modo a reduzir a exigência de processamento computacional, decidiu-se restringir o modelo total de EF a um modelo parcial que focasse apenas a estrutura dentária em estudo, de modo a captar apenas as deformações locais mais relevantes, eliminando-se desta análise as geometrias mais afastadas nas quais os efeitos da deformação eram pouco relevantes. Assim, dois conjuntos principais foram criados: um correspondente à região do incisivo central mandibular (Fig. 2.11) e outro referente à do incisivo central maxilar.

a) Movimento de inclinação aplicado ao incisivo central mandibular

Neste estudo, partes do modelo foram definidas como fixas em todos os nós localizados nas faces cortadas da geometria parcial (setas de cor verde da figura 2.11); a intensidade de carga usada para imprimir o movimento de inclinação à estrutura dentária foi a mesma que foi utilizada num estudo anterior de David Rudolph (Rudolph, Willes & Sameshima 2001), a qual se encontra dentro da gama “ideal” proposta por Proffit (Proffit, Fields & Sarver 2007). Assim, foi aplicada uma carga com um valor em módulo igual a 0,49 N num ponto intermédio da coroa dentária, perpendicularmente ao eixo longitudinal do dente, que liga os pontos apicais do bordo incisal e da raiz (Figura 2.11). Esta carga foi orientada segundo o seguinte vetor cartesiano:

$$\begin{cases} u_x = -0,102 \\ u_y = -0,923 \\ u_z = 0,371 \end{cases}$$

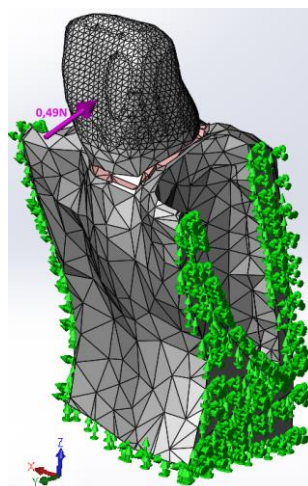


Figura 2. 11 Representação das condições de fronteira (setas de cor verde) e de aplicação de carga (vetor de força a cor roxa) de modo a promover o movimento de inclinação no dente 41 (incisivo central mandibular direito).

Ainda no âmbito da simulação do movimento de inclinação, foi executado um segundo estudo onde o módulo da carga foi alterado para o valor de 0,39 N, mantendo-se a direção e ponto de aplicação, com o objetivo de comparar resultados com a publicação de M. L. Jones (Jones et al. 1998).

b) Simulação de movimento de translação no dente incisivo central mandibular

Ainda referente ao modelo do dente incisivo central mandibular, aplicou-se um conjunto de força e momento de força num ponto intermédio da coroa, com o objetivo de imprimir ao dente um movimento de translação. A escolha da intensidade da força seguiu a gama ideal proposta por Proffit (Proffit, Fields & Sarver 2007) e foi igual à usada por David Rudolph (Rudolph, Willes & Sameshima 2001). Desta forma, foi aplicado ao dente um módulo de 0,25 N para a força e de 2,17 N.mm para o momento de força, traduzindo-se numa relação $M/F=8,7$ (figura 2.12), sendo os vetores cartesianos representantes da direção das suas aplicações, referidos respetivamente, por:

$$\begin{cases} u_x = -0,007 \\ u_y = -0,93 \\ u_z = 0,37 \end{cases} \quad \begin{cases} v_x = -0,99 \\ v_y = 0,055 \\ v_z = 0,122 \end{cases}$$

Nota: $u_x; u_y; u_z$ correspondem às componentes que definem o vetor da força, e as componentes $v_x; v_y; v_z$ representam o vetor do momento de força aplicadas a um ponto central da face vestibular da coroa do incisivo.

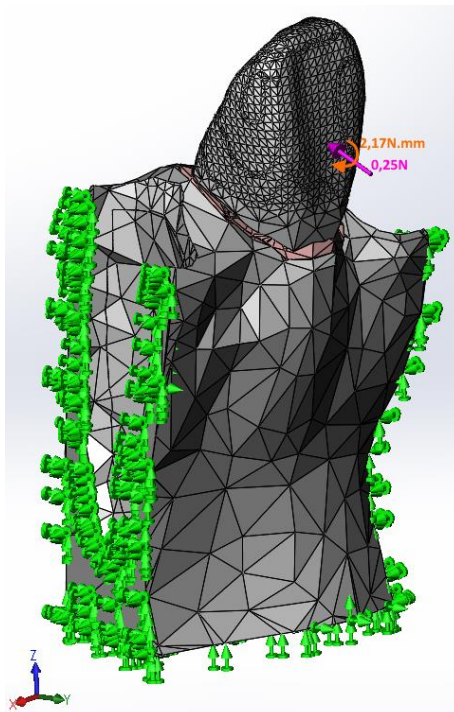


Figura 2. 12 Representação das condições de aplicação de carga (força, a cor roxa, e momento da força, a cor de laranja) e de condições de fronteira (setas de cor verde), de forma a imprimir um movimento de translação ao dente 41 (incisivo central mandibular direito).

Ainda referente ao movimento de translação dentária, foi efetuado outro estudo, no qual as condições de carga foram aumentadas para uma força de 1,98 N e um momento de 17,14 N.mm, orientadas com direção igual à referida anteriormente, mantendo as mesmas condições de fronteira.

c) Movimento de intrusão aplicado ao dente incisivo central maxilar

Efetou-se um estudo sobre o movimento dentário intrusivo do incisivo central maxilar direito, no qual, tal como executado nos estudos anteriores, se fixou o modelo nas regiões correspondentes aos cortes executados na estrutura óssea (figura 2.13). Com base em estudos anteriores (Proffit, Fields & Sarver 2007; Rudolph, Willes & Sameshima 2001), escolheu-se uma carga com módulo de 0,25 N para promover este tipo de movimento. Esta última foi dividida em quatro pontos de aplicação, os quais foram distribuídos sob um plano intermédio na coroa dentária (perpendicular ao eixo longitudinal do dente). Assim, cada uma destas quatro forças possui um valor de intensidade correspondente a 0,0625 N, sendo que cada uma delas foi aplicada numa direção paralela ao eixo longitudinal do dente (figura 2.13), definida pelo seguinte vetor cartesiano:

$$\begin{cases} u_x = -0,09 \\ u_y = -0,5 \\ u_z = 0,86 \end{cases}$$

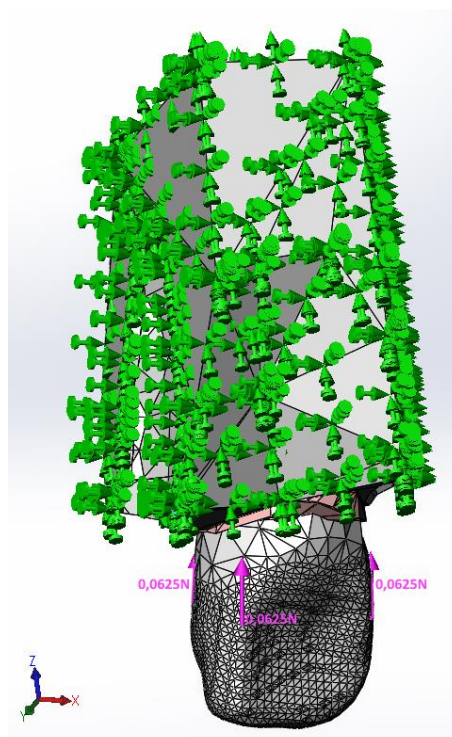


Figura 2. 13 Representação das condições de aplicação de carga (4 forças representadas a cor roxa, sendo que uma delas não está visível) e de condições de fronteira (setas de cor verde), responsáveis pelo movimento de intrusão do dente 11 (incisivo central maxilar direito).

d) Movimento de extrusão aplicado ao dente incisivo central maxilar

No estudo do movimento de extrusão foram seguidos os mesmos princípios, tendo-se alterado apenas o valor do módulo e invertido o sentido da força, neste caso oposta à da intrusão. Com base em (Rudolph, Willes & Sameshima 2001), a carga total usada teve intensidade de 0,49 N, sendo distribuída igualmente em quatro pontos de aplicação com forças de igual intensidade (0,1225N), tal como é ilustrado na figura 2.14. Neste caso o vetor cartesiano que define a direção de cada força é definido por:

$$\begin{cases} u_x = 0,09 \\ u_y = 0,5 \\ u_z = -0,86 \end{cases}$$

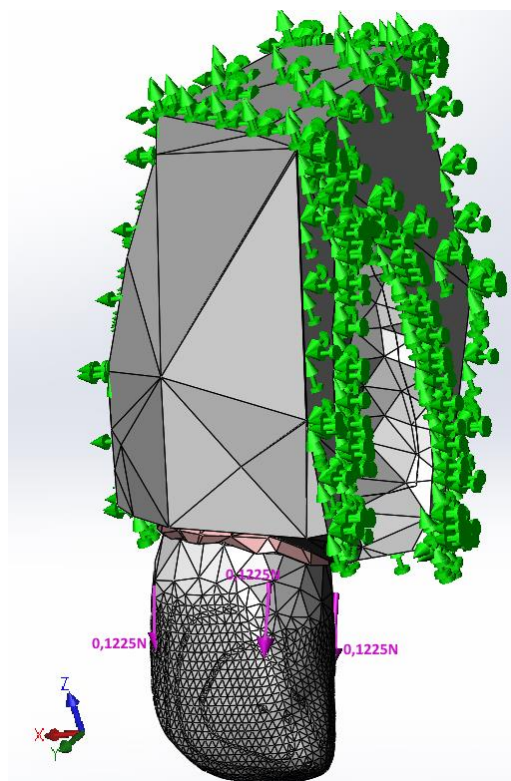


Figura 2. 14 Representação das condições de aplicação de carga extrusiva (4 forças representadas a cor roxa, sendo que uma delas está invisível) ao dente 11, bem como a respetiva fixação estrutural (setas de cor verde).

e) Movimento de rotação aplicado ao dente incisivo central maxilar

Para promover este movimento usaram-se quatro forças de igual módulo (0,0625 N) com ponto de aplicação numa região intermédia da coroa e sob um plano normal ao eixo longitudinal dentário. O somatório dos módulos das quatro componentes das forças individuais corresponde a um módulo de 0,49 N, valor anteriormente usado por David Rudolph nos seus estudos (Rudolph, Willes & Sameshima 2001). Na figura 2.15 estão representadas as quatro forças usadas neste estudo - a cor verde

(v), azul (a), magenta (m) e encarnada (e) - sendo o vetor cartesiano representativo das suas direções definido segundo os seguintes conjuntos de componentes vectoriais:

$$\begin{cases} v_x = 0,447 \\ v_y = -0,804 \\ v_z = -0,392 \end{cases} \begin{cases} a_x = -0,571 \\ a_y = -0,688 \\ a_z = -0,449 \end{cases} \begin{cases} m_x = -0,447 \\ m_y = 0,804 \\ m_z = 0,392 \end{cases} \begin{cases} e_x = 0,571 \\ e_y = 0,688 \\ e_z = 0,449 \end{cases}$$

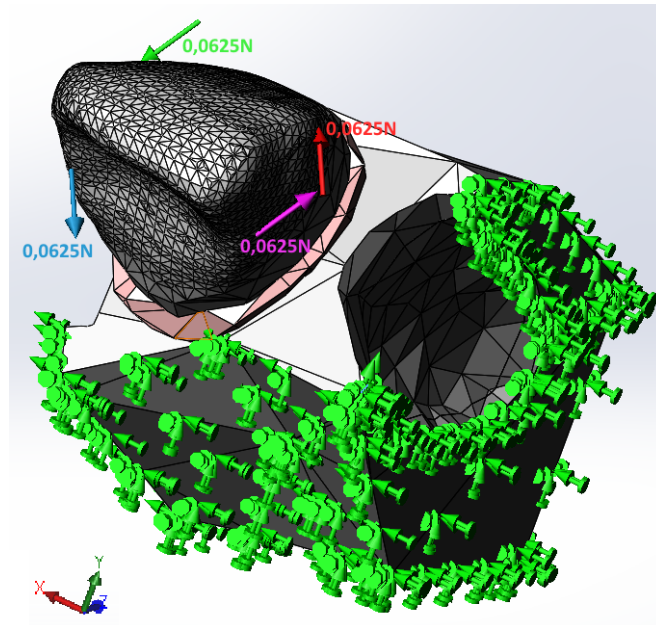


Figura 2. 15 Representação das condições de aplicação de força rotacional ao dente 11 (4 forças representadas a cor verde, azul, magenta e encarnada), bem como a respetiva fixação estrutural (setas de cor verde).

Em cada um dos estudos efetuados, os resultados retirados da simulação realizada pelo MEF dizem respeito aos seguintes parâmetros:

- Deslocamento máximo na superfície dentária;
- Tensão no LPD na região do ápice da raiz dentária;
- Tensão máxima no LPD na região da cervical lingual dentária;
- Tensão máxima no LPD na região da cervical labial dentária;

f) Efeito da duplicação da carga ortodôntica

De forma a avaliar a existência ou a não existência de proporcionalidade entre força aplicada e deformação associada, realizou-se um outro estudo. Neste, procedeu-se à duplicação das cargas aplicadas nas estruturas dentárias utilizadas no estudo anterior, mantendo as condições de fronteira inalteráveis, assim como a direção e o ponto de aplicação das forças e/ou momentos de força. Assim, de forma a proceder à comparação de valores, foram avaliados os resultados correspondentes aos seguintes parâmetros:

- Deslocamento máximo na superfície dentária;
- Tensão no LPD na região do ápice dentário;

2.4 Obtenção de um arranjo dentário favorável

A Tomografia Computorizada *Cone Beam*, além de ter permitido a construção de modelos 3D virtuais capazes de transmitir a realidade fisiológica da anatomia facial e dentária, mostrou-se também útil na fase de diagnóstico dos problemas esqueléticos e dentários de uma paciente (figuras 2.16 e 2.17), ou seja, na execução de uma análise cefalométrica tridimensional preliminar à imposição de forças e de momentos de forças para correção dentária.

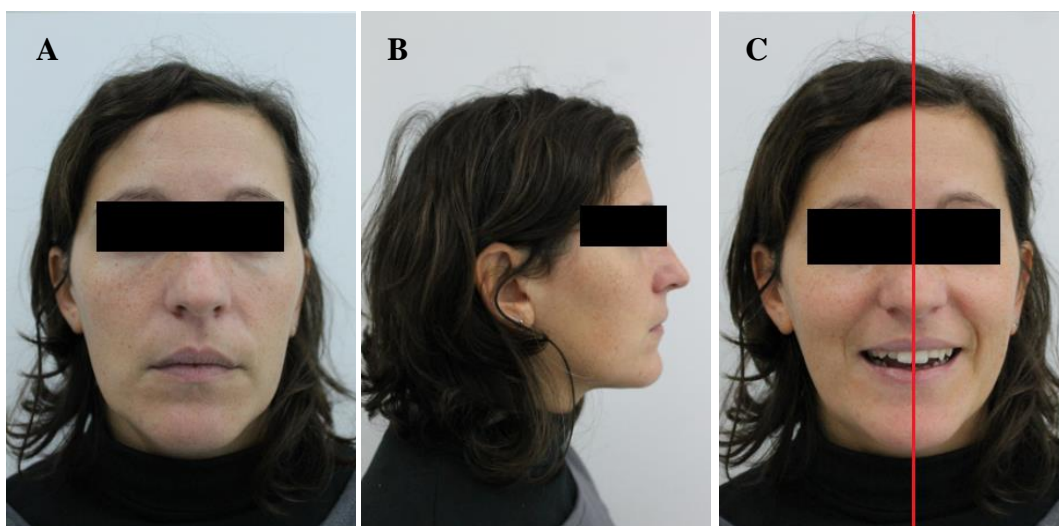


Figura 2. 16 Fotografias faciais da paciente em diferentes posições: frontal em posição de intercuspidação máxima (A), lateral direita em posição de intercuspidação (B) e frontal em sorriso com representação da linha média (C).



Figura 2. 17 Fotografias intra-orais em várias posições: lateral direita (A), frontal (B), lateral esquerda (C).

O caso clínico tratado neste trabalho foi acompanhado por processos de análise cefalométrica computadorizada bidimensional (análises de *Slavicek* e de *Sato*) e tridimensional (*COMPASS*), no qual foram analisadas as medidas angulares e lineares do traçado cefalométrico (pontos, linhas e planos). No Apêndice VI são apresentados os resultados obtidos nas referidas análises e comparados com valores “normais”, sob a forma de tabelas e traçados cefalométricos. De entre a gama de valores analisados,

alguns afastavam-se da “normalidade”, apresentando um desvio padrão considerável da norma teórica estipulada. Estes desvios estão associados a anomalias estruturais e oclusais, sendo que as principais constatações da análise cefalométrica efetuada à paciente foram as seguintes:

- maxila ligeiramente recuada em relação à base do crânio, embora dentro do desvio padrão normal: $SNA=79.52^\circ$ (norma= 82° , $\pm 2^\circ$);
- mandíbula nitidamente recuada em relação à base do crânio: $SNB=75.7^\circ$ (norma= 80° , $\pm 2^\circ$);
- embora dentro do desvio padrão aceitável, a grande aproximação do valor limite para este parâmetro é indicativa de Classe II esquelética, ou seja, mandíbula recuada relativamente à maxila: $ANB=3.95^\circ$ (norma= 2° , $\pm 2^\circ$);
- perfil facial ligeiramente convexo: $A-NPog=2,48mm$ (norma= $3mm$);
- biótico facial é o mesofacial: $(Pt-Gn),(Ba-Na)=90,12^\circ$ (norma= 90°);
- baixa altura facial inferior explicada pela compensação da Classe II: $(ENA-Xi),(Xi-Pm) D=40.12^\circ$ (norma= 47° , $\pm 4^\circ$), $(ENA-Xi),(Xi-Pm) E=39.76^\circ$ (norma= 47° , $\pm 4^\circ$);

Todos os outros parâmetros relativos à inclinação dos incisivos têm valores dentro da norma.

Contemplando as anteriores constatações foram ainda identificados os seguintes problemas:

- Assimetria facial - maior desenvolvimento da lateral facial direita;
- Perfil reto;
- Mordida aberta anterior - inexistência de oclusão nos dentes anteriores aos segundos pré-molares;
- Presença de apinhamentos superiores de canino a canino;
- Existência de diastemas no bloco incisivo inferior, de canino a canino;
- Ausência do dente 36;
- Os dentes 37 e 38 estão mesializados e inclinados anteriormente.

De forma a resolver os problemas oclusais da paciente, evidenciados pela análise cefalométrica, executou-se um novo reposicionamento, mais correto, das estruturas dentárias.

A simulação da correção da posição de cada dente foi efetuada usando o *software Blender*, dado que este programa dispõe de ferramentas de posicionamento dos modelos através de translações e rotações, além de permitir uma medição precisa dos deslocamentos efetuados. Numa primeira fase, devido à mandíbula da paciente se apresentar numa posição de relaxamento aquando o decorrer da digitalização tomográfica, foi necessário encontrar um reposicionamento mandibular que promovesse o contacto entre faces oclusais das arcadas dentárias superior e inferior (posição de intercuspidação máxima) (figura 2.18). Para tal, e com especial atenção para não alterar nenhuma posição dentária na estrutura mandibular, o conjunto da mandíbula e respetivos dentes foi submetido a uma rotação. Este

movimento rotacional efetuou-se em torno de um eixo posicionado entre ambos os côndilos (idêntico ao eixo horizontal representado anteriormente na figura 1.37), usando-se para tal a funcionalidade *Rotate* no *Object Mode* do *software Blender*.

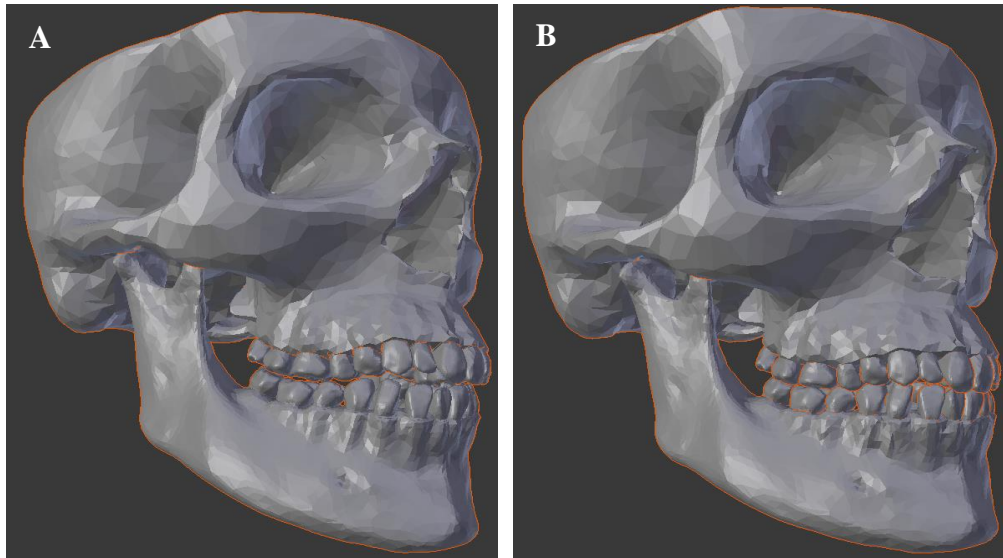


Figura 2. 18 Posições mandibulares nos estados de relaxamento (A) e de intercuspidação máxima (B).

Garantido o máximo contacto entre as estruturas de ambas as arcadas dentárias e partindo do arranjo dentário original procedente da tomografia, procedeu-se então ao posicionamento individual virtual de cada dente através da aplicação de uma translação e/ou rotação favorável, usando para tal as ferramentas “*Translate*” e/ou “*Rotate*” (figura 2.19). Este processo foi essencialmente orientado, de modo a resolver, no arranjo dentário global, os seguintes problemas principais:

- Resolver a má verticalização das estruturas radiculares;
- Proceder a um alinhamento dentário de forma a corrigir apinhamentos e diastemas;
- Promover um avanço mandibular, de forma a promover os seguintes pontos de contacto: a cúspide mesial do 1º molar inferior deve avançar até ocluir entre o 1º molar e o 2º pré-molar superiores e a vertente distal dos caninos inferiores deve deslizar na mesial do canino superior e a distal do incisivo lateral;
- Garantir um espaçamento para colocação do dente 36;
- Estabelecer oclusão de forma a criar um contacto de todos os dentes do sector anterior das arcadas superiores e inferiores, com o objetivo de corrigir a mordida aberta;
- Corrigir a Má Oclusão Classe II;

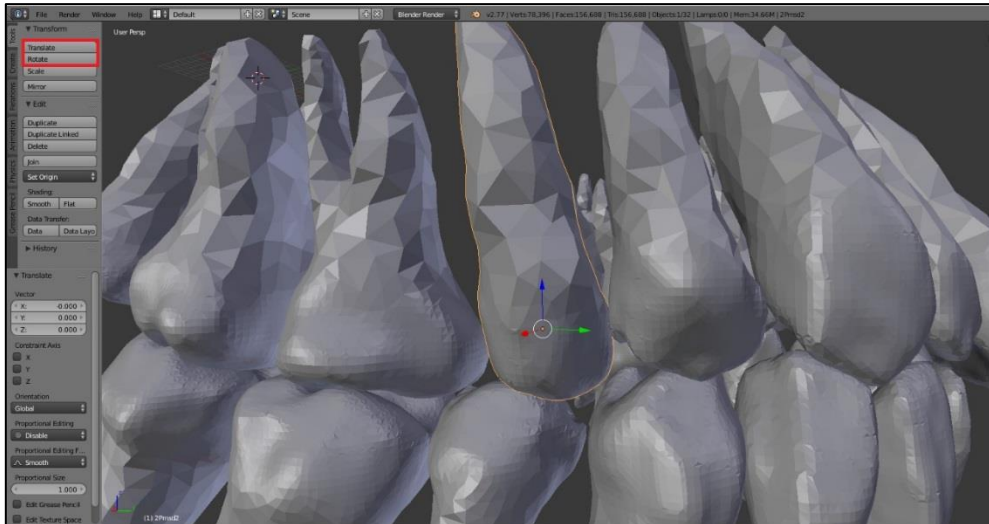


Figura 2. 19 Processo de ajustamento individual do posicionamento dentário, recorrendo a ferramentas de translação e/ou de rotação (em torno dos centros de massa ou outros pontos na superfície dos modelos).

2.5 Simulação incremental da correção dentária estipulada

Numa primeira fase, as simulações numéricas foram executadas de forma a contemplar todos os deslocamentos dentários necessários numa única vez (Δu_{total}). No entanto, esta situação não corresponde à da realidade anatómica uma vez que o processo de remodelação óssea da cavidade alveolar do dente em deslocação não é contemplado, havendo necessidade de aplicar os carregamentos ortodônticos de forma faseada.

Numa tentativa de contemplar os fenómenos celulares de remodelação óssea em resposta do movimento dentário, optou-se por proceder à realização do estudo estático de forma incremental, ou seja, dividindo a deformação total (Δu_{total}) por um valor inteiro “n” de ajustes (para cada dente), sendo cada um destes ajustes correspondente a um dos deslocamentos incrementais (Δu_n), múltiplos do total. Assim, cada ajuste “n” corresponde ao movimento inicial que a estrutura dentária executa dentro da correspondente cavidade alveolar (antes de ocorrerem os fenómenos de remodelação óssea) até alcançar uma nova posição de equilíbrio. Progressivamente, nos ajustes (“n+1”) seguintes o dente é novamente forçado a movimentar-se por ação de uma força igual à aplicada anteriormente, só que agora desde a posição de equilíbrio obtida no ajuste anterior, que corresponde à posição da cavidade alveolar remodelada.

A escolha do número de incrementos “n” para cada dente foi efetuada tendo em consideração os seguintes critérios:

- A tensão máxima existente no ligamento periodontal deve estar na gama de valores compreendida entre 0,0165 e 0,0185 MPa, de modo a promover a taxa ótima de movimento dentário, conforme sugerido por *Brain W. Lee* (Lee 1965).
- O valor médio da tensão existente no ligamento periodontal deve ser superior à tensão mínima capaz de provocar o processo inflamatório decorrente da remodelação óssea (>0.0025 MPa),

(Ferreira 2002).

- O módulo da força resultante aplicada na estrutura dentária deve estar na gama ortodôntica, inferior a 3,92 N, como proposto por Silva C. (Silva 2007).

O número de iterações “n” necessário de efetuar idealmente em cada dente, para que cada um dos seus deslocamentos incrementais respeite os critérios enunciados, serão apresentados na secção 3.5. Também nessa secção são apresentados os valores estipulados em cada iteração para os deslocamentos dentários e tensões equivalentes máximas e médias no LPD. Partindo do pressuposto de que as estruturas anatómicas apresentam comportamento linear elástico, cada iteração apresenta as mesmas condições de deformação ($\Delta u, n$) para as sucessivas condições de aplicação de igual carga ($\Delta P, n$), conforme indicado na figura 2.20.

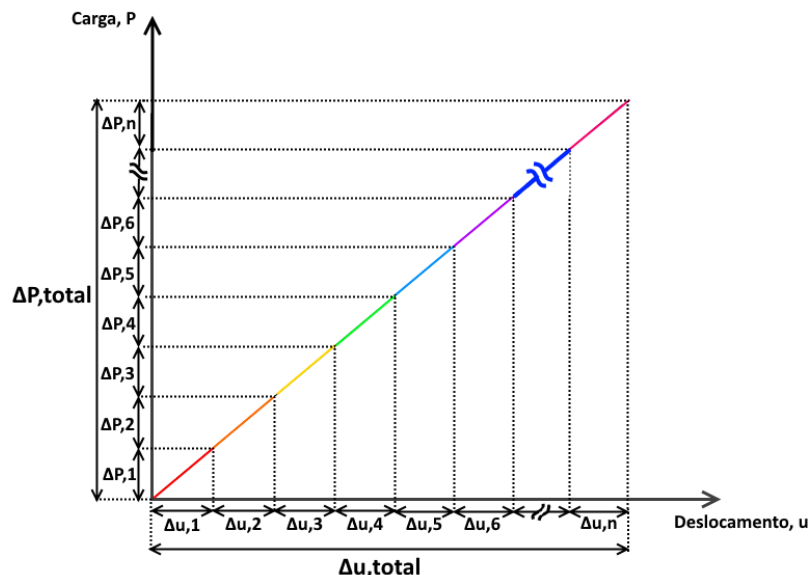


Figura 2. 20 Relação entre a intensidade da carga aplicada e os deslocamentos dentários associados, contemplando as (n) iterações necessárias ao deslocamento completo de uma certa estrutura dentária. É de referir que todas as iterações, neste modelo linear de carga/deslocamento, apresentam iguais valores de aplicação de carga ($\Delta P, n-1 = \Delta P, n$) para iguais deslocamentos dentários associados ($\Delta u, n-1 = \Delta u, n$).

Ainda neste âmbito, decidiu-se proceder à simulação da primeira iteração da correção ortodôntica, de forma a comparar resultados com os respetivos valores idealmente encontrados para cada processo iterativo.

Capítulo 3. Resultados e Discussão

3.1 Criação de um modelo biomecânico completo da estrutura craniofacial

O conjunto total dos modelos anatómicos obtidos foram divididos em dois conjuntos (*Assemblies*), um correspondente à estrutura maxilar e o outro à estrutura mandibular, os quais foram denominados respectivamente por “Simulação_maxila” e “Simulação_mandibula”, respectivamente. Cada um destes subconjuntos foram definidos por um grande número de modelos individuais, cada um dos quais correspondente a diferentes tipos de estruturas anatómicas, de forma a garantir relações de interface e descontinuidade, sendo a “Simulação_maxila” composta por 34 “peças” (16 dentes, 16 ligamentos periodontais, 1 osso trabecular e 1 osso cortical) e a “Simulação_mandibula” formada por 30 peças (14 dentes, 14 ligamentos periodontais, 1 osso trabecular e 1 osso cortical).

É ainda importante referir que todos os modelos anatómicos desenvolvidos apresentavam uma geometria livre de qualquer erro geométrico *non-manifold*, podendo assim serem usados como geometria de “guia” para projeto de outros modelos (por exemplo guias cirúrgicos e aparelhos ortodônticos removíveis), ou serem processados fisicamente recorrendo à Prototipagem Rápida.

3.2 Efeito das propriedades elásticas do LPD na simulação computacional

As tabelas 3.2, 3.3 e 3.4 mostram as diferenças de resultados obtidos nos 12 estudos estáticos executados, nos quais foram usados modelos de variadas configurações no que diz respeito às propriedades elásticas do LPD e ao grau de refinamento das malhas de EF. Estes dois últimos parâmetros influenciam fortemente o tempo necessário para que as simulações convirjam em soluções. Pela observação da tabela 3.1 é possível constatar que:

- Quanto maior for o refinamento das malhas de EF que definem os modelos de uma simulação, mais tempo os resultados demoram a convergir, bem como maior será a probabilidade deste processo falhar. Este facto está associado à maior dimensão da matriz global de rigidez e ao maior número de condicionantes que entram em cálculo numérico, nomeadamente o número de nós e graus de liberdade;
- Simulações numéricas efetuadas com modelos com menor módulo de elasticidade (E) são associadas a maiores tempos de computação necessários à convergência de resultados.

Tabela 3. 1 Tabela comparativa entre os tempos requeridos para a convergência de resultados dos 12 estudos estáticos executados, os quais foram configurados com diferentes parâmetros. Os resultados que não convergiram (por falta de capacidade de processamento computacional) são designados por “NC”.

Propriedades elásticas	Mesh1	Mesh2	Mesh3
Andersen et al.	91s	172s	601s
Cattaneo linear high	85s	162s	526s
Cattaneo linear low	71s	161s	485s
Cai et al.	64s	152s	NC

De entre a convergência de soluções de MEF obtidas, procedeu-se à comparação dos valores referentes aos seguintes parâmetros: deslocamentos máximos dentários, tensões (*von-Mises*) e deformações médias no LPD. Este processo comparativo foi feito com base na determinação do erro relativo entre resultados das simulações configuradas com: *Mesh1* e *Mesh2*; *Mesh2* e *Mesh3*. Estes valores são apresentados nas tabelas 3.2, 3.3 e 3.4.

Estes valores médios de tensão e deformação ao nível das estruturas periodontais foram obtidos através da ferramenta “Probe Result On selected entities” presente no *Solidworks Simulation*. Com recurso a esta, e seleccionando a estrutura pretendida (e por conseguinte todos os nós e elementos constituintes da mesma), o *software* executa uma análise de todos os nós que a definem e procede ao cálculo do valor médio (*Avg*) de entre todas as tensões nodais, além de fornecer os somatórios (*Sum*) dos mesmos, bem como os valores máximo (*Max*) e mínimo (*Min*) nodais. No Apêndice VIII são anunciados com maior detalhe os resultados obtidos nos diversos estudos.

Tabela 3. 2 Resultados obtidos para os deslocamentos máximos (mm) na superfície dentária em cada estudo decorrido, bem como os valores de erro relativo encontrados entre as configurações *Mesh1-Mesh2* e *Mesh2-Mesh3*. As caixas com cor vermelha são referentes aos erros relativos superiores a 5% (considerados imprecisos), enquanto as de cor verde são relativas a resultados de convergência precisa (erros relativos inferiores a 5%).

Dente	Propriedades elásticas	Mesh1	Mesh2	Mesh3	Erro Mesh1-Mesh2	Erro Mesh2-Mesh3
ilid	Andersen et al.	0,035	0,052	0,051	32,69%	1,96%
	Cattaneo linear high	0,0144	0,0211	0,0207	31,75%	1,93%
	Cattaneo linear low	0,057	0,0839	0,0822	32,06%	2,07%
	Yongqing Cai	0,0035	0,00534	NC	34,46%	-
cid	Andersen et al.	0,082	0,117	0,119	29,92%	1,68%
	Cattaneo linear high	0,0371	0,0453	0,0449	18,1%	0,89%
	Cattaneo linear low	0,1477	0,1801	0,1787	17,99%	0,78%
	Yongqing Cai	0,00868	0,012	NC	27,67%	-
1pmid	Andersen et al.	0,171	0,287	0,301	40,42%	4,65%
	Cattaneo linear high	0,1082	0,1453	0,148	25,53%	1,82%
	Cattaneo linear low	0,432	0,576	0,5873	25%	1,92%
	Yongqing Cai	0,0182	0,03	NC	39,33%	-

Nota: A nomenclatura “ilid” refere-se ao incisivo lateral mandibular direito, “cid” ao canino mandibular direito e “1pmid” ao primeiro pré-molar mandibular direito.

Tabela 3. 3 Resultados obtidos para a tensão de *von-Mises* média verificada na escala de tensões do LPD das respectivas estruturas dentárias, bem como os valores calculados para o erro relativo entre as configurações *Mesh1-Mesh2* e *Mesh2-Mesh3*. A unidade escolhida para exprimir os valores de tensão foi o MPa (Mega Pascal, SI).

LPD	Propriedades elásticas	Mesh1	Mesh2	Mesh3	Erro Mesh1-Mesh2	Erro Mesh2-Mesh3
ilid	Andersen et al.	0,0034	0,00362	0,00356	6,1%	1,69%
	Cattaneo linear high	0,00346	0,00379	0,00367	8,71%	3,27%
	Cattaneo linear low	0,00347	0,00381	0,003689	8,92%	3,28%
	Yongqing Cai	0,0033	0,0036	NC	8,33%	-
cid	Andersen et al.	0,0037	0,0043	0,0044	17,79%	2,27%
	Cattaneo linear high	0,00465	0,00471	0,00474	1,27%	0,63%
	Cattaneo linear low	0,00466	0,0047	0,00474	0,85%	0,21%
	Yongqing Cai	0,00377	0,0043	NC	12,33%	-
1pmid	Andersen et al.	0,004	0,005	0,0048	20%	4,17%
	Cattaneo linear high	0,0067	0,00698	0,00719	4,01%	2,92%
	Cattaneo linear low	0,0067	0,00696	0,00718	3,74%	3,06%
	Yongqing Cai	0,004	0,00511	NC	21,14%	-

Tabela 3. 4 Resultados obtidos para a deformação equivalente média (mm/mm) verificada na escala de deformações do LPD das respectivas estruturas dentárias, em cada tipo de estudo. São ainda apresentados os valores de erro relativo calculado entre as configurações *Mesh1-Mesh2* e *Mesh2-Mesh3*.

LPD	Propriedades elásticas	Mesh1	Mesh2	Mesh3	Erro Mesh1-Mesh2	Erro Mesh2-Mesh3
ilid	Andersen et al.	0,046	0,0505	0,049	9,8%	4,08%
	Cattaneo linear high	0,0168	0,01853	0,01805	9,34%	2,66%
	Cattaneo linear low	0,0668	0,074	0,0721	9,73%	2,64%
	Yongqing Cai	0,00458	0,00515	NC	11,07%	-
cid	Andersen et al.	0,05	0,0604	0,063	17,22%	4,13%
	Cattaneo linear high	0,023	0,0231	0,0233	0,43%	0,86%
	Cattaneo linear low	0,091	0,0922	0,0927	1,3%	0,54%
	Yongqing Cai	0,0053	0,00617	NC	14,1%	-
1pmid	Andersen et al.	0,05	0,0682	0,0712	26,69%	4,21%
	Cattaneo linear high	0,0322	0,0337	0,03507	4,45%	3,91%
	Cattaneo linear low	0,1278	0,1339	0,1394	4,56%	3,95%
	Yongqing Cai	0,00524	0,00706	NC	25,78%	-

No sentido de se obterem melhores modelos de EF, recorreu-se a estudos de Bright e Rayfield (Bright & Rayfield 2011) para interpretar de que forma a precisão dos resultados da simulação estática variavam em função do grau de refinamento das malhas de elementos finitos. Nesses estudos foi aferido que os resultados de simulação com diferentes refinamentos de malha só são considerados equivalentes se variarem entre si com um erro relativo inferior a 5%. Os restantes resultados (com erro >5%) devem ser excluídos do estudo por não serem considerados suficientemente precisos.

Assim, comparando os valores de erro relativo, nas anteriores tabelas, entre os modelos de diferentes configurações *Mesh1* e *Mesh2* verifica-se que os seus resultados ainda não atingiram um estado de convergência com precisão suficiente, de forma a atingir um erro relativo menor que 5% entre os mesmos, sendo necessário um maior refinamento das malhas de EF.

Confrontando agora os erros relativos dos resultados das simulações executadas entre a configuração *Mesh2* e a mais refinada *Mesh3* verifica-se que o estado de convergência dos resultados atingiu um estado satisfatório de precisão (erro relativo <5%). Assim, e segundo a perspectiva de Bright e Rayfield (Bright & Rayfield 2011), estas últimas configurações são equivalentes, sendo ambas capazes de fornecer resultados com um suficiente grau de rigor.

Verificou-se ainda que a configuração elástica “*Andersen et al.*” do LPD apresentava resultados (deslocamento, tensão e deformação) intermédios dentro da gama de resultados dos estudos anteriormente mencionados.

Assim, e com base nas anteriores constatações, decidiu-se que as simulações usadas nos estudos subsequentes deste trabalho fossem executadas com:

- Propriedades elásticas “*Andersen et al.*” ($E=0,07$ MPa; $\nu=0,49$) para os modelos do LPD;
- Configuração *Mesh2* para as malhas de EF dos modelos anatómicos.

3.3 Aplicação de forças básicas ortodônticas de intensidade teoricamente ideal

Em todas as simulações numéricas realizadas com o MEF os modelos foram definidos segundo a configuração apresentada na tabela 3.5.

Tabela 3. 5 Propriedades dos materiais e relativa à configuração das malhas de EF usadas na simulação computacional dos vários tipos de modelos anatómicos.

Modelo	Propriedades mecânicas		Configuração da malha	
	E (MPa)	N	Element size (mm)	Ratio a/b
Dente	19600	0,3	1	1
LPD	0,07	0,49	0,5	1
Osso trabecular	1370	0,3	2	1
Osso cortical	13700	0,3	2	1

a) Movimento de inclinação no dente incisivo central mandibular

A aplicação de uma força de módulo 0,49 N num ponto central da coroa dentária do dente incisivo central mandibular induziu-lhe um movimento de inclinação. O deslocamento máximo verificou-se na face oclusal do dente, cujo valor foi de 0,1156 mm (figura 3.1). Este último insere-se na gama de resultados verificada por *M. L. Jones* em estudos anteriores (Jones et al. 1998), nos quais a aplicação de sucessivas forças de inclinação de 0,39 N na coroa de incisivos maxilares originava deslocamentos na ordem de 0,012-0,133 mm.

Os valores máximos das tensões equivalentes de *von-Mises* ocorridas no ligamento periodontal verificaram-se ao nível da margem cervical dentária, os quais tomaram os valores de 0,01771 MPa na região lingual e de 0,01552 MPa na labial (figura 3.1), respetivamente nas zonas de compressão e extensão dos ligamentos periodontais (figura 3.2). Este primeiro valor enquadra-se na gama ótima de tensão (0,0165-0,0185MPa) proposta por *Brian W. Lee* (Lee 1965), a qual é propícia à

situação ideal de migração dentária. Já ao nível do ápice dentário, o valor de tensão no LPD é de ordem inferior, para o qual se registou um valor de 0,00176 MPa. A determinação destes valores pontuais de tensão foi executada recorrendo à ferramenta “Probe Result at location” disponível no programa de MEF (*Solidworks Simulation*).

Foi ainda possível verificar que a estrutura dentária “roda” em torno de um ponto quase-estático, denominado centro de rotação (CR), o qual se localiza a uma distância de cerca 6,3 mm do ápice radicular. Vários autores (Moyers 1991; Ferreira 1996) sugerem que este centro de rotação está localizado no ápice da raiz a cerca de 33% da altura do dente. Este último valor revela-se muito próximo ao valor obtido no estudo, o qual se revelou localizar a 32,3% (para o incisivo mandibular com 19,51 mm de altura), apresentando assim um erro relativo de 2,12%.

A tensão média verificada em todo o LPD foi de 0,00573 MPa, de valor superior a 0,0025 MPa, podendo ser assim iniciado o processo inflamatório precursor da migração dentária (Ferreira 2002), sendo que a determinação deste valor global de tensão na estrutura periodontal foi executada recorrendo à ferramenta “Probe Result On selected entities” existente no *Solidworks Simulation*. Na figura 3.1 é possível observar a distribuição dos deslocamentos e tensões nas superfícies anatómicas referidas.

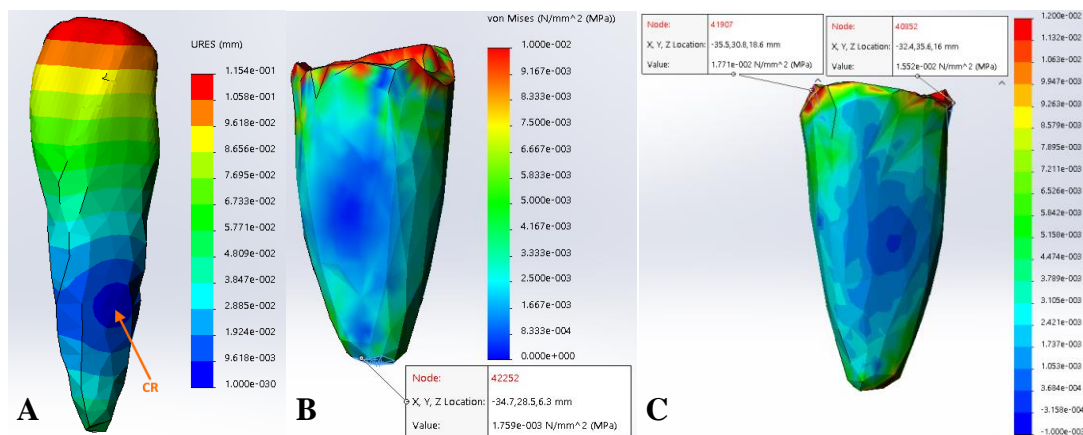


Figura 3. 1 Efeitos da aplicação da força de inclinação de 0,49 N ao dente 41 da paciente em análise: deslocamento na superfície dentária e posição do centro de rotação “CR” (A); tensão no LPD na região do ápice radicular (B); tensão máxima no LPD na região lingual e labial da cervical dentária (C).

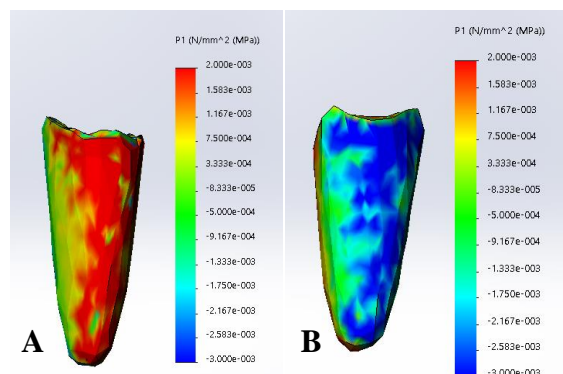


Figura 3. 2 Representação da extensão das fibras periodontais na sua região labial a cor vermelha (A), na qual a primeira tensão principal toma valores positivos, e representação da sua região labial onde as fibras são comprimidas (B), e na qual a tensão principal toma valores negativos sendo associada à cor azul.

Ainda referente ao estudo do movimento de inclinação dentária, ao alterar o módulo da força para 0,39 N, mantendo o mesmo ponto e direção de sua aplicação, verificou-se um valor de 0,087 mm para o deslocamento máximo na face oclusal do dente, igual ao valor médio dos vários estudos realizados por M. L. Jones nas mesmas condições de carga (Jones et al. 1998).

Foi ainda verificado um novo valor de tensão na região do ápice radicular do LPD de cerca 0,001437 MPa, o qual diferiu com um erro relativo de cerca 10,54% do valor (0,0013 MPa) encontrado por David Rudolph nos seus estudos (Rudolph, Willes & Sameshima 2001).

No entanto, não se registou nenhuma mudança na localização do centro de rotação (CR) do mesmo, o qual se torna a localizar a cerca de 6,3 mm do ápice do dente (figura 3.3).

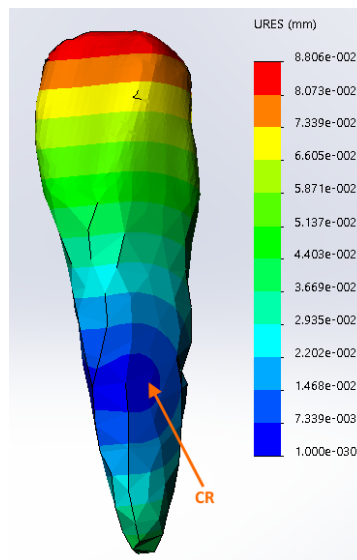


Figura 3. 3 Deslocamento na superfície do dente 41 originada pela aplicação de uma força de inclinação de 0,39N á sua coroa, e localização do centro de rotação (CR).

b) Movimento de corpo (translação) no dente incisivo central mandibular

Através da aplicação conjunta de uma força de 0,25 N e de um momento de 2,17 N.mm num ponto intermédio da coroa foi conseguido um movimento de translação de 0,0065 mm muito uniforme em todo o modelo dentário, como visível na figura 3.4 (A).

Tal como no estudo anterior, a região onde se verificam os maiores constrangimentos no LPD diz respeito à margem cervical dentária, sendo que foram registados os valores de 0,002333 MPa na zona lingual e 0,002109 MPa na zona labial, respetivamente nas zonas de compressão e extensão dos ligamentos periodontais. No entanto, estes valores são de ordem inferior aos da gama considerada adequada por Brian W. Lee (Lee 1965).

Quanto à tensão do LPD, na região do ápice dentário foi registado um valor de 0,001194 MPa, o qual se demonstrou próximo ao obtido (0,0013 MPa) por David Rudolph em seus anteriores estudos relativos ao movimento de translação originado por idênticas condições de carga (Rudolph, Willes & Sameshima 2001), apresentando assim um erro relativo de 8,2%.

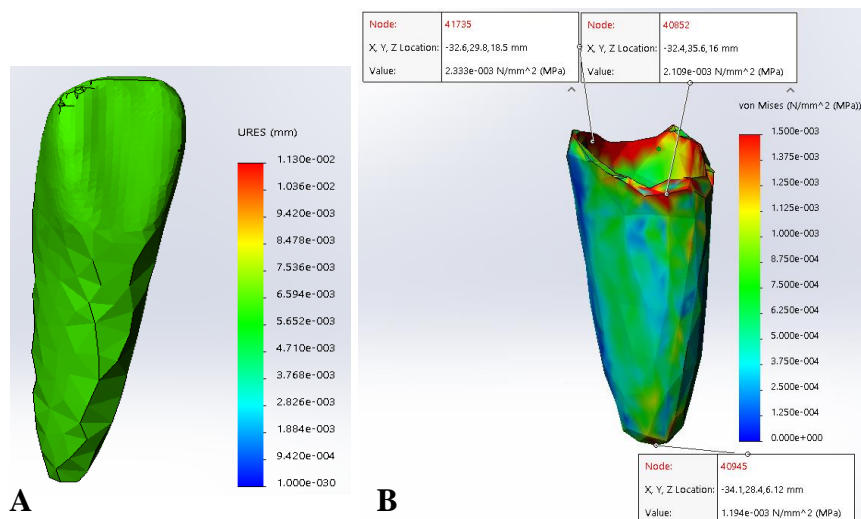


Figura 3. 4 Efeitos da aplicação da carga translativa (força de 0,25 N e momento de força de 2,17 N.mm) ao dente 41 da paciente em análise: (A) deslocamento na superfície dentária; (B) tensão no LPD.

De forma a assegurar a eficácia do movimento dentário e aproximar os valores de constrangimento no LPD à gama ótima proposta por Brian W. Lee. (0,0165-0,0185 MPa), procurou-se aumentar o nível de carga em 7,9 vezes, ou seja aplicar uma força de 1,98 N e um módulo de força de 17,14N.mm à coroa dentária. Nestas condições foi registada uma tensão equivalente média em todo o LPD de 0,006867 MPa (>0,0025 MPa) por intermédio da ferramenta “Probe Result On selected entities”, sendo este estado de constrangimento propício à iniciação do fenómeno celular inflamatório do LPD (Ferreira 2002).

Ainda referente à estrutura do LPD, verificou-se um valor de tensão equivalente (*von Mises*) de 0,01019 MPa na região do ápice radicular dentário, e condições de constrangimento máximo de 0,01666 MPa e 0,01843 MPa nas regiões da cervical labial e lingual do mesmo, respetivamente (figura 3.5). Estes dois últimos valores de tensão máxima inserem-se, agora, na gama ótima sugerida por Brian W. Lee.

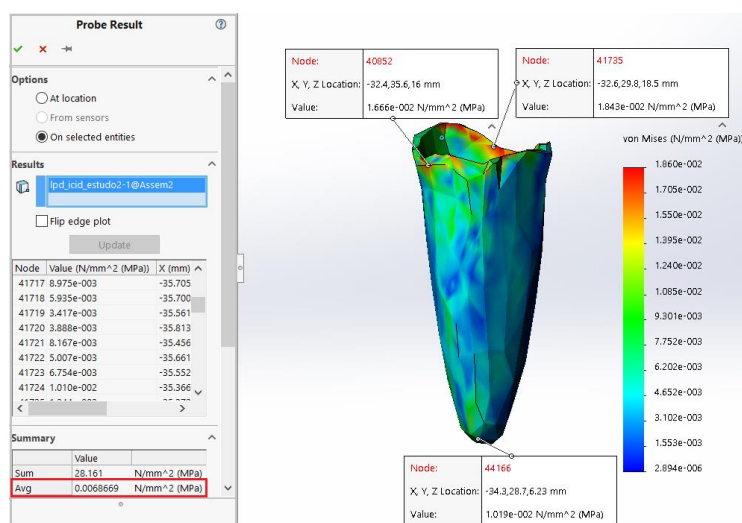


Figura 3. 5 Distribuição das tensões equivalentes no LPD originada pela aplicação de uma carga de translação (força de 1,98 N e momento de força de 17,14 N.mm) na coroa do dente 41 da paciente em estudo.

c) Movimento de intrusão no dente incisivo central maxilar

As quatro forças de 0,0625 N aplicadas paralelamente ao eixo do dente provocaram um movimento de intrusão uniforme em toda a estrutura dentária, com um valor máximo de 0,00636 mm na região média da coroa do incisivo.

A tensão no LPD no ápice radicular foi cerca de 0,00135 MPa, valor que apresenta um desvio de 20,5% (0,00035 Mpa) comparativamente ao valor de 0,0017MPa encontrado por David Rudolph (Rudolph, Willes & Sameshima 2001).

As regiões de máximo constrangimento do LPD foram localizadas um pouco mais afastadas da cervical dentária, numa região do terço cervical radicular, e possuem valores de tensão iguais a 0,0021017 MPa e 0,002192 MPa nas suas regiões lingual e labial, respetivamente (figura 3.6). Estes valores (inferiores a 0,0025 MPa) são, segundo Martin Schwarz (Ferreira 2002), incapazes de iniciar o processo inflamatório no LPD, além de se afastarem da gama de tensão ótima (0,0165-0,0185MPa) proposta por Brain W. Lee. Desta forma, apurou-se relevante repetir o estudo efetuado procedendo a um aumento da carga de intrusão.

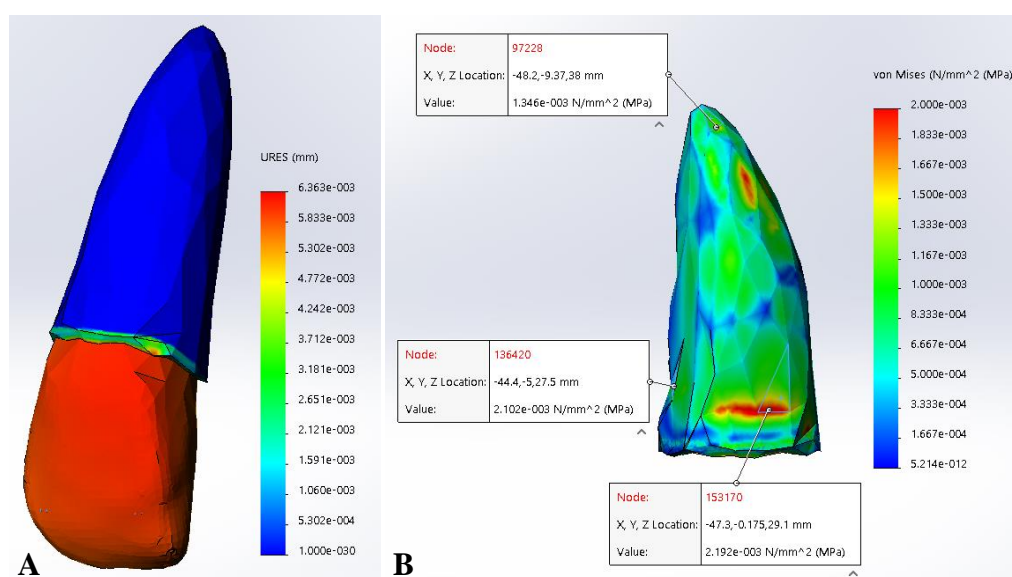


Figura 3. 6 Efeitos da aplicação da força de 0,25 N na coroa do dente 11: (A) deslocamento da superfície dentária e elevado grau de elasticidade da superfície exterior do LPD; (B) tensões verificadas no LPD nas suas regiões lingual e labial do terço cervical da raiz dentária e no seu ápice radicular.

d) Movimento de extrusão no dente incisivo central maxilar

Por aplicação de quatro forças com valor em módulo igual a 0,1225 N o modelo do dente incisivo central executou um deslocamento uniforme em todo o seu volume, registando um valor máximo de 0,0121 mm no terço intercervicoincisal da coroa. Tal como no estudo da intrusão, o valor de tensão máximo ao nível do LPD foi registado, tomando os valores de 0,00286 MPa e 0,003658 MPa na região labial da margem cervical dentária e na região lingual do terço cervical radicular, respetivamente

(figura 3.7), sendo ambos os valores capazes de desencadear o processo inflamatório precedente da remodelação óssea nestas áreas.

Ao nível do ápice da raiz dentária, o LPD apresentou uma tensão da ordem dos 0,001706 MPa, valor idêntico ao que David Rudolph verificou num estudo acerca da aplicação de uma força de extrusão de 0,49 N na coroa de um incisivo central maxilar (Rudolph, Willes & Sameshima 2001).

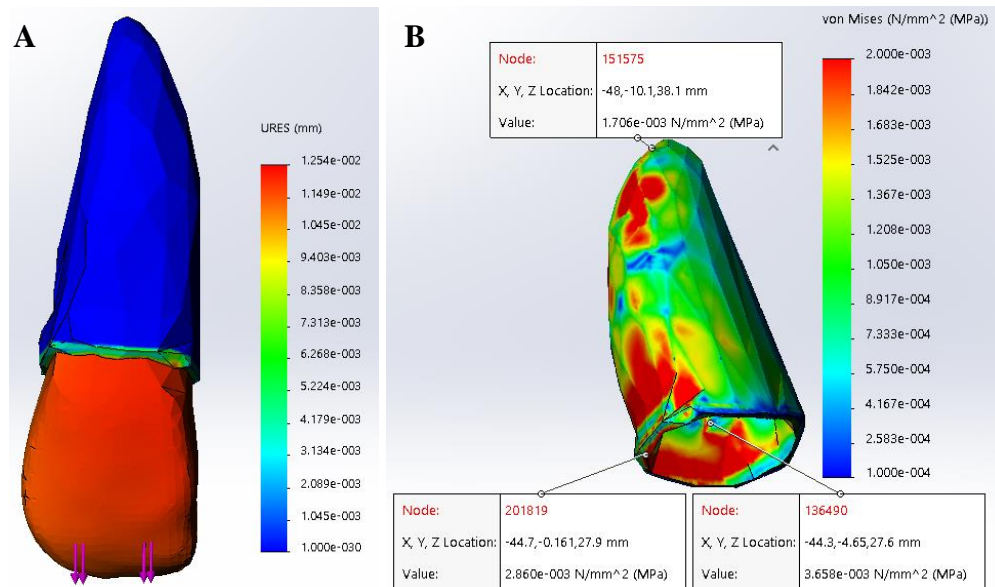


Figura 3. 7 Resultados da aplicação da força extrusiva de 0,49 N à coroa do dente 11: (A) contraste entre o deslocamento da superfície dentária e o elevado grau de estaticidade da superfície exterior do LPD; (B) distribuição das tensões no LPD.

e) Movimento de rotação no dente incisivo central maxilar

No estudo do movimento de rotação do dente provocado pela aplicação de quatro forças de 0,1225 N, o maior valor de deslocamento foi registado na face distal da coroa dentária, que tomou o valor de 0,024132 mm (figura 3.8).

O valor das tensões no LPD verificadas na região lingual e labial próximas da margem cervical dentária foram 0,0079014 MPa e 0,0048369 MPa, respetivamente, as quais são superiores ao valor crítico de 0,0025 MPa sendo, conforme proposto por Martin Schwarz, suficiente para que ocorram os fenómenos celulares precedentes da remodelação óssea (Ferreira 2002).

Por outro lado, a tensão no LPD na região do ápice da raiz dentária tomou o valor de 0,001311 MPa, valor muito aproximado ao obtido por David Rudolph num estudo acerca do movimento de rotação de um incisivo central superior submetido à mesma condição de carga (Rudolph, Willes & Sameshima 2001).

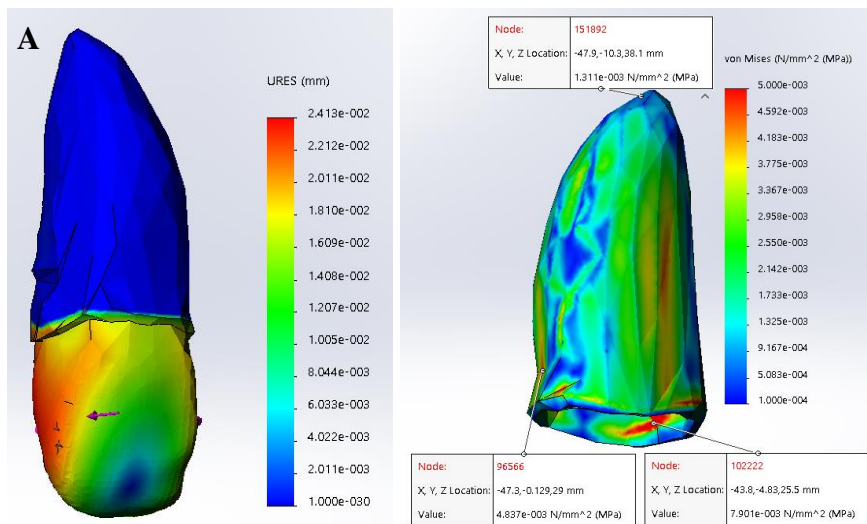


Figura 3. 8 Resultados da aplicação de forças de rotação de 0,49 N sobre um plano intermédio da coroa do dente 11: (A) deslocamento da superfície dentária, sendo possível observar o menor nível de deslocação (a cor azul) da superfície exterior do LPD e do centro do dente, onde se localiza o seu eixo longitudinal de rotação; (B) distribuição das tensões no LPD.

Na tabela 3.6 encontram-se resumidos os resultados que foram obtidos nos diferentes estudos executados nesta secção referentes à aplicação das forças indutoras dos cinco tipos básicos de movimento ortodôntico.

Tabela 3. 6 Síntese dos resultados obtidos nos diversos estudos executados e referentes à aplicação de forças básicas ortodônticas de intensidade teoricamente ideal.

	Força (N)	Momento (N.mm)	Deslocamento dentário máximo (mm)	Tensão LPD no ápice radicular dentário (MPa)	Tensão máxima LPD na cervical lingual dentária (MPa)	Tensão máxima LPD na cervical labial dentária (MPa)
Inclinação no icid	0,49	-	0,1156	0,001759	0,01771	0,01552
	0,39	-	0,087	0,001437	0,01346	0,01151
Translação no icid	0,25	2,17	0,0065	0,001194	0,0023332	0,0021086
	1,98	17,14	0,0514	0,01019	0,01843	0,0167
Intrusão no icsd	0,25	-	0,00636	0,001346	0,002102	0,002192
Extrusão no icsd	0,49	-	0,0121	0,001706	0,00286	0,003658
Rotação no icsd	0,49	-	0,024132	0,001311	0,0079014	0,0048369

f) Efeito da duplicação da carga

Ainda nesta secção, é discutido de que forma os modelos anatómicos reagiram à duplicação da carga, tendo sido mantidas todas as outras condições, incluindo a direção e o ponto de aplicação da força e/ou do momento de força. Os resultados obtidos neste estudo encontram-se resumidos na Tabela 3.7 e nas figuras 3.8 e 3.9.

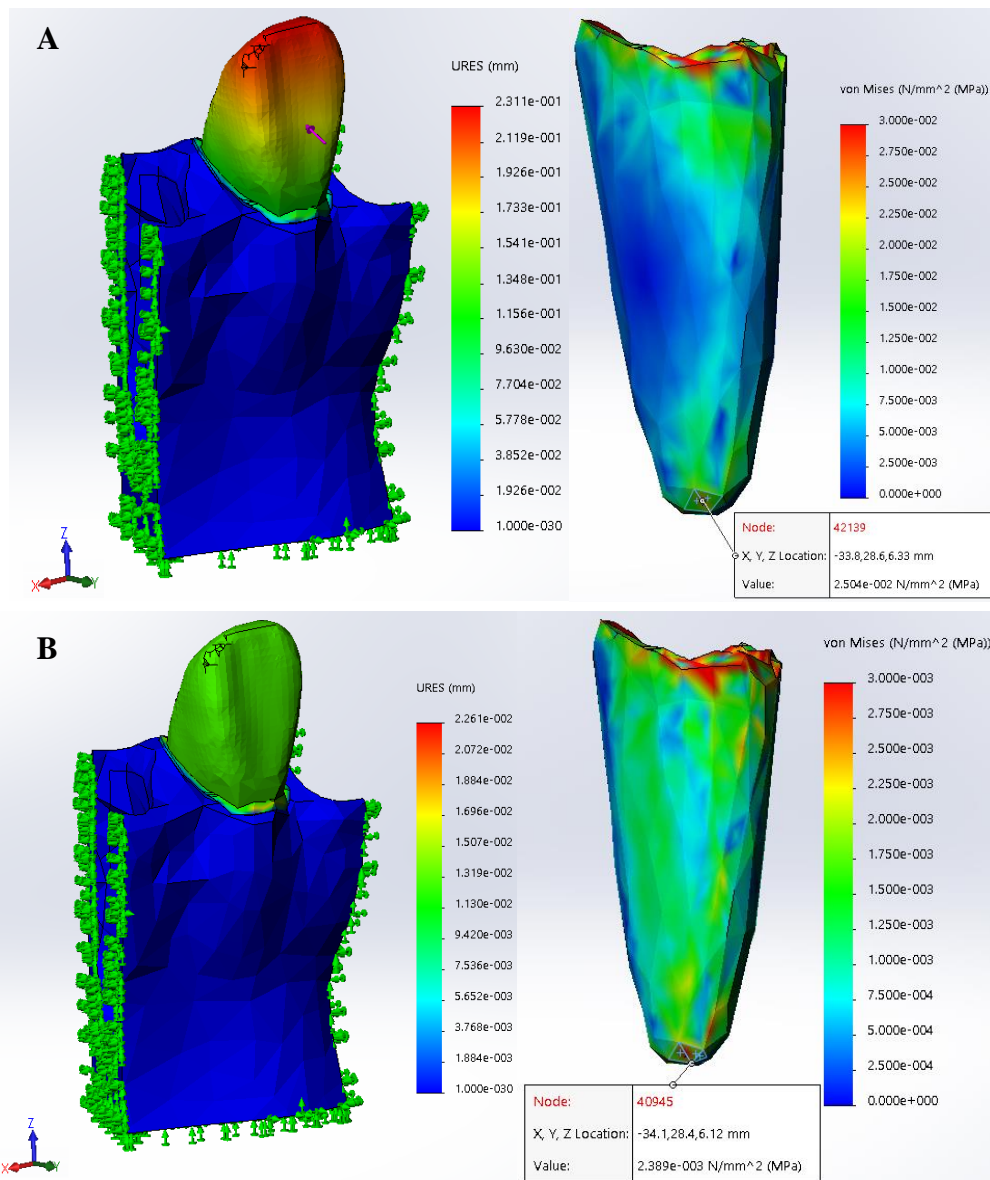


Figura 3. 9 Efeitos (deslocamento dentário e distribuição de tensões no LPD) resultantes da aplicação à coroa do dente 41 de: (A) uma força de inclinação de 0,98 N; (B) um conjunto de força (0,5 N) e momento de força (4,34 N.mm) de forma a imprimir um movimento de translação. É de realçar o contraste entre o grau de deslocamento da superfície dentária e a estaticidade de toda a estrutura óssea (cor azul), sugerindo que a movimentação do dente está confinada apenas ao interior da cavidade alveolar.

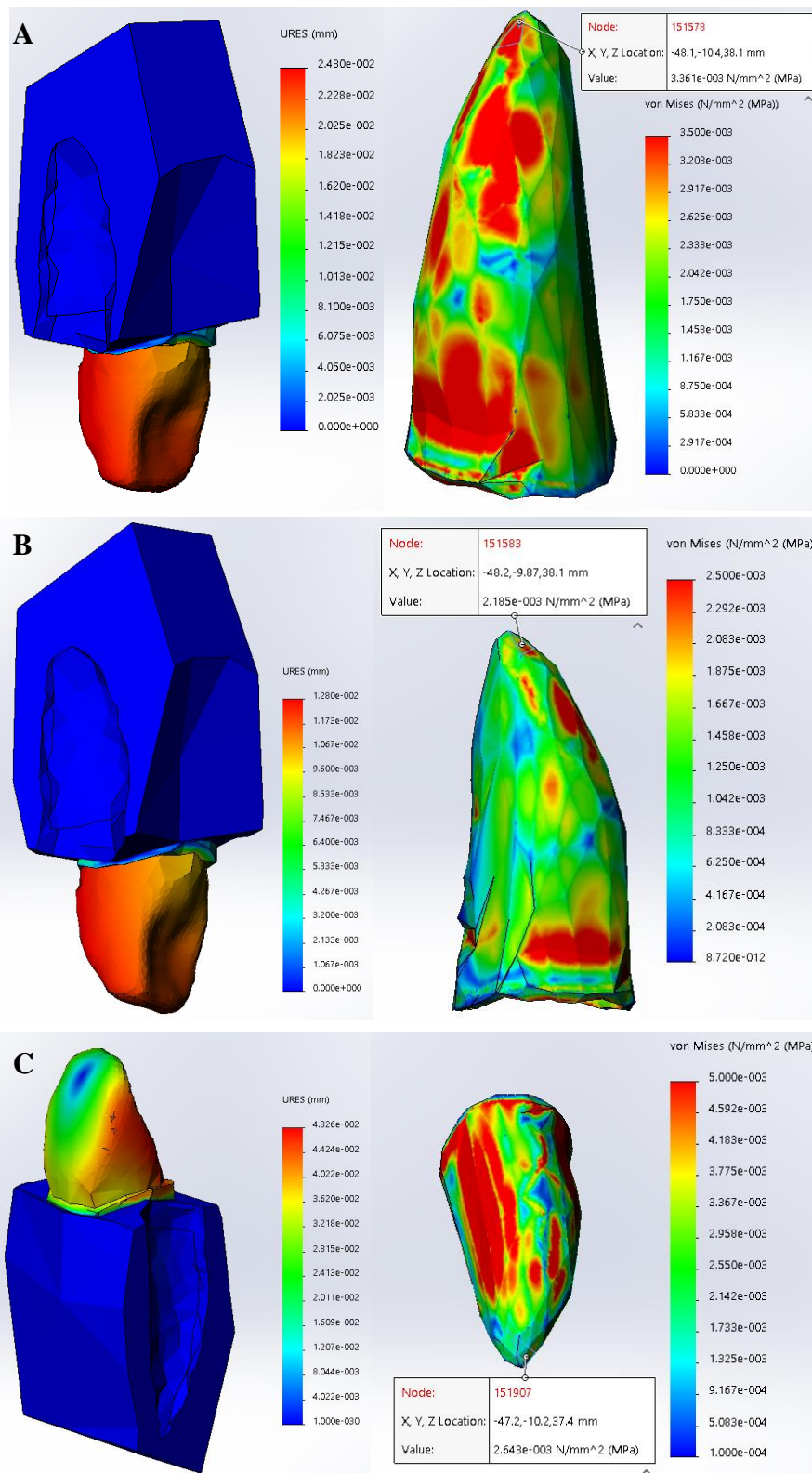


Figura 3. 10 Distribuições dos deslocamentos dentários e das tensões no LPD resultantes da aplicação à coroa do dente 11 de: (A) uma força de extrusão de 0,98 N; (B) uma força de intrusão de 0,5 N; (C) uma carga rotativa de 0,98 N. É de realçar o contraste entre o grau de deslocamento da superfície dentária e a estaticidade de toda a estrutura óssea (cor azul), sugerindo que a movimentação do dente está confinada apenas ao interior da cavidade alveolar.

Tabela 3. 7 Síntese dos resultados obtidos nos diversos estudos executados, e referentes à duplicação da intensidade ideal das forças básicas.

	Força (N)	Momento (N.mm)	Deslocamento dentário máximo (mm)	Tensão LPD no ápice radicular (MPa)
Inclinação no dente icid	0,98	-	0,2311	0,0025037
Translação no icid	0,5	4,34	0,013	0,00239
Intrusão no icsd	0,5	-	0,01279	0,002185
Extrusão no icsd	0,98	-	0,0249	0,003361
Rotação no icsd	0,98	-	0,048263	0,002643

Comparando as tabelas 3.6 e 3.7 é possível concluir que, nestas condições de estudo estático, o efeito da duplicação da carga ortodôntica induz numa igual ou aproximada duplicação das respostas (deslocamentos e tensões) ao nível das estruturas ortodônticas.

3.4 Arranjo dentário favorável à oclusão ortodôntica

As variações entre posições iniciais e finais da migração dentária, relativas ao planeamento ortodôntico, foram executadas tendo em consideração o eixo que une os pontos intermédios da borda incisal e os pontos apicais radiculares ou, no caso dos molares, entre um ponto intermédio da furca dental e um ponto central da face oclusal. Nas extremidades de cada eixo foram medidos os valores dos deslocamentos segundo as três principais coordenadas cartesianas (X;Y;Z) bem como a rotação (θ) existente ao longo do mesmo, tal como representado na figura 3.11. Os valores dos deslocamentos e rotações entre as posições iniciais e finais da migração dentária são mencionados nas Tabela 3.8 e 3.9, e dizem respeito ao deslocamento total (Δu , total) que cada estrutura dentária terá de efetuar (figuras 3.12 a 3.14).

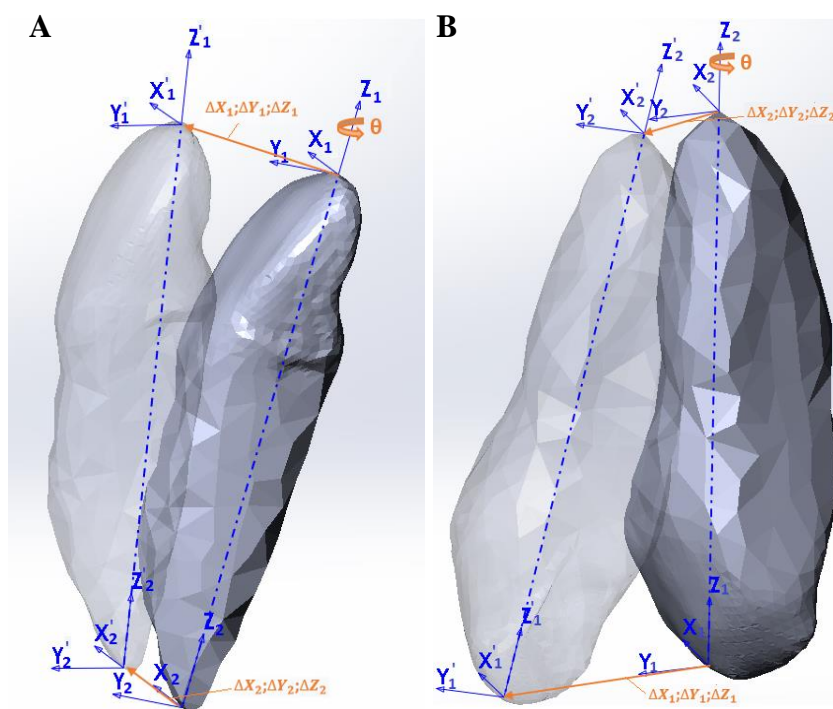


Figura 3. 11 Representação dos eixos e seus deslocamentos/rotações usados em: (A) dentes da arcada inferior; (B) dentes da arcada superior.

Tabela 3. 8 Valores dos deslocamentos/rotações impostos ao eixo longitudinal dos dentes maxilares, ou seja, da arcada dentária superior, tendo por base as reposições dentárias realizadas no programa computacional *Blender*.

Dente	ΔX_1 [mm]	ΔY_1 [mm]	ΔZ_1 [mm]	ΔX_2 [mm]	ΔY_2 [mm]	ΔZ_2 [mm]	θ [°]	Tipo de movimento
icsd	0,3501	-1,8647	-0,0733	-1,5273	-1,2658	-0,0194	-17,31	Inclinação + Translação + Rotação
icse	0,7955	-0,9683	0,2254	-0,2479	-1,5124	-0,0402	-7,18	Inclinação + Translação + Rotação
ilsd	1,1249	-2,2545	-1,6585	1,3407	-1,9365	-1,4837	-20,9	Translação + Extrusão + Rotação
ilse	0,6076	-1,0529	-0,877	1,7088	0,2534	-0,3147	-3,14	Verticalização de raiz + Translação + Rotação
csd	1,4392	-3,4425	-1,3994	1,0205	-2,7611	-1,2577	0	Translação + Extrusão
cse	0,2356	-0,2287	0,5242	0,7892	-0,4897	0,3857	8,36	Translação + Intrusão + Rotação
1pmsd	3,0587	-2,6652	-0,9099	-1,5192	-2,2225	-1,6502	-4,64	Inclinação + Extrusão + Rotação
1pmse	-0,1505	-0,1069	0,08	0,6776	0,1674	0,08	-10,02	Inclinação + Rotação
2pmsd	2,9116	-2,2251	-0,1447	-0,9514	-2,8981	-0,0637	-19,12	Translação + Inclinação + Rotação
2pmse	-2,2586	0,1524	0,5741	1,3127	-0,2816	0,4752	0,59	Inclinação + Rotação
1msd	0	-4,0309	0,39	0	-4,0309	0,39	0	Translação + Intrusão
1mse	0	-1,0208	1,1415	0	-1,0208	1,1415	0	Translação + Extrusão
2msd	0	-3,0996	0,07	0	-3,0996	0,07	0	Translação + Intrusão
2mse	0	-0,4951	-0,722	0	-0,4951	-0,722	0	Translação + Extrusão
3msd	0	-2,9697	0	0	-2,9697	0	0	Translação
3mse	0	-0,4551	-2,1918	0	-0,4551	-2,1918	0	Extrusão

Tabela 3. 9 Valores dos deslocamentos/rotações executados pelo eixo longitudinal dos dentes mandibulares, ou seja, da arcada dentária inferior.

Dente	ΔX_1 [mm]	ΔY_1 [mm]	ΔZ_1 [mm]	ΔX_2 [mm]	ΔY_2 [mm]	ΔZ_2 [mm]	θ [°]	Tipo de movimento
icid	-0,1477	-0,9999	-0,0617	-0,0478	-0,6524	-0,1762	-5,07	Translação + Intrusão + Rotação
icie	0,0342	-0,1739	-0,4738	0,0342	-0,4159	-0,3812	0	Inclinação + Intrusão
ilid	-0,1335	-0,1647	-0,5835	-0,6355	-1,7615	-0,1867	2,3	Translação + Extrusão + Rotação
ilie	-0,0346	0,0592	0,1306	-0,0025	0	0,2508	0	Extrusão
cid	-0,3341	0,3587	-0,764	0,3971	0,4537	-0,8035	22,29	Translação + Intrusão + Rotação
cie	0,1412	0,6187	-0,1414	0,1412	0,1412	0,6187	-0,1414	Translação + Intrusão
1pmid	-0,6399	1,1565	-1,0711	-1,9394	-1,9394	3,1748	-1,22	Translação + Verticalização de raiz + Rotação
1pmie	0,9397	2,0706	-0,2	0,9397	0,9397	2,0706	-0,2	Translação + Intrusão
2pmid	-0,428	1,0364	0,1594	-1,7006	-1,7006	3,8511	-0,3604	Translação + Verticalização de raiz + Rotação
2pmie	1,1284	2,0974	0,0774	1,0117	1,0117	1,7197	0,0431	Translação + Rotação
1mid	-1,2298	0,9333	-0,3421	-1,4289	-1,4289	3,2483	-0,7976	Verticalização de raiz + Translação + Rotação
2mid	-0,9578	-7,9807	1,0245	0,4987	0,4987	-3,6222	-1,143	Verticalização de raiz + Translação + Rotação
2mie	0,0701	1,4785	-1,3609	-0,4182	-0,4182	3,3884	-2,1471	Verticalização de raiz + Translação + Rotação
3mie	-1,4234	-6,4661	-0,476	-1,6302	-1,6302	-4,4377	-0,9791	Verticalização de raiz + Translação + Rotação

Nas figuras 3.12, 3.13 e 3.14 encontra-se ilustrado o arranjo anterior e posterior à correção dentária estipulada no programa computacional *Blender*, segundo as perspectivas frontal, sagital direita e sagital esquerda, respetivamente.

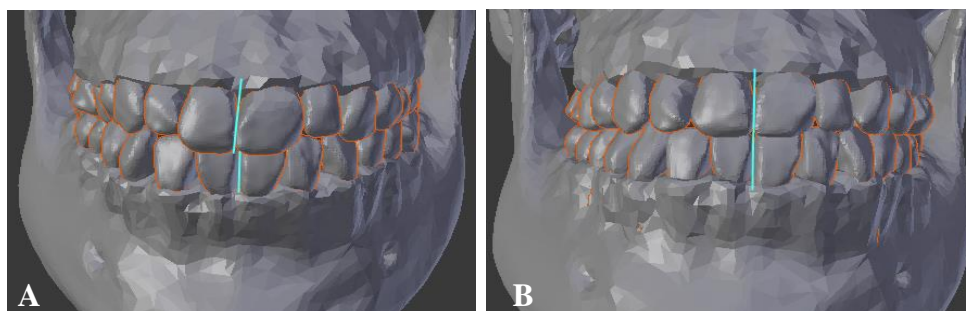


Figura 3. 12 Vista frontal do arranjo dentário antes e posterior à correção dentária proposta e respetiva representação das linhas médias dentárias (superior e inferior) as quais são: (A) não coincidentes antes da correção dentária; (B) coincidentes depois da correção dentária.

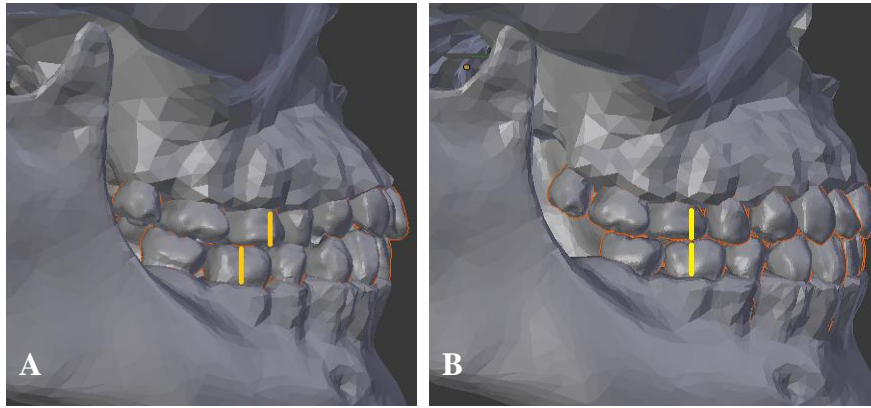


Figura 3. 13 Representação da vista sagital direita: (A) antes da correção dentária; (B) depois da correção dentária e resolução da má oclusão classe II de Angle.

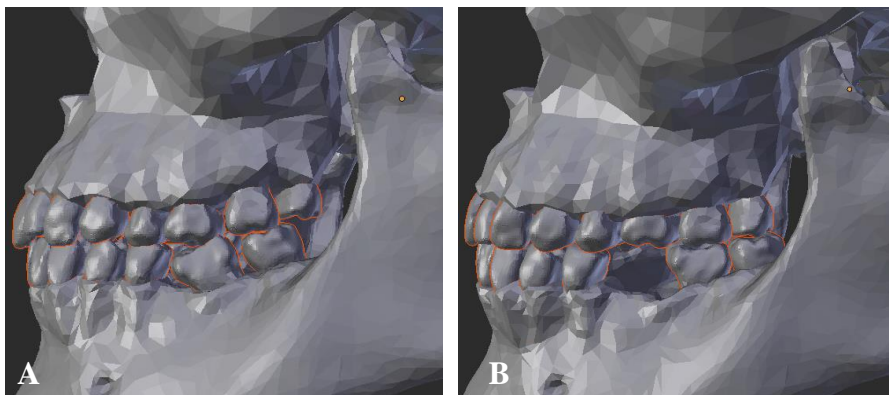


Figura 3. 14 Representação da vista sagital esquerda: (A) antes da correção dentária; (B) depois da correção dentária.

Observando sagitalmente o modelo virtual correspondente à situação dentária original, figura 3.13 (A), é possível identificar facilmente uma situação de má oclusão classe II, na qual a cúspide mesio-vestibular do primeiro molar maxilar oclui no espaço interdentário entre a vertente mesial da cúspide vestibular do primeiro molar mandibular e a face distal da cúspide vestibular do segundo pre-molar mandibular. Este facto faz com que a arcada mandibular esteja posicionada distalmente em relação à arcada dentária maxilar.


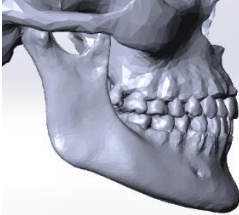
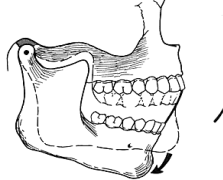
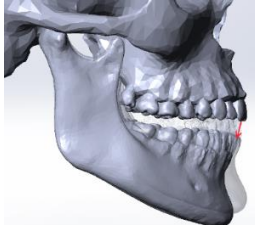
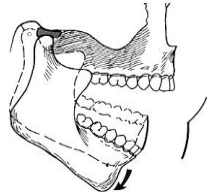

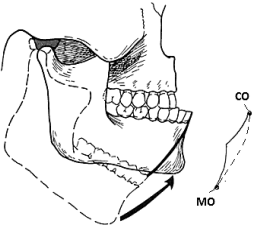
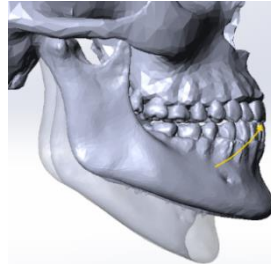

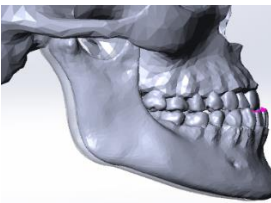
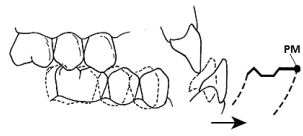

A migração dentária proposta focou-se na resolução deste problema, fazendo com que os deslocamentos dentários possibilitassem um reposicionamento correto de acordo com a perspetiva de Angle (Angle 1900), na qual a cúspide mesio-vestibular do primeiro molar maxilar deve ocluir no sulco central do primeiro molar mandibular, figura 3.13 (B), corrigindo ainda apinhamentos e diastemas em ambos os bloco dentários bem como a situação de mordida aberta.

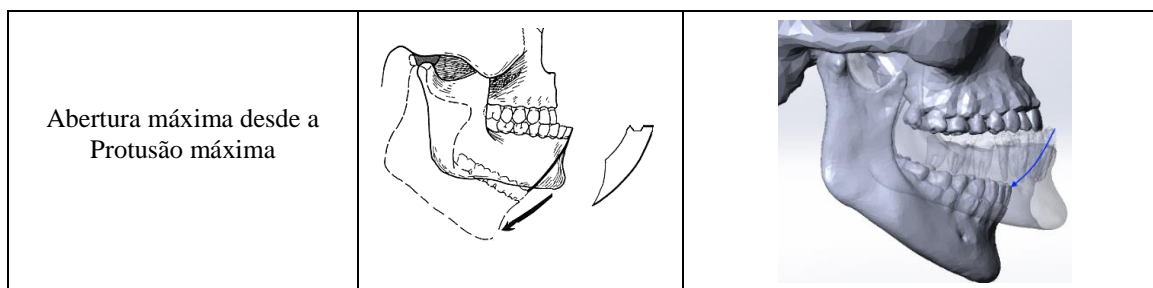
Observando agora a vista sagital esquerda do modelo inicial, figura 3.14 (A), é possível constatar que os dentes 37 e 38 estão consideravelmente mesializados e inclinados anteriormente, devido à ausência do dente 36. Como solução deste problema, os deslocamentos dentários propostos possibilitam uma simultânea translação distal e verticalização dos dentes 37 e 38, de modo a garantir

um espaço suficiente para aplicação de uma prótese do dente 36, figura 3.14 (B).

Ainda nesta secção, e usando o modelo corrigido do posicionamento dentário, foi executado um estudo acerca do movimento mandibular segundo o diagrama de Posselt e verificadas as relações de oclusão nas diferentes posições, conforme apresentado na Tabela 3.10.

Tabela 3. 10 Aplicação ao modelo obtido das principais posições e movimentos delimitadores do funcionamento mandibular relativamente ao plano sagital de *Posselt* (Okeson 2003).

Movimento/Posição	Ilustração (teórica)	Ilustração (prática)
Relação centrica (CR)		
Abertura inicial (movimento de rotação pura)		
Movimento de abertura (translação)		
Fechamento bucal		
Relação topo-a-topo (RTT)		
Protusão máxima (MP)		



3.5 Simulação incremental da correção dentária

a) Simulação do deslocamento total das estruturas dentárias aplicando o MEF

Nesta secção, e numa primeira fase do estudo, foi executada uma análise estática do conjunto no programa computacional de MEF “*Solidworks Simulation*”, na qual todas as estruturas dentárias foram obrigadas a deslocarem-se para a sua posição final de uma só vez (Δu , total), conforme os deslocamentos apresentados nas anteriores tabelas 3.8 e 3.9. Deste estudo foram retirados os valores de tensão equivalente máxima e média (*von-Mises*) existentes nos ligamentos periodontais, bem como valores da carga (ΔP , total) a efetuar num ponto intermédio da face vestibular da coroa de cada dente, necessários a tal deslocação, e expressos sob a forma de um conjunto de força e momento de força, sendo que na figura 3.15 são representados (de forma meramente exemplificativa) os vetores e respetivos componentes de sua aplicação. Os valores dos parâmetros anteriormente referidos são apresentados nas Tabelas 3.11 e 3.12, para as estruturas mandibulares e maxilares, respetivamente. Nas figuras 3.16 e 3.20 são apresentadas as distribuições das tensões equivalentes ao nível dos LPD’s mandibulares e maxilares, respetivamente. Em Apêndice VII é descrita, em maior detalhe, a metodologia usada para a determinação das cargas ortodônticas exigidas bem como o seu ponto de aplicação nas estruturas dentárias.

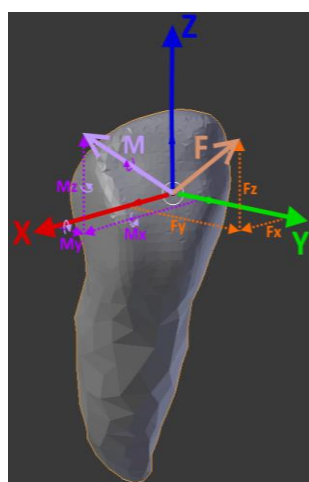


Figura 3. 15 Representação do vetor de força resultante (F) e suas componentes (F_x , F_y , F_z), bem como do vetor momento de força (M) e respetivas componentes vectoriais (M_x , M_y , M_z), aplicados a um ponto intermédio da face vestibular da coroa dentária. Este último é coincidente com a origem do sistema de coordenadas cartesianas.

Tabela 3. 11 Resultados obtidos através da utilização do MEF para as estruturas dentárias mandibulares sujeitas aos deslocamentos impostos completos da correção dentária (Δu ,total), conforme apresentado na tabela 3.9. São referidas as cargas (força e momento de força) a aplicar a um ponto intermédio das coroas dentárias (ΔP ,total), bem como as tensões de *von-Mises* (máximas e médias) induzidas nos respetivos ligamentos periodontais, as quais foram obtidas por intermédio da ferramenta “Probe Result On selected entities” em cada um dos modelos periodontais. As componentes $u_x; u_y; u_z$ correspondem às componentes que definem os vetores unitários de força, e as componentes $v_x; v_y; v_z$ representam os vetores unitários dos momentos de força aplicadas a pontos centrais das faces vestibulares das coroas dentárias.

Dente	Força		Momento de força		Relação M/F	Tensão Máxima no LPD (N/mm ²)	Tensão Média no LPD (N/mm ²)
	Módulo (N)	Componentes vectoriais	Módulo (N.mm)	Componentes vectoriais			
icid	12,498	$u_x = -0,074$ $u_y = -0,995$ $u_z = 0,0616$	87,748	$v_x = -0,996$ $v_y = 0,0734$ $v_z = 0,052$	7,03	0,294	0,066
icie	4,879	$u_x = 0,0899$ $u_y = -0,691$ $u_z = -0,717$	9,67	$v_x = -0,993$ $v_y = -0,118$ $v_z = -0,003$	1,94	0,1181	0,039
ilid	21,066	$u_x = -0,323$ $u_y = -0,946$ $u_z = -0,027$	187,814	$v_x = -0,944$ $v_y = 0,3287$ $v_z = 0,0246$	8,94	0,488	0,0852
ilie	3,012	$u_x = 0,0245$ $u_y = -0,173$ $u_z = 0,9846$	19,37	$v_x = -0,934$ $v_y = -0,355$ $v_z = -0,028$	6,3	0,0922	0,0176
cid	14,596	$u_x = -0,145$ $u_y = 0,8413$ $u_z = -0,521$	139,419	$v_x = 0,9898$ $v_y = -0,092$ $v_z = -0,109$	9,72	0,5787	0,0852
cie	14,275	$u_x = 0,1992$ $u_y = 0,9597$ $u_z = -0,198$	147,234	$v_x = 0,969$ $v_y = -0,129$ $v_z = 0,2107$	10,31	0,3057	0,0488
1pmid	42,166	$u_x = -0,545$ $u_y = 0,7589$ $u_z = -0,356$	485,755	$v_x = 0,8198$ $v_y = 0,3804$ $v_z = -0,428$	11,55	0,7202	0,1645
1pmie	43,955	$u_x = 0,4907$ $u_y = 0,8702$ $u_z = -0,044$	419,01	$v_x = 0,8245$ $v_y = -0,43$ $v_z = 0,368$	9,55	0,9276	0,1381
2pmid	43,82	$u_x = -0,288$ $u_y = 0,9402$ $u_z = -0,183$	467,131	$v_x = 0,9416$ $v_y = 0,2596$ $v_z = -0,215$	10,64	0,7147	0,1289
2pmie	89,725	$u_x = 0,5366$ $u_y = 0,8434$ $u_z = 0,029$	857,787	$v_x = 0,7561$ $v_y = -0,504$ $v_z = 0,418$	9,57	1,424	0,2019
1mid	81,576	$u_x = -0,445$ $u_y = 0,8458$ $u_z = -0,294$	1034,363	$v_x = 0,9336$ $v_y = 0,3502$ $v_z = -0,075$	12,75	0,9687	0,2027
2mie	93,386	$u_x = 0,3748$ $u_y = -0,921$ $u_z = -0,107$	445,89	$v_x = -0,708$ $v_y = -0,679$ $v_z = 0,1953$	4,83	1,353	0,3328
2mid	74,176	$u_x = -0,135$ $u_y = 0,8224$ $u_z = -0,553$	694,963	$v_x = 0,9797$ $v_y = 0,041$ $v_z = -0,196$	9,32	1,1405	0,2341
3mie	89,805	$u_x = -0,237$ $u_y = -0,969$ $u_z = -0,072$	636,22	$v_x = -0,854$ $v_y = 0,2509$ $v_z = -0,456$	7,1	1,7102	0,3128

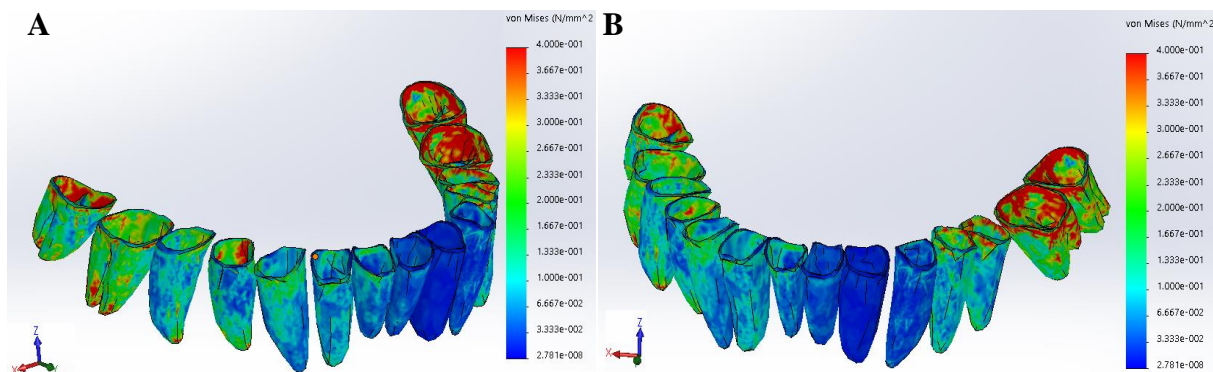


Figura 3. 16 Distribuição das tensões equivalentes de *von-Mises* nos ligamentos periodontais devido à imposição dos deslocamentos totais aos dentes mandibulares, e referentes à tabela 3.11. Representação segundo as perspetivas laterais: direita (A) e esquerda (B).

Além do valor das tensões ao nível dos ligamentos periodontais, foram ainda registados os valores dos esforços ao nível ósseo, tal como mostrado nas figuras 3.18 e 3.19. Assim, nas condições da simulação do deslocamento total dos dentes mandibulares (figura 3.17), verificou-se uma tensão máxima de 449,4 MPa e um valor médio de 1,743 MPa ao nível do osso cortical mandibular, enquanto que associado ao osso alveolar e trabecular mandibular foram registados os valores de 36,588 MPa e 0,326 MPa para as tensões máxima e média, respetivamente.

Verifica-se no entanto que os valores máximos de tensão ao nível das estruturas ósseas são bastantes elevados e díspares em relação aos seus valores médios. Este facto sugere que estes valores máximos possam estar associados a pontos de singularidade, ou seja, pontos de acumulação de tensões localizados em morfologias inadequadas, por exemplo, vértices ou arestas vivas, ou em proximidades das condições de fronteira aplicadas ao modelo.

Tal como para os valores de tensão das estruturas periodontais indicados na anterior tabela 3.11, a ferramenta usada para estimar os valores de tensão máxima e média ao nível das estruturas ósseas foi a “Probe Result On selected entities”, na qual o *software* analisa todas as tensões nodais da estrutura a estudar e exporta uma lista dos valores máximo, mínimo e médio ao nível de toda a estrutura.

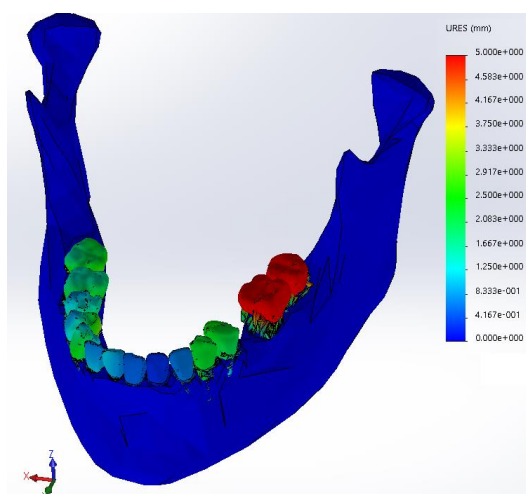


Figura 3. 17 Representação dos deslocamentos totais efetuados pelas estruturas dentárias mandibulares no final do processo de simulação MEF.

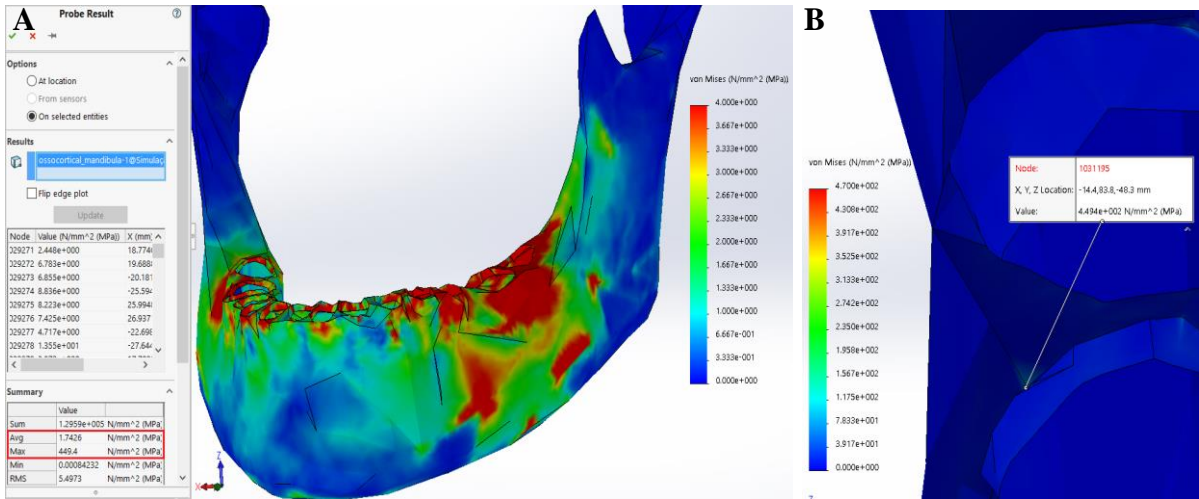


Figura 3. 18 Representação da distribuição das tensões na estrutura óssea cortical da mandíbula (A) e vista ampliada da localização do seu valor máximo (B), resultantes da simulação dos deslocamentos totais efetuados nas estruturas dentárias mandibulares. Nesta estrutura óssea cortical a tensão máxima, apresentada pela ferramenta “Probe Result On selected entities”, verificou-se na borda lingual da cavidade do dente 34.

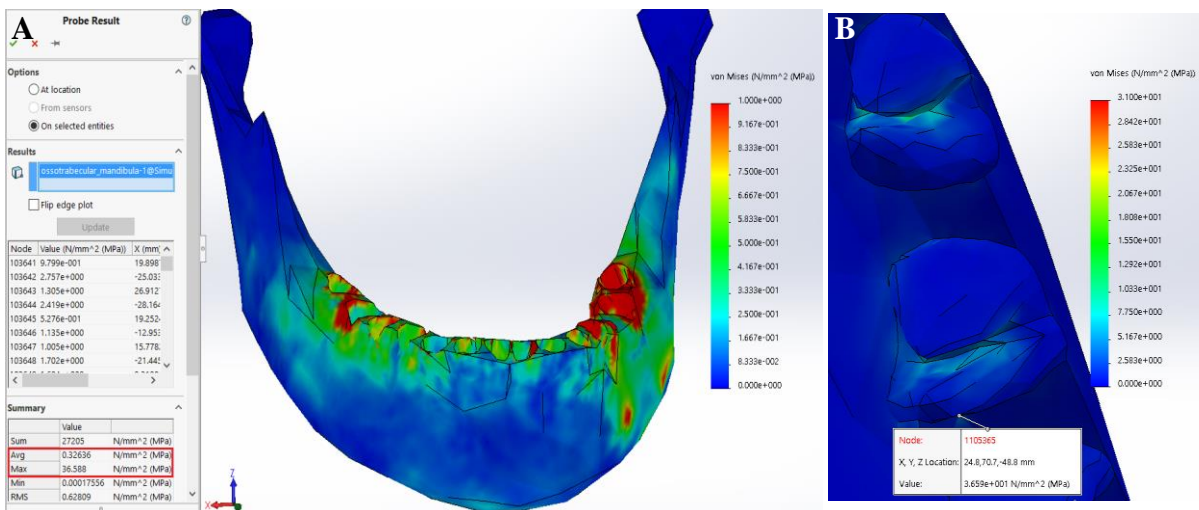


Figura 3. 19 Representação da distribuição das tensões na estrutura óssea trabecular da mandíbula (A) e do seu valor máximo (B) na estrutura alveolar, resultantes da simulação dos deslocamentos totais efetuados nas estruturas dentárias mandibulares. Nesta estrutura óssea alveolar, a tensão máxima verificou-se na borda mesial da cavidade do dente 46.

Tabela 3. 12 Resultados obtidos através do MEF para as estruturas dentárias maxilares sujeitas a deslocamentos completos impostos da correção dentária (Δu_{total}). Sendo os valores de carga obtidos pela medição das forças resultantes nos pontos de aplicação dos deslocamentos dentários prescritos através da ferramenta “Probe Result At location”, e os valores de tensões de *von-Mises* (máximas e médias) por intermédio da ferramenta “Probe Result On selected entities” em cada um dos modelos periodontais.

Dente	Força		Momento de força		Relação M/F	Tensão máxima no LPD (N/mm^2)	Tensão média no LPD (N/mm^2)
	Módulo (N)	Componentes vetoriais	Módulo (N.mm)	Componentes vetoriais			
icsd	21,079	$u_x = -0,086$ $u_y = -0,939$ $u_z = -0,332$	139,333	$v_x = 0,991$ $v_y = -0,13$ $v_z = -0,031$	6,61	0,3484	0,06472
icse	32,256	$u_x = -0,406$ $u_y = -0,884$ $u_z = -0,233$	344,244	$v_x = 0,8604$ $v_y = -0,291$ $v_z = -0,418$	10,67	0,3473	0,0761
ilsd	70,242	$u_x = 0,3872$ $u_y = -0,83$ $u_z = -0,401$	720,302	$v_x = 0,886$ $v_y = 0,1912$ $v_z = 0,4224$	10,25	1,0312	0,1777
ilse	31,641	$u_x = 0,9734$ $u_y = -0,145$ $u_z = -0,177$	414,183	$v_x = 0,0844$ $v_y = 0,8199$ $v_z = 0,5663$	13,09	0,4792	0,0766
csd	79,558	$u_x = 0,3723$ $u_y = -0,876$ $u_z = -0,307$	847,854	$v_x = 0,8569$ $v_y = 0,1715$ $v_z = 0,486$	10,66	0,77	0,1771
cse	17,323	$u_x = 0,8647$ $u_y = -0,416$ $u_z = 0,2811$	203,115	$v_x = 0,114$ $v_y = 0,8702$ $v_z = 0,4793$	11,73	0,3931	0,0611
1pmsd	77,066	$u_x = 0,0701$ $u_y = -0,907$ $u_z = -0,415$	710,976	$v_x = 0,8488$ $v_y = -0,308$ $v_z = 0,4297$	9,23	1,202	0,17796
1pmse	20,429	$u_x = 0,9609$ $u_y = -0,201$ $u_z = -0,191$	255,821	$v_x = 0,1981$ $v_y = 0,8629$ $v_z = 0,4648$	12,52	0,3129	0,04577
2pmsd	54,026	$u_x = 0,1444$ $u_y = -0,981$ $u_z = -0,13$	582,768	$v_x = 0,9779$ $v_y = 0,0317$ $v_z = 0,2065$	10,79	1,1423	0,16155
2pmse	15,661	$u_x = -0,798$ $u_y = 0,1807$ $u_z = 0,5747$	95,543	$v_x = -0,546$ $v_y = -0,629$ $v_z = -0,553$	6,1	0,43263	0,06442
1msd	88,386	$u_x = -0,005$ $u_y = -0,993$ $u_z = 0,1177$	727,89	$v_x = 0,8555$ $v_y = 0,0985$ $v_z = 0,5084$	8,24	1,1192	0,20492
1mse	44,11	$u_x = 0,1971$ $u_y = -0,769$ $u_z = 0,6076$	256,994	$v_x = 0,8053$ $v_y = -0,368$ $v_z = -0,465$	5,83	0,33966	0,09683
2msd	106,521	$u_x = 0,1589$ $u_y = -0,987$ $u_z = -0,035$	1038,005	$v_x = 0,7405$ $v_y = 0,1124$ $v_z = 0,6626$	9,74	1,2251	0,17893
2mse	11,926	$u_x = 0,3675$ $u_y = -0,927$ $u_z = 0,0803$	121,386	$v_x = 0,9359$ $v_y = 0,0118$ $v_z = -0,352$	10,18	0,28232	0,05054
3msd	74,8	$u_x = -0,06$ $u_y = -0,985$ $u_z = 0,159$	596,012	$v_x = 0,6656$ $v_y = 0,0725$ $v_z = 0,7428$	7,97	1,254	0,1899
3mse	28,073	$u_x = 0,0602$ $u_y = -0,446$ $u_z = -0,893$	190,896	$v_x = 0,2546$ $v_y = 0,8694$ $v_z = -0,423$	6,8	0,59496	0,1451

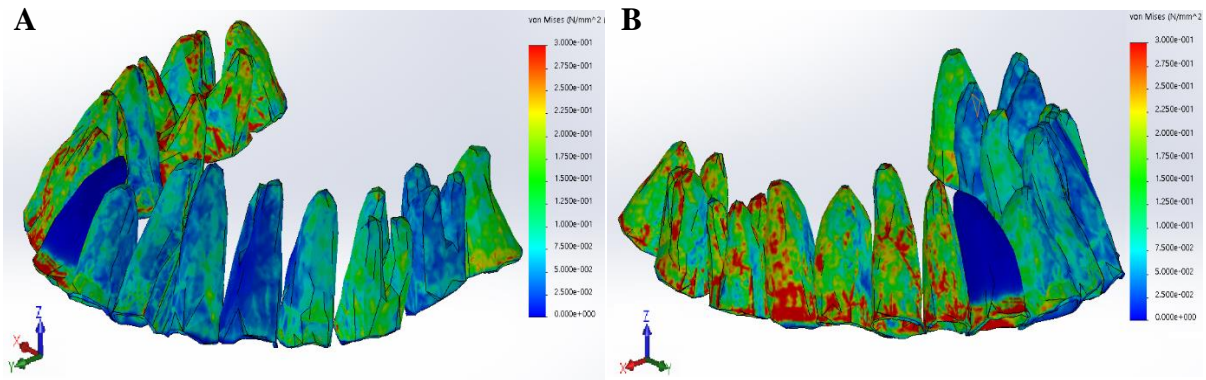


Figura 3. 20 Distribuição das tensões equivalentes de *von-Mises* nos ligamentos periodontais da estrutura maxilar devido à imposição dos deslocamentos totais aos respectivos dentes, e referentes à tabela 3.12, sendo estas representadas segundo as perspectivas laterais: esquerda (A) e direita (B), respetivamente.

Também os esforços ao nível da estrutura óssea maxilar foram determinados nestas condições, e representados nas figuras 3.22 e 3.23. Registou-se uma tensão equivalente máxima de 213 MPa e seu valor médio de 0,9 MPa ao nível do osso cortical maxilar, enquanto que associado ao osso alveolar e trabecular maxilar foram registados os valores de 85,54 MPa e 0,32 MPa para as tensões máxima e média, respetivamente, e através da ferramenta “Probe Result On selected entities” do *Solidworks Simulation*.

Mais uma vez a grande discrepância entre os valores máximos e médios de tensão encontrados ao nível das estruturas ósseas sugerem que estes estejam possivelmente associados a pontos de singularidade.

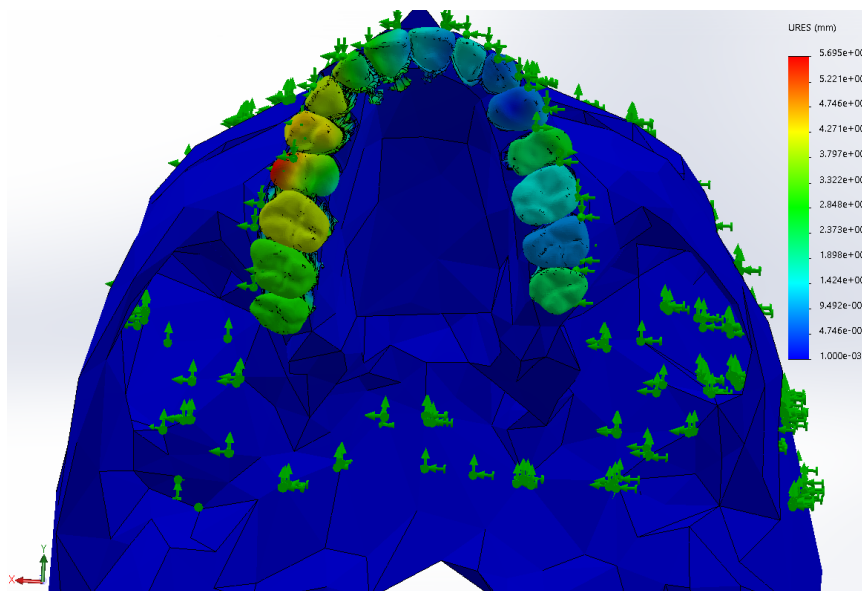


Figura 3. 21 Representação dos deslocamentos totais efetuados pelas estruturas dentárias maxilares no final do processo de simulação de MEF.

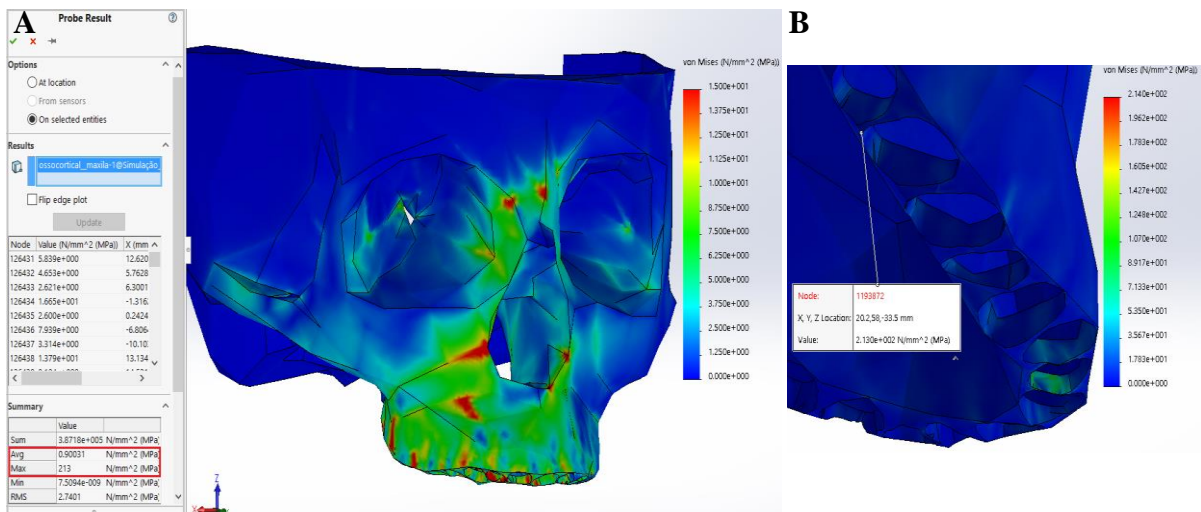


Figura 3. 22 Representação da distribuição das tensões na estrutura óssea cortical do crânio (A) e do seu valor máximo (B), resultantes da simulação dos deslocamentos totais efetuados nas estruturas dentárias maxilares. Nesta estrutura óssea cortical, a tensão máxima verificou-se na borda distal da cavidade do dente 17.

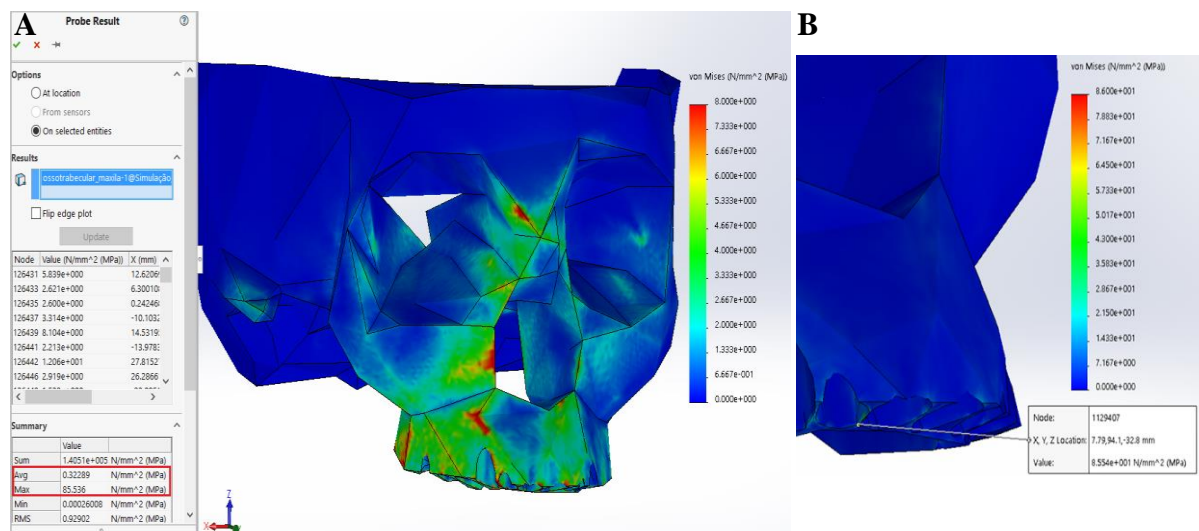


Figura 3. 23 Representação da distribuição das tensões na estrutura óssea trabecular do crânio (A) e do seu valor máximo (B) na estrutura alveolar, resultantes da simulação dos deslocamentos totais efetuados nas estruturas dentárias maxilares. Nesta estrutura óssea alveolar, a tensão máxima verificou-se na borda mesial da cavidade do dente 12.

Nota: os maiores valores de tensão verificados em pontos afastadas da aplicação das forças estão associadas às condições de fronteiras aplicadas, isto é, resultam da acumulação de tensão nas proximidades de nós que foram definidos como “fixos”.

No entanto, como já foi referido, o processo de remodelação óssea é de tal modo complexo que não consegue ser facilmente simulado utilizando o MEF. Assim, os deslocamentos totais anteriormente considerados foram divididos por número inteiro de “n” iterações, cada uma referente à migração dentária ($\Delta u, n$), provocada pela aplicação de uma carga ortodôntica iterativa ($\Delta P, n$), como visto anteriormente na figura 2.21.

b) Estimativa do número de iterações (n) necessária à posição dentária pretendida

O número “n” de iterações que cada estrutura dentária tem de se deslocar de cada vez (Δu , n), de modo a alcançar a migração total (Δu , total), foi estipulado da seguinte forma: dividiu-se as condições de tensão/deformação/força presentes no LPD, aquando o deslocamento total imposto (tabelas 3.11 e 3.12), pelo valor n, de modo a garantir a coexistência de três condições essenciais no LPD em cada processo iterativo, nomeadamente: a indução de uma tensão máxima na gama de 0,0165-0,0185 MPa e uma tensão média superior a 0,0026 MPa, assim como a aplicação de um valor de força ortodôntica, em módulo, inferior a 3,92 N.

Por exemplo, para o dente incisivo central inferior direito (icid, Tabela 3.13) foi estipulado um valor de 17 iterações, ou seja, o deslocamento total (Δu , total) que este dente terá de efetuar foi dividido em 17 deslocamentos de igual valor (Δu , n), assim como os valores da carga ortodôntica a aplicar. Este modelo pressupõe ainda que a reativação das forças ortodônticas iguais se efetua no final de cada iteração e que os modelos dos materiais se comportam de um modo linear elástico. A estimativa de cada valor de tensão máxima e média presente no LPD de cada dente encontra-se nas Tabelas 3.13 e 3.14.

Tabela 3. 13 Estimativa da tensão média e da tensão máxima induzidas no LPD em cada uma das “n” iterações, na qual cada dente mandibular é obrigado a executar um deslocamento iterativo específico (Δu , n) sob ação de uma força e de um momento de força aplicados a um ponto intermédio das coroas dentárias em cada iteração (ΔP ,n).

Dente	Número de iterações necessárias [n]	Tensão máxima no LPD em cada iteração [MPa]	Tensão média no LPD em cada iteração [MPa]	Módulo da força em cada iteração [N]	Módulo do momento em cada iteração [N.mm]
icid	17	0,01729	0,00388	0,7352	5,1616
icie	7	0,01687	0,00557	0,697	1,3814
ilid	27	0,01808	0,00316	0,7802	6,9561
ilie	5	0,01843	0,00352	0,6024	3,874
cid	32	0,01808	0,00266	0,4561	4,3568
cie	17	0,01799	0,00287	0,8397	8,6608
1pmid	42	0,01715	0,00392	1,004	11,5656
1pmie	51	0,01819	0,00271	0,8619	8,2159
2pmid	40	0,01787	0,00322	1,0955	11,6783
2pmie	77	0,01849	0,00262	1,1653	11,1401
1mid	53	0,01828	0,00382	1,5392	19,5163
2mie	80	0,016913	0,00416	1,1673	5,5736
2mid	68	0,016772	0,00344	1,0908	10,22
3mie	95	0,018002	0,00329	0,9453	6,6971

Tabela 3. 14 Estimativa da tensão média e da tensão máxima induzidas no LPD em cada uma das “n” iterações, na qual cada dente maxilar é obrigado a executar um deslocamento iterativo específico (Δu , n) sob ação de uma força e de um momento de força aplicados a um ponto intermédio das coroas dentárias em cada iteração (ΔP , n).

Dente	Número de iterações necessárias [n]	Tensão máxima no LPD em cada iteração [MPa]	Tensão média no LPD em cada iteração [MPa]	Módulo da força em cada iteração [N]	Módulo do momento em cada iteração [N.mm]
icsd	19	0,01834	0,00341	1,1094	7,3333
icse	20	0,01736	0,00381	1,6128	17,2122
ilsd	57	0,01809	0,00312	1,2323	12,6369
ilse	27	0,01775	0,00284	1,1719	15,3401
csd	42	0,01833	0,00422	1,8942	20,187
cse	22	0,01787	0,00278	0,7874	9,2325
1pmsd	66	0,01821	0,0027	1,1677	10,7724
1pmse	17	0,01841	0,00269	1,2017	15,0483
2pmsd	62	0,01842	0,00261	0,8714	9,3995
2pmse	24	0,01803	0,00268	0,6525	3,981
1msd	61	0,01835	0,00336	1,449	11,9326
1mse	20	0,01698	0,00484	2,2055	12,85
2msd	67	0,01829	0,00267	1,5899	15,4926
2mse	16	0,01765	0,00316	0,7454	7,5866
3msd	68	0,01844	0,00279	1,1	8,7649
3mse	33	0,01803	0,0044	0,8507	5,7847

c) Simulação do primeiro deslocamento (iteração) de cada dente utilizando o MEF

De forma a averiguar a validade do proposto processo iterativo necessário ao deslocamento completo de cada estrutura dentária (Tabelas 3.13 e 3.14), foram realizadas várias simulações numéricas utilizando o MEF referentes à primeira iteração a efetuar em cada dente (Δu , 1). Para esse efeito, os deslocamentos indicados nas Tabelas 3.8 e 3.9, para cada dente maxilar e mandibular, foram divididos pelo número de iterações (n), indicadas na Tabela 3.14, e seguidamente impostos às superfícies dentárias nos estudos de MEF.

A partir destas simulações obtiveram-se os valores das cargas (força e momento de força) necessárias de aplicar a um ponto intermédio das coroas dentárias (ΔP , 1), por recurso à ferramenta “Probe Result At location” nos pontos de aplicação dos deslocamentos dentários prescritos, bem como os valores das tensões de *von-Mises* resultantes (máximas e médias) nos respetivos ligamentos periodontais, e adquiridos através da ferramenta “Probe Result On selected entities” em cada um dos seus modelos. Tais valores encontram-se referidos Tabelas 3.15 e 3.16 para as estruturas mandibular e maxilar, respetivamente. Nas figuras 3.24 e 3.28 são apresentadas as distribuições das tensões equivalentes (*von-Mises*) ao nível dos LPD’s mandibulares e maxilares, respetivamente.

Tabela 3. 15 Resultados obtidos nas simulações numéricas utilizando o MEF onde cada estrutura dentária mandibular é sujeita ao primeiro deslocamento iterativo da correção dentária ($\Delta u, 1$). São ainda apresentados os erros relativos entre os resultados obtidos e os idealmente estipulados da tabela 3.13.

Dente	Força		Momento de força		Relação M/F	Tensão Máxima LPD (N/mm ²)	Tensão Média LPD (N/mm ²)
	Módulo (N)	Componentes vetoriais	Módulo (N.mm)	Componentes vetoriais			
icid	0,734 (0,16%)	$u_x = -0,074$ $u_y = -0,996$ $u_z = 0,0558$	5,158 (0,07%)	$v_x = -0,996$ $v_y = 0,0759$ $v_z = 0,0519$	7,03	0,0172 (0,52%)	0,00389 (0,26%)
icie	0,691 (0,86%)	$u_x = 0,0899$ $u_y = -0,691$ $u_z = -0,717$	1,34 (3%)	$v_x = -0,992$ $v_y = -0,127$ $v_z = -0,005$	1,94	0,0169 (0,18%)	0,0056 (0,54%)
ilid	0,781 (0,1%)	$u_x = -0,324$ $u_y = -0,946$ $u_z = -0,024$	6,986 (0,43%)	$v_x = -0,944$ $v_y = 0,3293$ $v_z = 0,0238$	8,94	0,01814 (0,33%)	0,00316 (0%)
ilie	0,597 (0,9%)	$u_x = -0,017$ $u_y = -0,158$ $u_z = 0,9873$	3,76 (2,94%)	$v_x = -0,962$ $v_y = -0,262$ $v_z = -0,07$	6,3	0,01817 (1,41%)	0,0035 (0,57%)
cid	0,452 (0,9%)	$u_x = -0,148$ $u_y = 0,8401$ $u_z = -0,522$	4,393 (0,83%)	$v_x = 0,9902$ $v_y = -0,091$ $v_z = -0,106$	9,72	0,01806 (0,11%)	0,00266 (0%)
cie	0,844 (0,51%)	$u_x = 0,1987$ $u_y = 0,9596$ $u_z = -0,199$	8,704 (0,5%)	$v_x = 0,9691$ $v_y = -0,128$ $v_z = 0,2106$	10,31	0,01757 (2,33%)	0,00289 (0,7%)
1pmid	1 (0,39%)	$u_x = -0,543$ $u_y = 0,7606$ $u_z = -0,355$	11,554 (0,1%)	$v_x = 0,8162$ $v_y = 0,3885$ $v_z = -0,428$	11,55	0,01716 (0,06%)	0,00392 (0%)
1pmie	0,861 (0,1%)	$u_x = 0,4914$ $u_y = 0,8698$ $u_z = -0,044$	8,221 (0,06%)	$v_x = 0,8247$ $v_y = -0,43$ $v_z = 0,3675$	9,55	0,01818 (0,05%)	0,00271 (0%)
2pmid	1,106 (0,96%)	$u_x = -0,285$ $u_y = 0,9414$ $u_z = -0,181$	11,771 (0,79%)	$v_x = 0,942$ $v_y = 0,258$ $v_z = -0,215$	10,64	0,01788 (0,06%)	0,00323 (0,31%)
2pmie	1,164 (0,11%)	$u_x = 0,5366$ $u_y = 0,8433$ $u_z = 0,0292$	11,14 (0%)	$v_x = 0,7562$ $v_y = -0,504$ $v_z = 0,4176$	9,57	0,01899 (2,7%)	0,00259 (1,15%)
1mid	1,554 (0,96%)	$u_x = -0,44$ $u_y = 0,836$ $u_z = -0,328$	19,81 (1,5%)	$v_x = 0,9362$ $v_y = 0,3437$ $v_z = -0,074$	12,75	0,01828 (0%)	0,00383 (0,26%)
2mie	1,171 (0,32%)	$u_x = 0,3716$ $u_y = -0,923$ $u_z = -0,103$	5,657 (1,5%)	$v_x = -0,721$ $v_y = -0,666$ $v_z = 0,1923$	4,83	0,01695 (0,22%)	0,00415 (0,24%)
2mid	1,086 (0,44%)	$u_x = -0,134$ $u_y = 0,8288$ $u_z = -0,543$	10,122 (0,96%)	$v_x = 0,9801$ $v_y = 0,0407$ $v_z = -0,194$	9,32	0,01677 (0,01%)	0,00344 (0%)
3mie	0,946 (0,07%)	$u_x = -0,224$ $u_y = -0,972$ $u_z = -0,064$	6,714 (0,25%)	$v_x = -0,86$ $v_y = 0,2473$ $v_z = -0,447$	7,1	0,018 (0,01%)	0,00329 (0%)

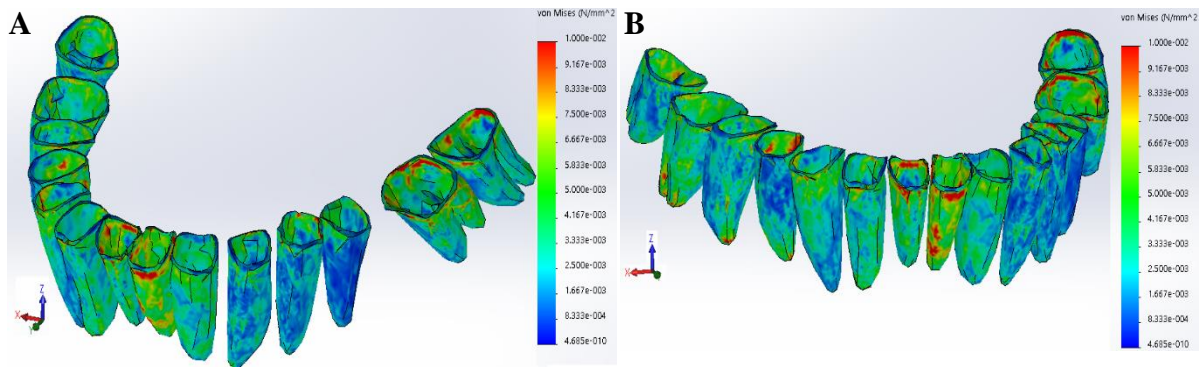


Figura 3. 24 Distribuição das tensões equivalentes nos ligamentos periodontais da estrutura mandibular decorrentes da imposição do primeiro deslocamento iterativo, sendo estas representadas respetivamente segundo as perspetivas laterais: direita (A) e esquerda (B).

A análise da distribuição das tensões ao nível da estrutura óssea mandibular, referentes ao 1º deslocamento iterativo dentário, revelaram uma tensão equivalente máxima e média de 14,052 MPa e 0,03661 MPa, respetivamente, ao nível do osso cortical maxilar, enquanto que associado ao osso alveolar e trabecular maxilar foram registados os valores de 0,91 MPa e 0,0066 MPa para as tensões máxima e média, respetivamente (figuras 3.26 e 3.27).

É ainda importante clarificar que as tensões verificadas ao nível da estrutura óssea cortical não foram originadas por qualquer contato direto com as estruturas dentárias, isto é, estes valores de tensão devem-se à deformação existente nas estruturas contíguas (osso alveolar), como equilíbrio da aplicação das forças ortodônticas. Este facto é de extrema importância para evitar lesões ósseas e gengivais, uma vez que quando os dentes, e suas raízes, atingem a tábua óssea externa-cortical a força ortodôntica deve ser suspensa.

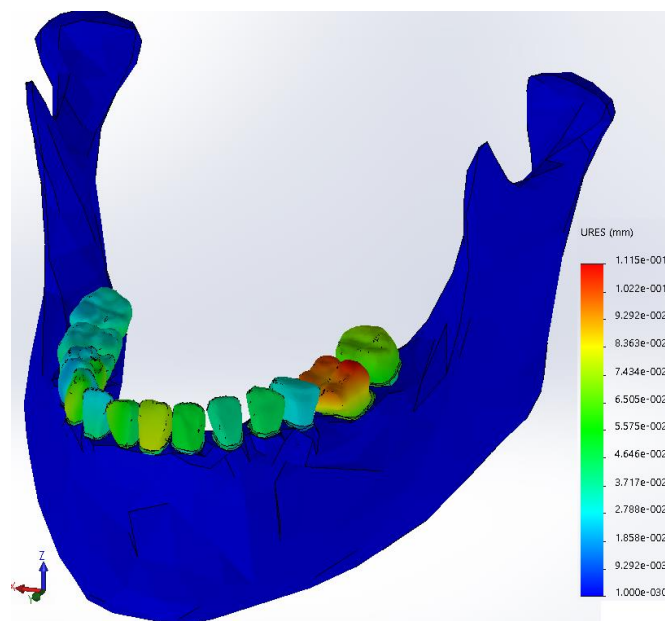


Figura 3. 25 Representação do primeiro deslocamento iterativo efetuado por cada estrutura dentária mandibular.

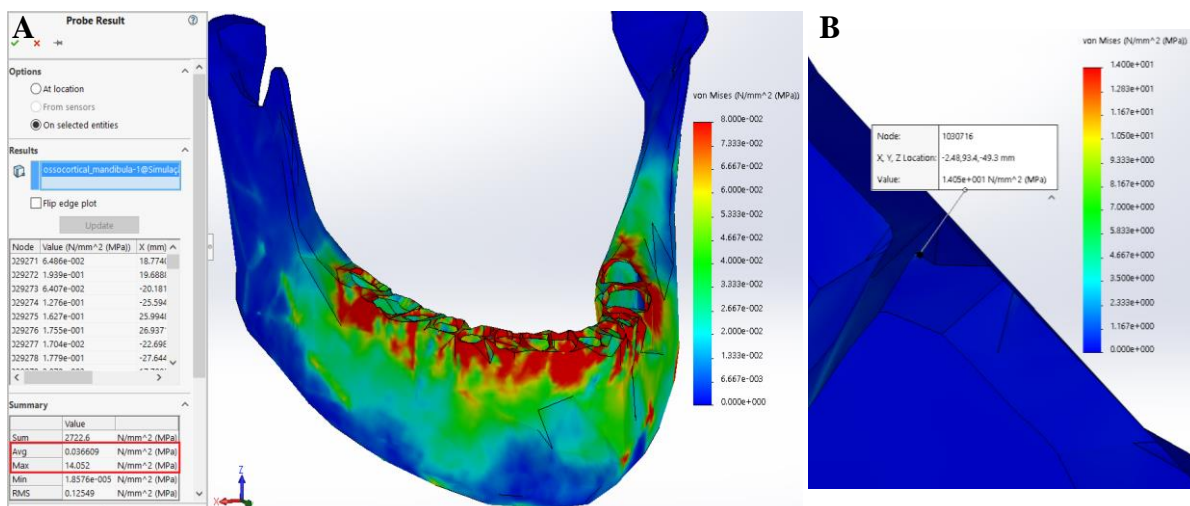


Figura 3. 26 Representação da distribuição das tensões na estrutura óssea cortical da mandíbula (A) e do seu valor máximo (B), resultantes da simulação do primeiro deslocamento iterativo efetuado por cada estrutura dentária mandibular. Nesta estrutura óssea cortical, a tensão máxima verificou-se na borda distal da cavidade do dente 42.

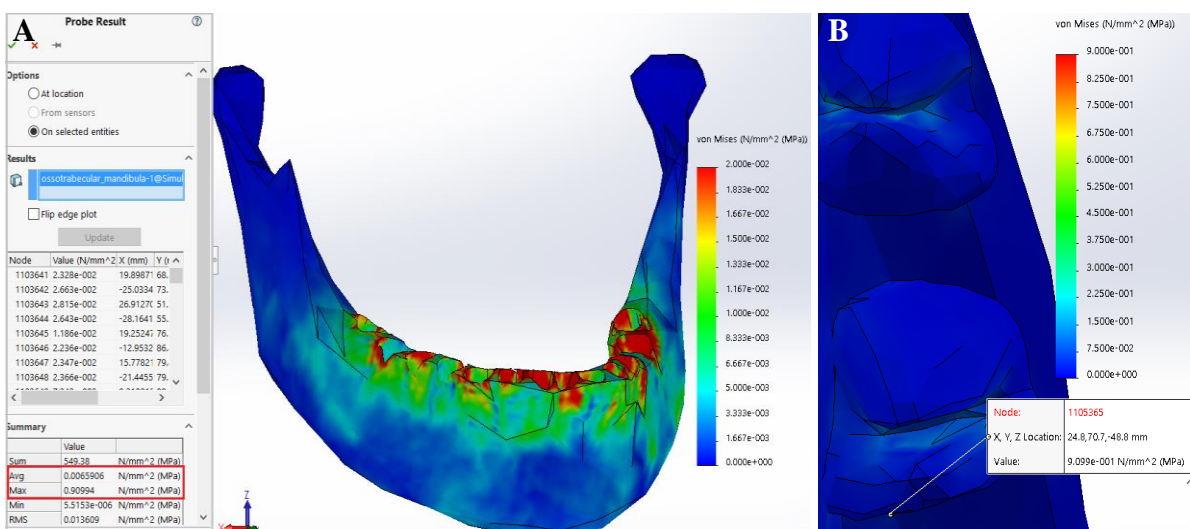


Figura 3. 27 Representação da distribuição das tensões na estrutura óssea trabecular da mandíbula (A) e do seu valor máximo (B) na estrutura alveolar, resultantes da simulação do primeiro deslocamento iterativo efetuado por cada estrutura dentária mandibular. Nesta estrutura óssea alveolar, a tensão máxima verificou-se na borda mesial da cavidade do dente 46.

Tabela 3. 16 Resultados obtidos nas simulações numéricas utilizando o MEF onde cada estrutura dentária maxilar é sujeita ao primeiro deslocamento iterativo da correção dentária ($\Delta u, l$), e respectivos erros relativos em comparação com os valores da tabela 3.14.

Dente	Força		Momento de força		Relação M/F	Esfoço Máximo no LPD (N/mm ²)	Esfoço Médio no LPD (N/mm ²)
	Módulo (N)	Componentes vetoriais	Módulo (N.mm)	Componentes vetoriais			
icsd	1,101 (0,76%)	$u_x = -0,075$ $u_y = -0,936$ $u_z = -0,345$	7,38 (0,64%)	$v_x = 0,9947$ $v_y = -0,103$ $v_z = -0,008$	6,7	0,01845 (0,6%)	0,00349 (2,35%)
icse	1,565 (2,96%)	$u_x = -0,402$ $u_y = -0,894$ $u_z = -0,195$	16,903 (1,8%)	$v_x = 0,8559$ $v_y = -0,293$ $v_z = -0,426$	10,8	0,01783 (2,71%)	0,00392 (2,89%)
ilsd	1,223 (0,76%)	$u_x = 0,3688$ $u_y = -0,832$ $u_z = -0,415$	12,62 (0,13%)	$v_x = 0,8844$ $v_y = 0,196$ $v_z = 0,4235$	10,32	0,01791 (1%)	0,0031 (0,32%)
ilse	1,1883 (1,4%)	$u_x = 0,9602$ $u_y = -0,15$ $u_z = -0,236$	15,338 (0,01%)	$v_x = 0,1514$ $v_y = 0,8102$ $v_z = 0,5663$	12,91	0,01792 (0,96%)	0,00286 (0,32%)
csd	1,894 (0,01%)	$u_x = 0,3732$ $u_y = -0,876$ $u_z = -0,306$	20,175 (0,06%)	$v_x = 0,8562$ $v_y = 0,173$ $v_z = 0,4868$	10,65	0,01842 (0,49%)	0,00423 (0,24%)
cse	0,7915 (0,52%)	$u_x = 0,868$ $u_y = -0,416$ $u_z = 0,2715$	9,151 (0,88%)	$v_x = 0,1242$ $v_y = 0,8693$ $v_z = 0,4784$	11,56	0,01777 (0,56%)	0,00278 (0%)
1pmsd	1,15 (1,52%)	$u_x = 0,0713$ $u_y = -0,925$ $u_z = -0,374$	10,657 (1,07%)	$v_x = 0,8515$ $v_y = -0,29$ $v_z = 0,4365$	9,27	0,01811 (0,55%)	0,00268 (0,74%)
1pmse	1,165 (3,05%)	$u_x = 0,9654$ $u_y = -0,184$ $u_z = -0,185$	14,969 (0,53%)	$v_x = 0,1808$ $v_y = 0,8598$ $v_z = 0,4776$	12,85	0,01822 (1,03%)	0,00269 (0%)
2pmsd	0,872 (0,07%)	$u_x = 0,1513$ $u_y = -0,98$ $u_z = -0,127$	9,354 (0,48%)	$v_x = 0,976$ $v_y = 0,0337$ $v_z = 0,2152$	10,73	0,01832 (0,54%)	0,0026 (0,38%)
2pmse	0,656 (0,54%)	$u_x = -0,8$ $u_y = 0,1799$ $u_z = 0,5718$	3,97 (0,28%)	$v_x = -0,539$ $v_y = -0,635$ $v_z = -0,553$	6,052	0,01794 (0,5%)	0,00268 (0%)
1msd	1,442 (0,48%)	$u_x = 0,031$ $u_y = -0,993$ $u_z = 0,113$	12,01 (0,65%)	$v_x = 0,8494$ $v_y = 0,091$ $v_z = 0,5198$	8,329	0,01833 (0,11%)	0,00336 (0%)
1mse	2,191 (0,66%)	$u_x = 0,1931$ $u_y = -0,768$ $u_z = 0,6108$	12,765 (0,66%)	$v_x = 0,8021$ $v_y = -0,372$ $v_z = -0,467$	5,826	0,01711 (0,77%)	0,00485 (0,21%)
2msd	1,595 (0,32%)	$u_x = 0,1561$ $u_y = -0,987$ $u_z = -0,034$	15,568 (0,49%)	$v_x = 0,7409$ $v_y = 0,1158$ $v_z = 0,6615$	9,761	0,01809 (1,09%)	0,00266 (0,37%)
2mse	0,75 (0,62%)	$u_x = 0,3614$ $u_y = -0,932$ $u_z = 0,0173$	7,668 (1,07%)	$v_x = 0,9368$ $v_y = 0,0265$ $v_z = -0,349$	10,224	0,01777 (0,68%)	0,00317 (0,32%)
3msd	1,09 (0,91%)	$u_x = -0,062$ $u_y = -0,997$ $u_z = -0,044$	8,586 (2,04%)	$v_x = 0,6425$ $v_y = 0,0941$ $v_z = 0,7605$	7,877	0,01835 (0,49%)	0,00278 (0,36%)
3mse	0,853 (0,27%)	$u_x = 0,061$ $u_y = -0,447$ $u_z = -0,893$	5,798 (0,23%)	$v_x = 0,257$ $v_y = 0,8681$ $v_z = -0,425$	6,797	0,01812 (0,5%)	0,0044 (0%)

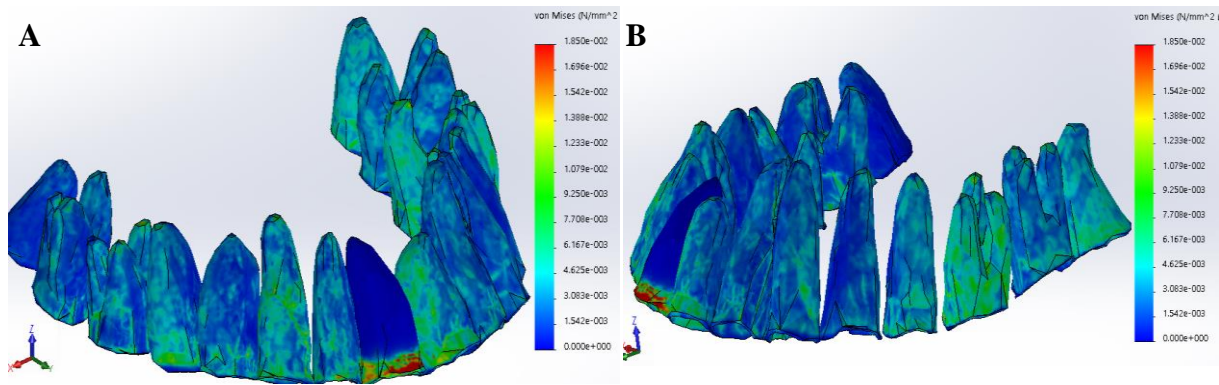


Figura 3. 28 Distribuição das tensões equivalentes nos ligamentos periodontais da estrutura maxilar devido à imposição do deslocamento correspondente à primeira iteração, estando estas representadas respetivamente segundo as perspetivas laterais: direita (A) e esquerda (B).

Quanto à distribuição das tensões ao nível da estrutura óssea maxilar, relativas ao primeiro deslocamento iterativo dentário (figuras 3.30 e 3.31), foi verificada uma tensão máxima de 5,1 MPa tendo o seu valor médio registado 0,0193 MPa ao nível do osso cortical maxilar, enquanto que associado ao osso alveolar e trabecular maxilar foram registados os valores de 3,158 MPa e 0,00689 MPa para as tensões máxima e média, respetivamente, e por intermédio da ferramenta “Probe Result On selected entities”.

Foi ainda garantido que, no final desta primeira iteração do deslocamento dentário, nenhuma estrutura dentária maxilar contactava com a estrutura óssea cortical, sendo as tensões verificadas nesta última devidas às deformações existentes nas estruturas contíguas (osso alveolar).

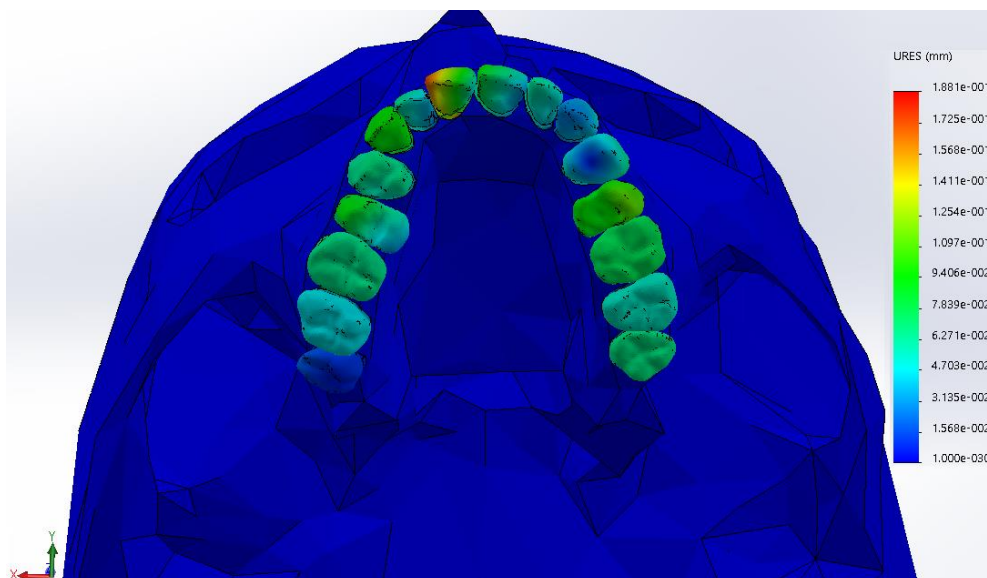


Figura 3. 29 Representação do primeiro deslocamento iterativo efetuado por cada estrutura dentária maxilar.

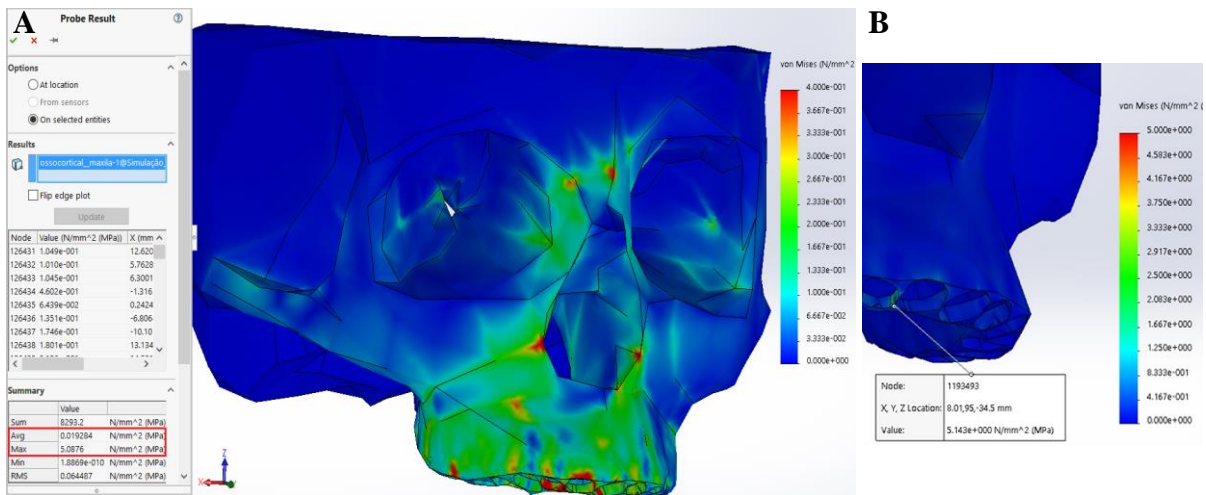


Figura 3.30 Representação da distribuição das tensões na estrutura óssea cortical do crânio (B) e do seu valor máximo (A), resultantes da simulação do primeiro deslocamento iterativo efetuado por cada estrutura dentária maxilar. Nesta estrutura óssea cortical, a tensão máxima verificou-se na borda mesial da cavidade do dente 12.

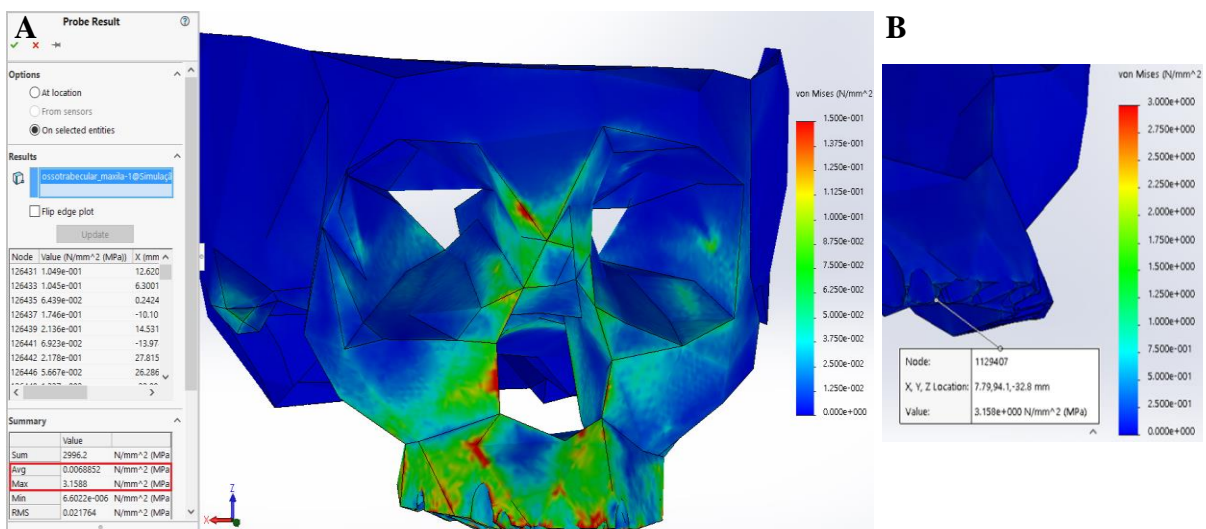


Figura 3.31 Representação da distribuição das tensões na estrutura óssea trabecular do crânio (B) e do seu valor máximo (A) na estrutura alveolar, resultantes da simulação do primeiro deslocamento iterativo efetuado por cada estrutura dentária maxilar. Nesta estrutura óssea alveolar, a tensão máxima verificou-se na borda mesial da cavidade do dente 12.

Comparando os resultados estimados teoricamente para um número “n” de iterações (tensões máximas e médias no LPD e cargas ortodônticas exigidas), presentes nas tabelas 3.13 3.14, com os resultados das tabelas 3.15 e 3.16 referentes à simulação da 1ª iteração dentária, é possível constatar que existe grande coerência entre os mesmos, sendo que o erro relativo máximo observado foi de 3%. Assim, conclui-se que a divisão dos deslocamentos totais dentários por um número “n” de iterações é válida para as hipóteses consideradas, tornando o modelo de deslocamento incremental desenvolvido a forma mais correta de executar a simulação computacional do processo de correção dentária, uma vez que permite uma maior aproximação aos fenômenos reais de remodelação óssea.

Capítulo 4. *Conclusões e Trabalhos futuros*

O modelo biomecânico desenvolvido no âmbito desta dissertação, abrangente das características craniofaciais de uma paciente, foi submetido a um processo de simulação numérica através do MEF, de forma a estudar os mecanismos ortodônticos envolvidos na movimentação dentária em ambas as arcadas dentárias.

Inicialmente, a partir da utilização de imagens obtidas por tomografia computacional “cone beam” da parte superior de uma paciente provou-se ser possível simular o rearranjo virtual de cada dente da arcada, determinando-se previamente os deslocamentos e as rotações necessárias de aplicar no tratamento ortodôntico. Esta determinação individual dos deslocamentos a impor a cada dente, poderá levar, no futuro, à conceção e ao desenvolvimento de novos sistemas de aparelhos de ortodontia seccionados com propriedades mecânicas específicas dedicadas para cada dente/conjunto de dentes.

As simulações foram realizadas sob uma gama variada de condições, tais como diferentes cargas/deslocamentos a impor aos dentes, diferentes propriedades mecânicas, condições de fronteira, níveis de refinamento das malhas de EF. Os tempos computacionais que os resultados de cada simulação estática demoram a convergir mostraram ser fortemente influenciados pelas propriedades mecânicas dos materiais e pelo grau de refinamento das malhas de EF definido. Neste trabalho constatou-se que estes tempos aumentavam com o maior grau de refinamento das malhas de elementos finitos que definiam os modelos e diminuía com o aumento do módulo de elasticidade (E) dos ligamentos periodontais. Foi possível ainda constatar que os estudos contemplando malhas de grande grau de refinamento e alto módulo de elasticidade correm o risco de não convergirem, dado o elevado nível de exigência de processamento computacional. O parâmetro “*Andersen et al.*” ($E=0,07$ MPa; $\nu =0,49$) usado para definir as propriedades elásticas dos ligamentos periodontais, em conjunto com a configuração “*Mesh2*” para estabelecer a densidade das malhas de EF, revelaram ser a combinação mais adequada para a simulação do modelo numérico funcional.

Para a validação deste modelo foram executados testes de simulação numérica em estruturas dentárias individuais, nos quais se procedeu à aplicação das diferentes formas básicas de força ortodôntica, estabelecendo-se a comparação destes resultados com valores existentes na literatura. Neste sentido aplicou-se uma força de inclinação de 0,39 N ao dente 41 a qual imprimiu um deslocamento máximo de 0,087 mm na sua face oclusal, igual ao valor médio obtido por Jones et al. 1998. Noutro teste, impôs-se ao mesmo uma força de inclinação de 0,49 N promovendo a sua rotação em torno de um centro de rotação (CR) localizado a 32,3% da sua altura, valor idêntico aos obtidos por Moyers 1991 e Ferreira 1996, e a obtenção de valores máximos de tensão de 0,01771 MPa e 0,01552 MPa na margem cervical lingual e labial do LPD, respetivamente, os quais se situam numa gama de tensões propícia a um movimento dentário ótimo, segundo Lee 1965. Para o estudo do movimento de translação, aplicou-se ao dente 41 num ponto intermédio da sua face vestibular uma força de 0,25 N conjugada a um

momento de força de 2,17 N.mm, o que resultou numa tensão pontual de 0,0012 MPa no ápice radicular do LPD, valor próximo ao registado em estudos de Rudolph, Willes & Sameshima 2001. O movimento de extrusão foi estudado no dente 11 por aplicação de uma carga de 0,49 N ao plano intermédio da sua coroa, originando uma tensão pontual de 0,0017 MPa ao nível do ápice radicular do LPD, igual ao valor obtido por Rudolph, Willes & Sameshima 2001, num estudo idêntico. Testou-se ainda o movimento de rotação do dente 11 pela aplicação de quatro forças de 0,1225 N aplicadas num plano intermédio da sua coroa, o que resultou numa tensão de 0,00131 MPa no ápice radicular do LPD, valor igual ao obtido por Rudolph, Willes & Sameshima 2001. Realizou-se ainda um estudo para avaliar a relação entre a carga ortodôntica e as e as respetivas respostas nas estruturas dentárias, nomeadamente tensões e deslocamentos, no qual ficou perceptível a proporcionalidade entre as mesmas, como resultado das propriedades linearmente elásticas definidas para os modelos em estudo.

Referente ao estudo de MEF do reposicionamento das estruturas dentárias de ambas as arcadas, também os resultados das simulações efetuadas permitiram a visualização e quantificação da distribuição das deformações, deslocamentos, assim como os valores máximos e médios, globais ou pontuais, das tensões induzidas no ligamento periodontal. Desta forma, e com base nos critérios adotados, que visaram garantir uma tensão máxima na gama de 0,0165-0,0185 MPa ao nível da estrutura periodontal, conforme sugerido por Lee 1965, assegurar um valor global médio de tensão superior a 0,0025 MPa em cada LPD, como proposto por Schwarz (Ferreira 2002) e aplicar cargas dentárias na gama ortodôntica, com módulo inferior a 3,92 N, como sugerido por Silva 2007, foi possível estimar o deslocamento e respetiva carga a aplicar nas estruturas dentárias, dentro de uma gama que promove o fenómeno de remodelação óssea e evitando simultaneamente as lesões teciduais, bem como o número de reativações de carga a efetuar (iterações) em cada dente de modo a que todos eles fossem corretamente reposicionados. A visualização da distribuição das tensões equivalentes no LPD permite observar as regiões onde a pressão sanguínea nos vasos capilares ultrapassa o valor crítico de 0,0026 MPa, e portanto, as regiões onde o processo inflamatório desencadeia a remodelação óssea.

Para taxas de movimento dentário iguais, as estruturas dentária com maior área radicular são as que necessitam de uma maior carga ortodôntica associada. De entre os resultados obtidos no estudo de reposicionamento incremental de cada uma das 30 estruturas dentárias interessa destacar as que serviram de referência na resolução dos seguintes problemas: desvio da linha média dentária (dentes 11, 21, 31 e 41); má oclusão classe 2 (dentes 14, 45 e 46); espaço para colocação de prótese relativa ao dente 36 (dentes 37 e 38).

Para a resolução do primeiro problema, procedeu-se à simulação do alinhamento das linhas médias dentárias superior e inferior, no qual se aferiu a necessidade de se executarem 19 reativações de carga num ponto intermédio da face vestibular do dente 11, com uma força de módulo de 1,1 N e direção de (x:-0,075; y:-0,936; z:-0,345) conjugada a um momento de força de módulo de 7,38 N.mm orientado segundo o vetor (x:0,995; y:-0,103; z:-0,008). No caso do dente 21 constatou-se a necessidade de 20 reativações de carga num ponto intermédio da face vestibular, de uma força de módulo 1,565 N e direção

(x:-0,402; y:-0,894; z:-0,195) e um momento de força de módulo 16,903 N.mm segundo o vetor (x: 0,856; y:-0,293; z:-0,426). Relativamente ao dente 41 verificou-se que para o seu correto posicionamento era necessário 17 iterações de força de módulo 0,734 N e direção (x:-0,074; y:-0,996; z:0,056) e momento de força de módulo 5,158 N.mm (x:-0,996; y:0,076; z:0,052), aplicados num ponto intermédio da sua face vestibular. Por último, a correção do posicionamento do dente 31 envolveu 7 reativações de carga num ponto intermédio do dente 31, referente a uma força de módulo de 0,691 N e direção de (x:0,09; y:-0,691; z:-0,717) conjugada a um momento de força de módulo de 1,34 N.mm orientado segundo o vetor (x:-0,992; y:-0,127; z:-0,005).

A simulação efetuada com vista à resolução do problema de má oclusão de classe 2, focou-se principalmente no reposicionamento dos dentes 16, 46 e 45, de forma a que a cúspide mesio-vestibular do primeiro molar maxilar oclua no sulco central do primeiro molar mandibular. Neste contexto constatou-se que na correção do dente 16 eram necessárias 61 reativações de carga num ponto intermédio da sua face vestibular, com uma força de módulo de 1,442 N e direção de (x:0,031; y:-0,993; z:0,113) e um momento de força de módulo de 12,01 N.mm (x:0,849; y:0,091; z:0,52). No caso do dente 46 constatou-se que o seu correto posicionamento se obtinha através de 53 reativações de força de módulo 1,554 N e direção (x:-0,44; y:0,836; z:-0,328) conjugada a um momento de força de módulo 19,81 N.mm orientado segundo (x:0,936; y:0,344; z:-0,074). Ainda referente à resolução deste problema verificou-se que o reposicionamento do dente 45 envolvia a aplicação de uma força de módulo de 1,106 N na direção de (x:-0,285; y:0,9414; z:-0,181) e um momento de força de módulo de 11,771 N.mm (x:0,942; y:0,258; z:-0,215), num ponto intermédio da sua face vestibular, sendo necessárias 40 reativações dessa carga.

Por último, outro dos principais problemas consistia em garantir um espaço suficiente para aplicação de uma prótese do dente 36. Para tal simulou-se a translação distal e verticalização dos dentes 37 e 38, e desta forma constatou-se que este processo envolvia 80 reativações de uma força de módulo de 1,171 N (x:0,3716; y:-0,923; z:-0,103) e de um momento de força de módulo de 5,657 N.mm (x:-0,721; y:-0,666; z:0,1923), aplicadas num ponto intermédio da face vestibular do dente 37; e no caso do dente 38 eram necessárias 95 reativações de uma força de módulo de 0,946 N (x:-0,224; y:-0,972; z:-0,064) conjugada a um momento de força de módulo 6,714 N.mm (x:-0,86; y:0,2473; z:-0,447).

O reposicionamento dos restantes dentes foi executado simultaneamente à simulação anteriormente referida, respeitando sempre o arranjo dentário estabelecido com base na correção dos principais problemas acima referidos e garantindo ainda a resolução de problemas de apinhamentos e diastemas.

Perante as conclusões apresentadas, seria pertinente realizar estudos numéricos relativos à aplicação de deslocamentos iterativos em estruturas de LPD com propriedades elásticas não-lineares propostas por Cattaneo, Dalstra & Melsen 2005, para se obter uma representação ainda mais precisa e realista dos fenómenos anatómicos associados à migração dentária.

Outro trabalho futuro seria o desenho de aparelhos ortodônticos removíveis através de fabrico

aditivo por Prototipagem Rápida, particularmente SLA, correspondentes ao arranjo dentário obtido para cada um dos processos iterativos e o seu respetivo uso de forma sequencial, ou seja, respeitando o arranjo dentário obtido em cada iteração, sob acompanhamento médico, de modo a comprovar a metodologia desenvolvida.

Finalmente, e como referido anteriormente, seria interessante conceber e desenvolver novos aparelhos de ortodontia, seccionados, com propriedades mecânicas específicas, dedicadas para cada individualidade dentária. Isto poder-se-á conseguir por intermédio de diferentes áreas de secção de arame do aparelho ou pela aplicação de tratamentos térmicos e ou mecânicos ao arame dos aparelhos com vista a fazer variar as suas propriedades mecânicas ao longo do comprimento, especialmente se fabricados em ligas Ni-Ti.

Referências bibliográficas

- ACR, 2016. The American College of Radiology. Available at: <https://www.acr.org/> [Accessed January 11, 2016].
- Aguiar, R.A.A., Costa, H.R.M. & Henrique, F.M.S., 2006. Análise das tensões em uma mandíbula humana através do método de elementos de elementos finitos. *Univap*, 13(24), pp.220–223.
- Andersen, K.L., Pedersen, E.H. & Melsen, B., 1991. Material parameters and stress profiles within the periodontal ligament. *AM. J. Orthod. Dentofac. Orthop.*, 99, pp.427–440.
- André, J. et al., 2006. CAD-CAM : a informática a serviço da prótese fixa. *Revista de Odontologia da UNESP*, 35(2), pp.183–190.
- Angle, E.H., 1900. Chapter I. Occlusion. In *Treatment of Malocclusion of the Teeth and fractures of the maxillae: Angle's system*. Philadelphia : S. S. White Dental Mfg. Co., pp. 5–14.
- Bellarine Dental Loungue, 2016. Bellarine Dental Loungue. Available at: <http://www.bellarinedentallounge.com.au/> [Accessed February 16, 2016].
- Bright, J.A. & Rayfield, E.J., 2011. The Response of Cranial Biomechanical Finite Element Models to Variations in Mesh Density. *The Anatomical Record*, 620, pp.610–620.
- Cai, Y. et al., 2015. Finite element method analysis of the periodontal ligament in mandibular canine movement with transparent tooth correction treatment. *BMC Oral Health*, 15(106), pp.1–11.
- Carvalho, B., 2013. *Medicina Dentária Digital - Presente e Futuro*. Universidade Fernando Pessoa, Faculdade de Ciências da Saúde do Porto.
- Cattaneo, P.M., Dalstra, M. & Melsen, B., 2005. The Finite Element Method : *Journal of Dental Research*, 84(5), pp.428–433.
- Chamay, A. & Tschantz, P., 1972. Mechanical Influences in Bone Remodeling. Experimental Resresearch on Wolff's Law. *Journal Biomechanics*, 5, pp.173–180.
- Consolaro, A. et al., 2011. Reabsorção óssea à distância na movimentação ortodôntica : quando se inicia e o como ocorre a reorganização periodontal. *Dental Press J Orthod*, 16(3), pp.25–31.
- Correia, A. et al., 2008. Modelção 3D de uma mandíbula humana. Análise de elementos finitos em actividade mastigatória. In *XIX Jornadas de Medicina Dentária da Universidade do Porto*. Porto, Portugal.
- DeAngelis, V., 1970. Observations on the response of alveolar bone to orthodontic force. *American Journal of Orthodontics*, 58(3), pp.284–294.

- Dumitru, N., Copilusi, C. & Ciortan, M., 2015. Kinematic and Dynamic Study Contributions on Human Jaw System. In H. Bleuler et al., eds. *New Trends in Medical and Service Robots: Assistive, Surgical and Educational Robotics*. Springer International Publishing, pp. 79–91.
- Dunne, P., 2008. Digital Dentistry and SLA Technology The Coming Extinction of Stone Models Digital Workflow. *Lab Management Today*.
- Durack C, P.S., 2012. Cone beam computed tomography in endodontics. *Brazilian Dental Journal*, 23(January), pp.179–91.
- Essen, N.L. Van et al., 2005. Anatomically Based Modelling of the Human Skull and Jaw. *Cells Tissues Organs*, (180), pp.44–53.
- Ferreira, F., 1996. *Ortodontia: diagnóstico e planeamento clínico*. 1ª Edição., São Paulo: Artes Médicas.
- Ferreira, F.A.C., 2002. Biomecânica do Movimento Dental. In *Ortodontia: Diagnóstico e Planeamento Clínico*. São Paulo: Artes Médicas, pp. 363–398.
- Fontes, R., 2010. *Fabrico e Caracterização de Scaffolds à Base de Fosfatos de Cálcio*. Instituto Superior Técnico da Universidade Técnica de Lisboa.
- Formlabs, 2016. formlabs Form 2. Available at: <http://www.formlabs.com> [Accessed January 11, 2016].
- Freitas, S., Costa, P. & Ribeiro, R., 2010. Uso da prototipagem biomédica em Odontologia The Use of biomedic prototyping in dentistry. *Odontologia Clínico-Científica*, 9(3), pp.223–227.
- Garib, D.G. et al., 2007. Tomografia computadorizada de feixe cônico (Cone beam): entendendo este novo método de diagnóstico por imagem com promissora aplicabilidade na Ortodontia. *Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial*, 12(2), pp.139–156.
- Gebhardt, A. et al., 2010. Additive Manufacturing by Selective Laser Melting: The realizer desktop machine and its application for the dental industry. *Physics Procedia*, 5(2), pp.543–549.
- Gomide, R., 2000. *Fabricação de componentes injetados em insertos produzidos por estereolitografia*. Universidade Federal de Santa Catarina.
- Gultekin, B.A., Gultekin, P. & Yalcin, S., 2012. Application of Finite Element Analysis in Implant Dentistry. In F. Ebrahimi, ed. *Finite Element Analysis – New Trends and Developments*. InTech, pp. 22–47.
- Honiball, J.R., 2010. *The Application of 3D Printing in reconstructive surgery*. University of Stellenbosch.

- João Nobre, 2009. *Uma nova perspectiva da posição do incisivo central superior em Prótese Total demonstrada com a AGIHF*. Faculdade das Ciências da Saúde da Universidade Fernando Pessoa.
- Jones, M.L. et al., 1998. MOVEMENT OF THE MAXILLARY CENTRAL INCISOR IN THE HUMAN SUBJECT. *Russian Journal of Biomechanics*, 1(2), pp.36–44.
- Kober, C. et al., 2008. Finite element simulation of the human mandible: the role of (natural) teeth. *International Journal of Computerized Dentistry*, (11(3-4)), pp.169–174.
- Kruth, J.-P. et al., 2007. Rapid Manufacturing of Dental Prostheses by means of Selective Laser Sintering / Melting. *Journal of Dental Technology*, (2), pp.24–32.
- Kumar, G.A., Koor, L.C. & Oommen, V.M., 2011. Three-dimensional finite element analysis of the stress distribution around the implant and tooth in tooth implant-supported fixed prosthesis designs. *Journal of Dental Implants*, 1(2), pp.75–79.
- Lee, B.W., 1965. Relationship between Tooth-Movement Rate and Estimated Pressure Applied. *Dental Research*, 44, p.1053.
- Lew, K.K., 1989. Orthodontically Induced Microvascular Injuries in the Tension Zone of the Periodontal Ligament. *The Journal of Nihon University School of Dentistry*, 31, pp.493–501.
- Lino, F.J. et al., 2006. Aplicação da Prototipagem Rápida na Área Médica. *Revista Profissional de Estomatologia e Medicina Dentária*, (50), pp.66–74.
- Liu, Q., Leu, M.C. & Schmitt, S.M., 2006. Rapid prototyping in dentistry: technology and application. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 29(3–4), pp.317–335.
- Logan, H. et al., 2013. Evaluation of the accuracy of Cone Beam Computerized Tomography (CBCT): medical imaging technology in head and neck reconstruction. *Journal of Otolaryngology - Head & Neck Surgery*, 42(1), p.25.
- Lotti, R.S. et al., 2006. Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. *Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial*, 11(2), pp.35–43.
- Machado, E., 2007. Prototipagem na odontologia: obtenção e uso. In *10º Congresso Internacional de Técnicos em Prótese Dentária*. pp. 157–168.
- Marcotte, M.R., 2003. *Biomecânica em Ortodontia* 2ª Edição., Liv. Santos.
- Martins, C. et al., 2011. Digitalização 3D em Medicina Dentária. *Inoclusões: Newsletter*, pp.1–7.
- Martins, M., 2011. *Tomografia Computadorizada na Implantodontia: Conceitos e Indicações*. Instituto de Ciências da Saúde Funorte/Soebrás.

- van der Meer, W.J. et al., 2012. Application of Intra-Oral Dental Scanners in the Digital Workflow of Implantology. *PLoS ONE*, 7(8), pp.1–14.
- Meurer, M. et al., 2005. A critical review on acquisition and manipulation of CT images of the maxillofacial area for rapid prototyping A critical review on acquisition and manipulation of CT images of the maxillofacial area for rapid prototyping. In *2nd International Conference on Advanced Research in Virtual and Rapid Prototyping*.
- Misch, C.E., Bidez, M.W. & Qu, Z., 1999. Mechanical Properties of Trabecularin Human Mandible: Implications for Dental Implant Treatment Planning and Surgical Placement. *J Oral Maxillofac Surg*, (57), pp.700–706.
- Moraes, F.F. de, Chavez, V.E.A. & Fava, M., 1999. Fundamentos histoplógicos aplicados à ortodontia. In *Ortodontia: bases para a iniciação*. São Paulo : Artes Medicas, pp. 41–52.
- Moyers, R., 1991. *Ortodontia* 4^a. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan.
- Moyers, R.E., 1980. *Handbook of Orthodontics* 3^a. Year Book MP, Inc.
- Nanci, A., 2012. *Ten Cate's Oral Histology* 8th ed. Elsevier.
- Narayanan, M.S., 2008. *Analysis of Parallel Manipulator Architectures for Use in Masticatory Studies*. State University of New York at Buffalo.
- NEMA, 2016. www.nema.org. Available at: <http://www.nema.org> [Accessed January 8, 2016].
- Neto, B., 2012. *Reabilitação protética unitária com utilização do sistema CAD-CAM CEREC - Versão Chairside*. Centro Regional Das Beiras, Universidade Católica Portuguesa.
- Nizo, P.T. di, 2013. *Avaliação das tensões e deformações do osso cortical mandibular sob ação do músculo pterigóideo lateral pela análise de elementos finitos*. Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.
- Okeson, J.P., 2003. *Tratamiento de Oclusión y Afecciones Temporomandibulares* 5^a. S.A. ELSEVIER ESPAÑA.
- Pereira, C.B., Mundstock, C.A. & Berthold, T.B., 2009. Cefalometria Computadorizada. In *Introdução à Cefalometria Radiográfica*. Revista Virtual AcBO.
- Petrikowski, C.G., 2005. Introducing digital radiography in the dental office: an overview. *Journal Canadian Dental Association*, 71(9), p.651.
- Proffit, W.R., Fields, H.W. & Sarver, D.M., 2007. *Ortodontia Contemporânea* 4^a. ed, Elsevier.

- REALIZER, 2016. SLM 250 The All-Round Talent. Available at: <http://www.realizer.com> [Accessed January 8, 2016].
- Roberts, W.E., Huja, S. & Roberts, J.A., 2004. Bone Modeling : Biomechanics, Molecular Mechanisms, and Clinical Perspectives. *Seminars in Orthodontics*, 10(2), pp.123–161.
- Rossi, A., 2013. *Avaliação das tensões mecânicas na mandíbula humana em oclusão dos dentes posteriores*. Faculdade de Odontologia de Piracicaba, Universidade Estadual de Campinas.
- Rudolph, D.J., Willes, M.G. & Sameshima, G.T., 2001. A Finite Element Model of Apical Force Distribution From Orthodontic Tooth Movement. *Angle Orthodontist*, 71(2), pp.127–131.
- Sá, J. et al., 2008. Imagens Tomográficas Biomédicas Aplicadas à Prototipagem Rápida e à Criação de Modelos Numéricos. In *7º Congresso Nacional de Mecânica Experimental*. Vila Real, pp. 203–205.
- Salmi, M., 2013. *Medical applications of additive manufacturing in surgery and dental care*. Aalto University.
- Santos, I.C.T. et al., 2006. A system for the Acquisition and Analysis of the 3D Mandibular Movement to be used in Dental Medicine. In *The Second International Workshop on Artificial Neural Networks and Intelligent Information Processing (ANNIIP 2006)*.
- Scarfe, W.C., Farman, a G. & Sukovic, P., 2006. Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. *Journal Canadian Dental Association*, 72(1), pp.75–80.
- Schwartz-Dabney, C.L. & Dechow, P.C., 2003. Variations in cortical material properties through the human dentate mandible. *American Journal of Physical Anthropology*, 120, pp.252–277.
- Schwarz, A.M., 1931. Tissue Changes Incidental to Orthodontic Tooth Movement. *International Journal of Orthodontia, Oral Surgery and Radiography*, 18(4), pp.331–352.
- Silva, C., 2005. *Análise Geométrica: Manual da Técnica e Método de Traçado* 1ª edição. Facies, Porto.
- Silva, C., 2007. *O Movimento Dentário Ortodôntico* 1ª edição. Facies, Centro de Estudos Harmonia Facial, Lda.
- Stains, J.P. & Civitelli, R., 2005. Cell-to-cell interactions in bone. *Biochemical and Biophysical Research Communications*, 328, pp.721–727.
- Tang, M.P.F. et al., 1993. Evidence for Endothelial Junctions Acting as a Fluid Flux Pathway in Tensioned Periodontal Ligament. *Archives of Oral Biology*, 38(3), pp.213–216.
- Ultimaker, 2016. ULTIMAKER 2+. Available at: <https://ultimaker.com> [Accessed January 11, 2016].

Woo, H.-S. & Kim, S.H., 2016. A Study on Applying a 3D Printer to Healthcare. *Indian Journal of Science and Technology*, 9(20).

Anexos

Apêndice I

3D Slicer 4.5.0-1

O *3D Slicer* foi criado no âmbito de uma tese de Mestrado em 1998, em conjunto com o *Surgical Planning Laboratory - Brigham & Women's Hospital* e o *MIT Artificial Intelligence Laboratory*, sendo um *software Open Source* que se destina à visualização e análise de imagens médicas. Este aplicativo é compatível com os principais sistemas operativos (*Linux, Mac OS e Microsoft*) e funciona sobretudo à base de linguagem C++.

Através da importação dos ficheiros *DICOM*, onde se encontram registados os resultados dos exames provenientes de tomografias, ressonâncias magnéticas, radiografias, ultrassonografias ou microscopias, é possível obter uma visualização bidimensional (2D), segundo os três planos ortogonais principais, ou tridimensional (3D) da parte do corpo em estudo (figura A.1).

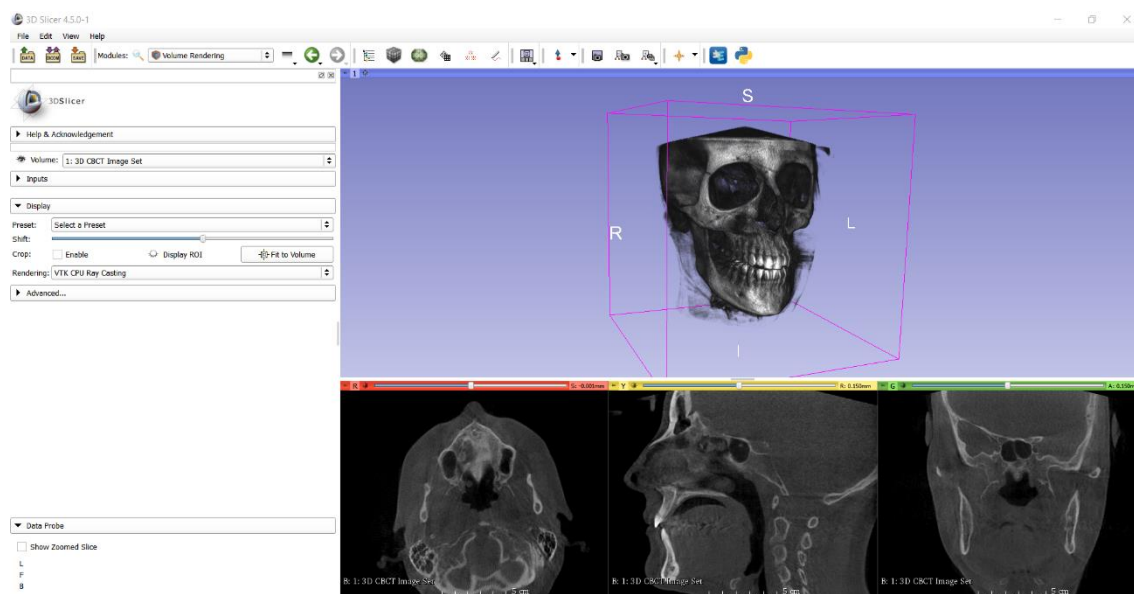


Figura A. 1 Ambiente de visualização das imagens tomográficas no *3D Slicer*.

Apesar de requerer alguma experiência, devido à sua estrutura pouco intuitiva, uma das grandes vantagens do *3D Slicer* é a grande variedade de ferramenta e recursos disponíveis no seu ambiente de trabalho, para além de possibilitar a instalação de diversos *plugins* disponíveis na *Data Store*.

Importação das imagens tomográficas

No exame tomográfico realizado neste trabalho foram registadas um total de 598 imagens axiais originais, possuindo cada uma destas uma espessura de 0,3 mm, o que permitiu obter uma digitalização com altura de cerca 179,4 mm. Cada imagem axial original representa uma matriz quadrada de 663x663 pixéis (663 colunas por 663 linhas), no qual o espaçamento de cada *pixel* é de 0,3 mm, ou seja, cada imagem axial original possui uma área de 198,9x198,9 mm².

Assim, este exame tomográfico conseguiu uma representação de um volume 198,9x198,9x179,4 mm³, o qual foi suficiente para obter uma boa representação das áreas anatómicas de maior interesse, ou seja, das estruturas craniofaciais (figura A.2). Além disso, a pequena dimensão característica de cada *voxel* (0,3x0,3x0,3 mm³) possibilitou obter uma boa resolução tomográfica.

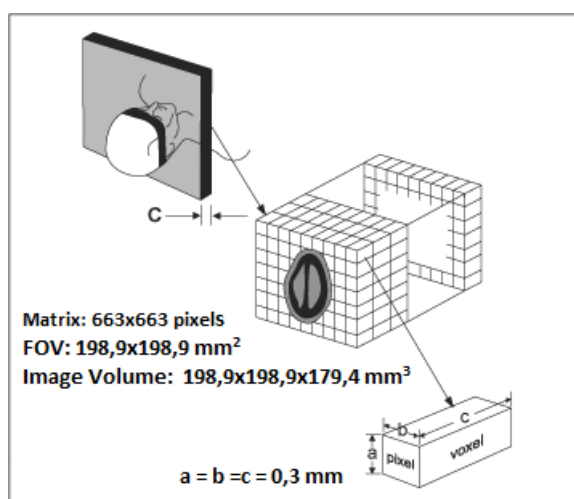


Figura A. 2 Representação da constituição elementar da tomografia computacional.

O primeiro passo prático seguido consiste na importação da pasta que contém as imagens tomográficas para o *software 3D Slicer*. Para tal basta seleccionar a pasta, onde consta a compilação das imagens tomográficas, e “arrastá-la” para cima da janela do *software*, e seguidamente seleccionar *Load > Copy* (figura A.3). Também um modo mais convencional de importar as imagens poderia ser utilizado: *File>DICOM > (seleccionar pasta)>Import > Load*.

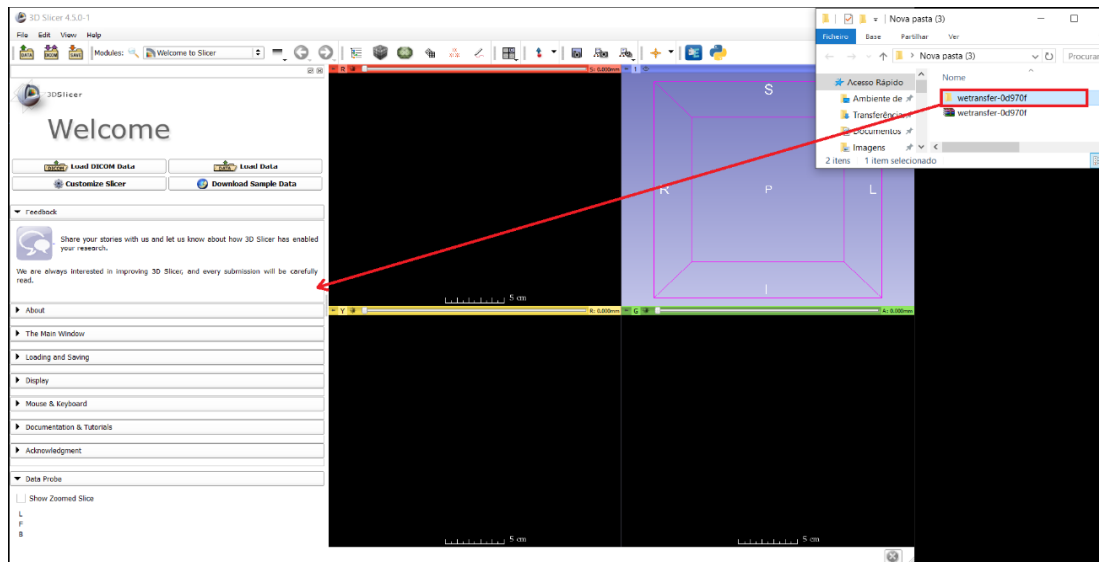


Figura A. 3 Importação por “arrasto” da pasta que contém os ficheiros tomográficos para o *3D Slicer*.

A partir da leitura da compilação de imagens axiais o *software* usa um mecanismo de reconstrução multi-planar para obter cortes nos outros dois planos espaciais principais (sagital e coronal), como ilustrado nas figuras A.4 e A.5. Esta ferramenta é de grande utilidade pois permite obter uma visualização das estruturas anatómicas nos planos axial, sagital e coronal, sem necessidade que o paciente seja submetido a radiação durante mais tempo.



Figura A. 4 Visualização bidimensional das imagens tomográficas segundo os planos transversal (A), sagital (B) e frontal (C).

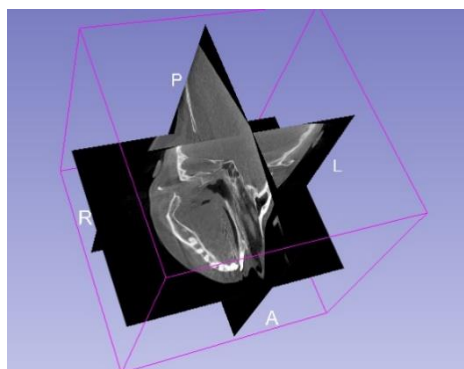


Figura A. 5 Visualização tridimensional dos cortes tomográficos executados nos respetivos 3 planos: transversal, sagital e frontal.

Visualização tridimensional das estruturas anatómicas internas

Para se obter uma visualização mais interativa das estruturas anatómicas, recorreu-se a uma reconstrução tridimensional, de forma a converter as representações planares em visualizações espaciais. Para tal, os elementos espaciais *voxels* presentes nos vários cortes axiais originais têm de ser acoplados.

Recorrendo à ferramenta *Volume Rendering* do *3D Slicer* é possível obter a pretendida visualização tridimensional das estruturas a isolar. Para tal, depois de “aberta” a ferramenta *Volume Rendering*, é necessário seleccionar o ficheiro referente à tomografia no parâmetro *Volume* (figura A.6).

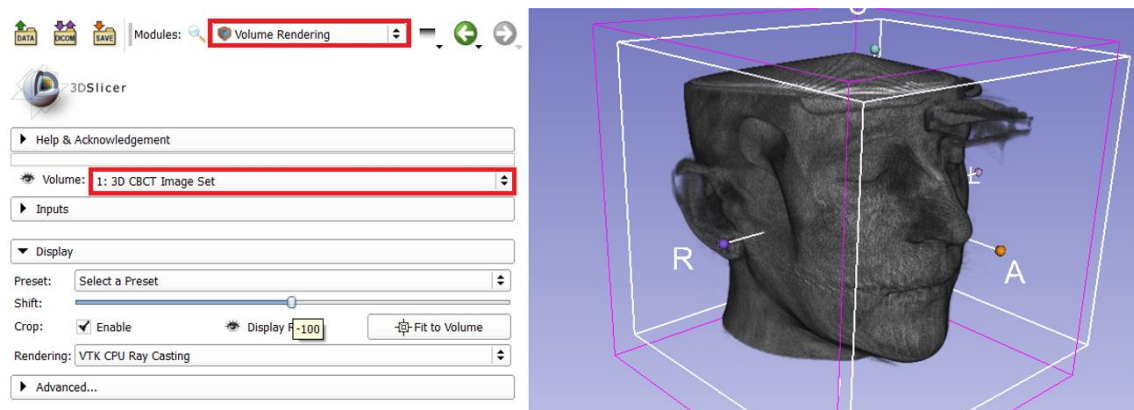


Figura A. 6 Reconstrução dos cortes tomográficos numa representação tridimensional, a partir da ferramenta “Volume Rendering”.

De modo a obter uma visualização das estruturas anatómicas internas (ossos, dentes, músculos, entre outras) recorreu-se a um processo de pré-segmentação, na qual se identificaram e destacaram as estruturas cujos valores de densidade eram coincidentes numa certa gama, a qual corresponde à “Escala Específica de Cinzentos”. Esta última pode ser reajustada de modo a se obter representação das estruturas de interesse, tais como as correspondentes a osso e dentes, de maior interesse no âmbito deste trabalho.

De acordo com a densidade da estrutura a visualizar, a figura A.7 ilustra as escalas de cinzentos típicas para diferentes tipos de tecidos.

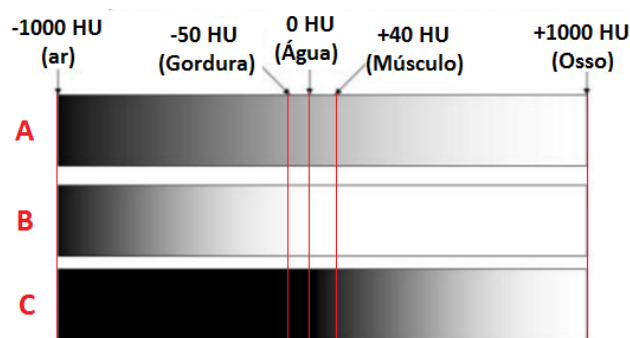


Figura A. 7 Escala de cinzentos para vários tipos de tecidos: tecidos moles (A), pulmão (B) e osso (C).

Pela observação da anterior figura é possível tirar as seguintes conclusões:

- A escala de cinzentos referentes aos tecidos moles é centrada na gama de densidade das estruturas em interesse (gordura, água e músculo), com o branco e o preto posicionado nos extremos do espetro;
- Associado a estruturas de baixa densidade, como o pulmão, a escala de cinzentos é “puxada” para a esquerda, para baixos valores de unidade *Housefield* (HU), acentuando assim detalhes correspondentes a tecidos de baixa densidade;
- Movendo a escala para valores mais altos de HU, o detalhe das estruturas com alta densidade, como o tecido ósseo, é melhorado em virtude dos componentes de baixa densidade, os quais desvanecem.

No reajuste da escala de cinzentos, de forma a melhorar o detalhe das estruturas duras de interesse, são usados basicamente três parâmetros: *Shift*, *Scalar Opacity Mapping* e *Scalar Color Mapping*.

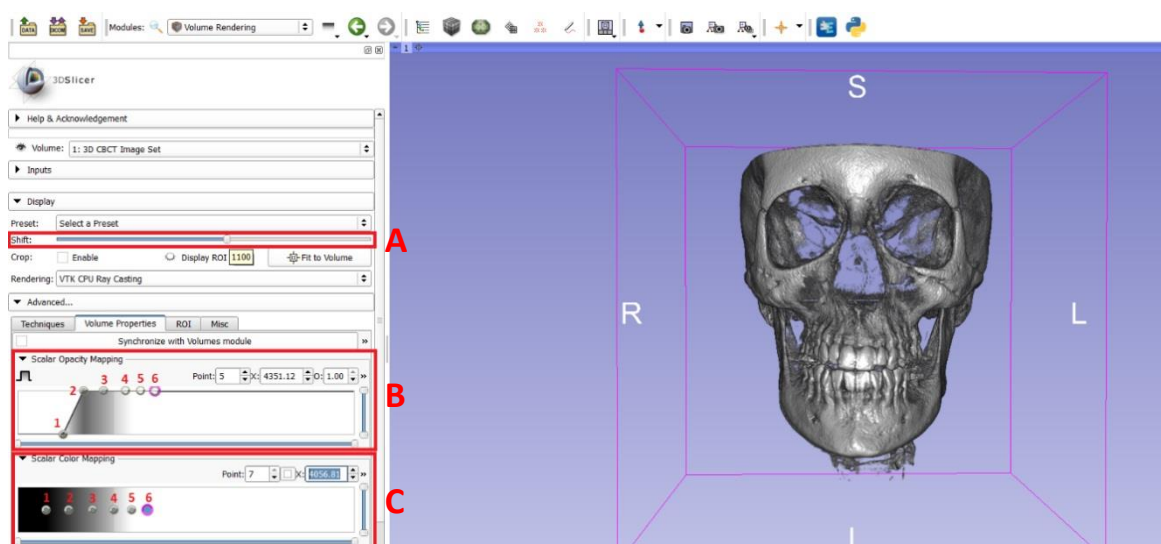


Figura A. 8 Ajuste dos parâmetros “Shift” (A), “Scalar Opacity Mapping” (B) e “Scalar Color Mapping” (C), de forma a obter um detalhe favorável das estruturas maior interesse.

O parâmetro *Shift* revela-se de maior importância para o ajuste da escala de cinzentos. Este último permite mover em simultâneo os pontos intermédios que definem os parâmetros do *Scalar Opacity Mapping* e do *Scalar Color Mapping* para a esquerda ou para a direita. Ao reduzir o valor do parâmetro *Shift* os pontos intermédios são movidos para a esquerda, fazendo com que a escala de cinzentos se centre em valores mais baixos de HU, destacando os tecidos de menor densidade. Contrariamente, ao aumentar o valor deste parâmetro os pontos são deslocados para a direita, e por sua vez a escala irá centrar-se em unidades mais elevadas de HU (destacando as estruturas mais densas, como ossos e dentes).

Para um renderização favorável, a qual permitisse uma boa visualização geral do conjunto correspondente às estruturas ósseas e respetivos dentes (figura A.8), no contexto deste trabalho, foram usados os parâmetros apresentados nas seguintes tabelas A.1 e A.2.

Tabela A. 1 Parâmetro de “Shift” usado na ferramenta “Volume Rendering”.

Parâmetro	Valor
Shift	1100

Tabela A. 2 Valores usados, relativos aos parâmetros “Scalar Opacity Mapping” e “Scalar Color Mapping”, na ferramenta “Volume Rendering”.

Parâmetro	Coordenada	Ponto 1	Ponto 2	Ponto 3	Ponto 4	Ponto 5	Ponto 6
Scalar Opacity Mapping	X	765,87	1568,54	2344,45	3200,63	3789,25	4351,12
	O	0	1	1	1	1	0,98
Scalar Color Mapping	X	96,98	979,91	1916,36	2826,05	3441,43	4056,81

Isolamento das partes a segmentar

Uma vez que o volume obtido pela tomografia corresponde a uma forma contígua, a qual não reconhece as partes separadas, é necessário recorrer a um processo de isolamento das várias estruturas anatómicas independentes, isto é, isolar a estrutura maxilar da mandibular e destas os respetivos dentes individuais. Este processo de individualização das várias estruturas permite fornecer uma maior precisão ao trabalho futuro, ao corresponder a uma maior aproximação da realidade anatómica.

Recorrendo à ferramenta *Volume Clip With Model* é possível restringir quais os volumes da que queremos isolar da imagem tomográfica, e a partir desse passo é possível visualizar e obter uma segmentação das estruturas anatómicas pretendidas. Ao abrir a anterior ferramenta surge uma janela com vários parâmetros, as quais no âmbito deste trabalho foram definidas da seguinte forma:

- **Input Volume:** Selecionou-se o volume original correspondente à tomografia, o qual detinha o nome de “1: 3D CBCT *Image Set*”;
- **Clipping surface:** Criou-se um novo modelo com a designação “*Model*”;
- **Clipping surface from markups:** Escolheu-se a opção “*Create new MarkupsFiducial*”, de modo a que cada ponto delimitante do novo volume tivesse a designação “C”;
- **Clip outsider:** Optou-se por selecionar esta opção;
- **Fill value:** Definiu-se esta variável com valor nulo;
- **Output Volume:** Selecionou-se “*Create new Volume*”.

Seguidamente recorreu-se à ferramenta *Use mouse to Create-and-Place Fiducial* (representado a verde na figura A.9) para delimitar o volume de visualização, através da marcação de pontos em redor da estrutura a isolar.

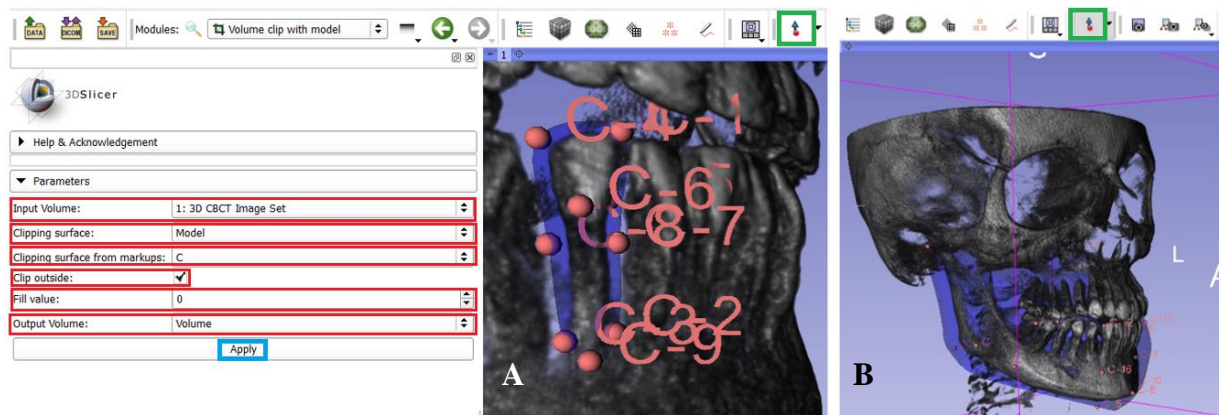


Figura A. 9 Seleção do volume a restringir, de forma a focar a segmentação no incisivo lateral mandibular (A) e na mandíbula (B).

As estruturas restringidas pelos novos volumes podem ser visualizadas recorrendo novamente à ferramenta *Volume Rendering* (figura 5.10).

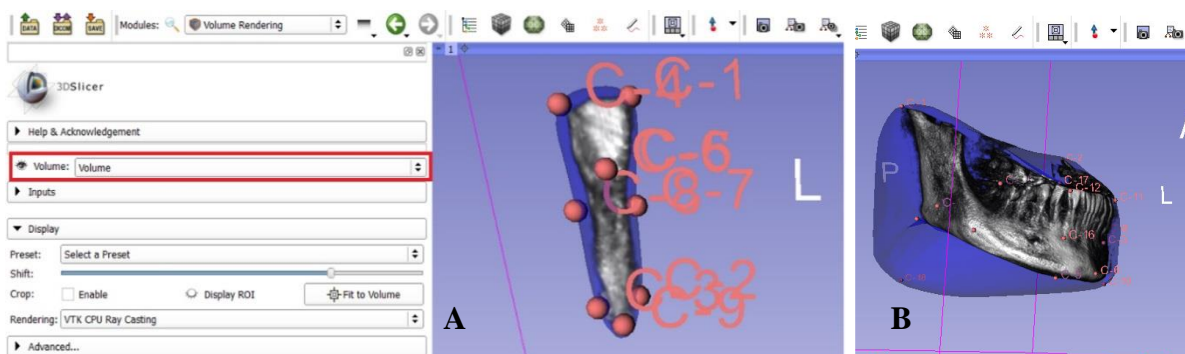


Figura A. 10 Visualização das estruturas anatómicas isoladas relativas a um incisivo lateral mandibular (A) e à mandíbula (B).

Exportação das estruturas isoladas para ficheiros STL

Depois de isolada a estrutura pretendida o próximo passo baseou-se no processamento e criação dos seus modelos, através da sua exportação sob a forma ficheiros estereolitográficos (STL).

Para tal recorreu-se à ferramenta *Grayscale Model Maker* na qual, depois de selecionado o volume de imagem pretendido, escolheu-se o valor *Housefield* para o parâmetro *Threshold* a definir. Cada estrutura possui uma gama de valores em unidades *Housefield* (HU) que, tal como na Escala de Cinzentos, estão associados a uma faixa de densidade da imagem tomográfica, figura A.11 (B). Para as estruturas representativas de ossos corticais escolheram-se valores de *Threshold* na gama de 600-1300 HU, enquanto que para dentes se usou valores na gama de 700-1500 HU.

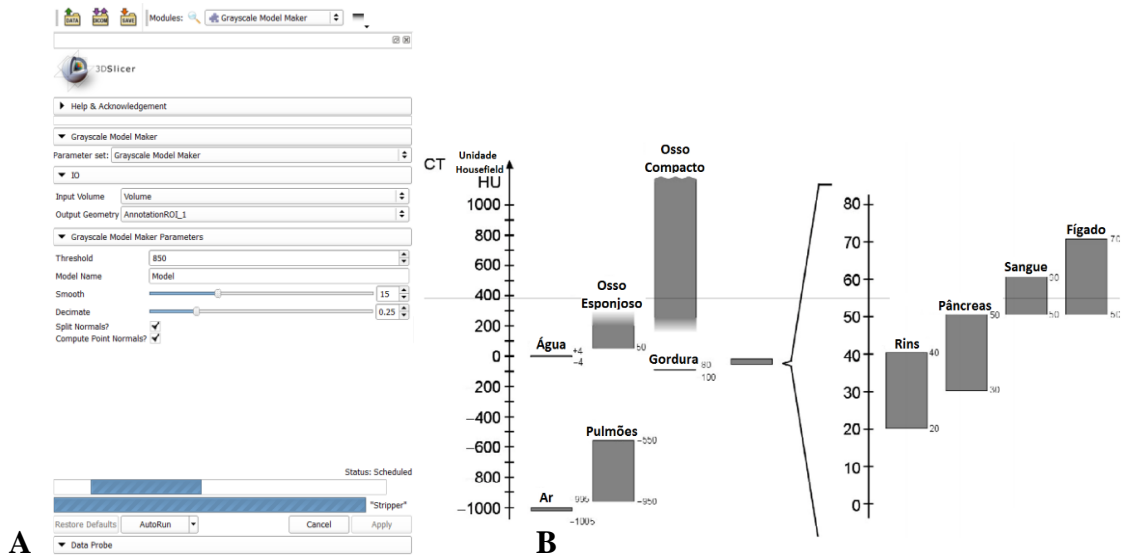


Figura A. 11 Processamento dos volumes isolados em modelos estereolitográficos (A); Valores normais de “Threshold” para diferentes estruturas anatómicas.

Depois de definidos os últimos parâmetros, cabe ao *software* executar um processamento das estruturas isoladas em respetivos modelos, exportando-se o ficheiro STL resultante, conforme ilustrado na figura A.11 (A).

Pré-reparação das partes isoladas

Nem sempre é possível garantir um ajuste ideal da estrutura pretendida, ou seja, achar um valor ideal de *Threshold*, consoante as unidades de *Housefield* ou escala de cinzentos, que contemple a gama de densidades do volume representado. Quanto maior a dimensão da estrutura isolada maior será a probabilidade de haverem pormenores não representados, uma vez que a probabilidade da mesma gama de segmentação recobrir toda a superfície ser menor (figura A.12). As regiões anatómicas mais interiores, principalmente as de menor espessura, são as que mais padecem deste problema.

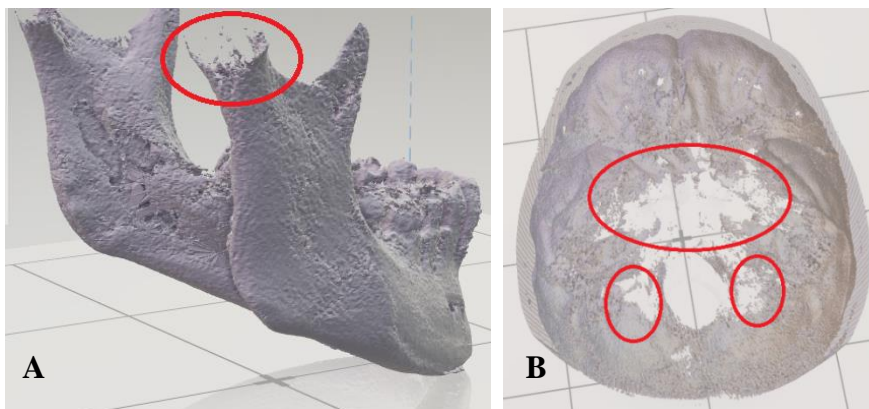


Figura A. 12 Regiões ocultas nos modelos criados devido a segmentação defeituosa.

Como forma de obter uma melhor representação das partes não detalhadas procurou-se delimitar as mesmas nos volumes das estruturas isoladas, criando um novo volume tridimensional acerca da sua representação. Esta delimitação foi executada recorrendo à ferramenta *Volume clip with ROI* (figura A.13).

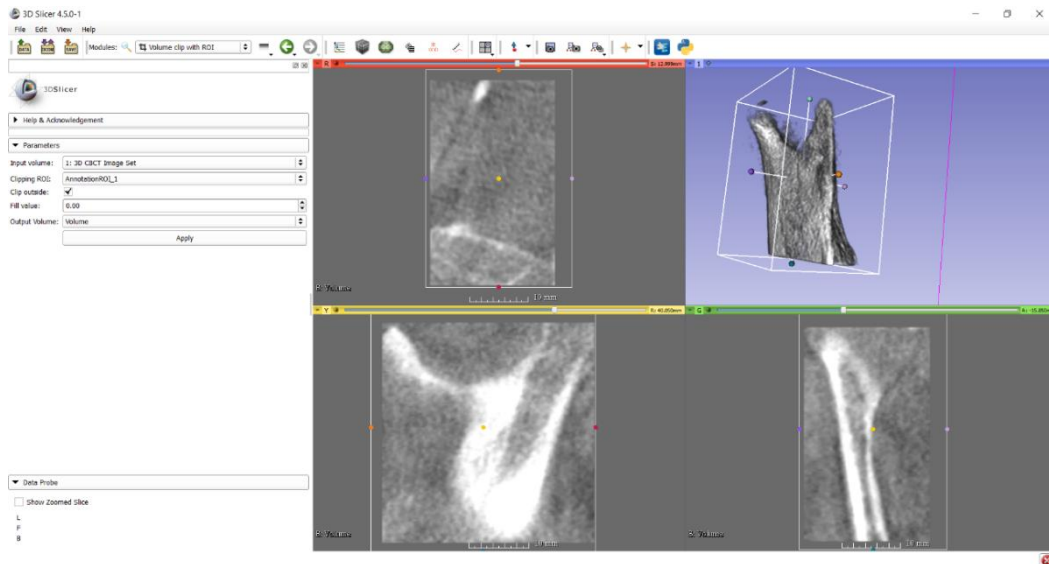


Figura A. 13 Isolamento das regiões ocultas nos modelos originados por uma deficiente segmentação.

Para obter os modelos STL dos novos volumes delimitados, correspondentes às regiões não representadas da estrutura isolada, recorreu-se à ferramenta de segmentação *Editor*. Assim, depois da atribuição de valores apropriados para o parâmetro de segmentação *Threshold*, a anterior ferramenta cria uma máscara (a cor verde na figura A.14) que recobre a região anatómica de interesse.

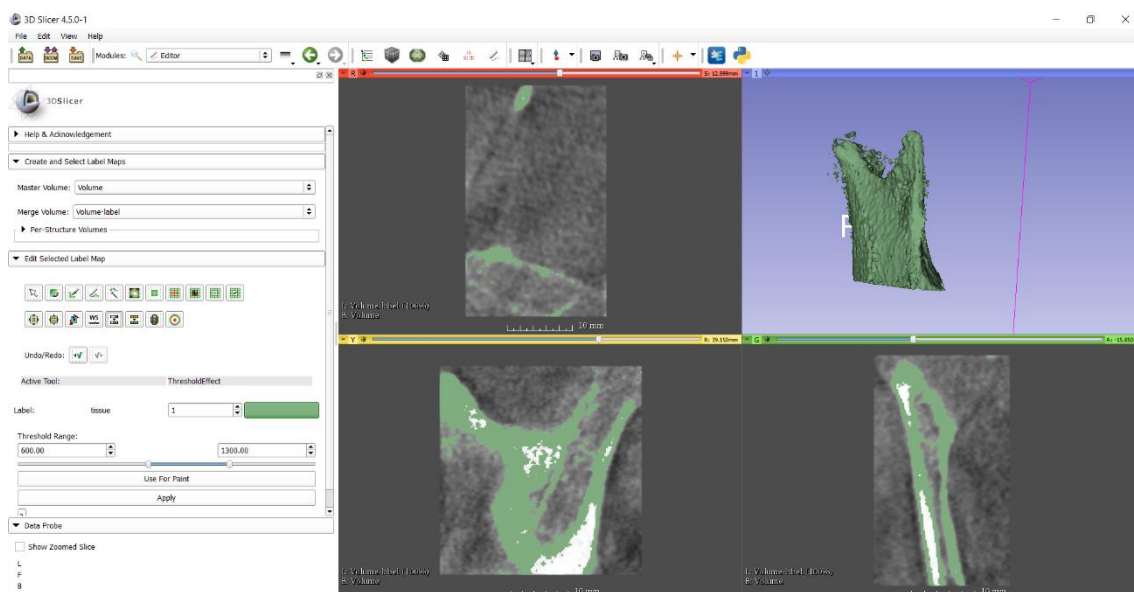


Figura A. 14 Obtenção das regiões ocultas nos modelos originados por uma deficiente segmentação.

A partir da última é possível recorrer à ferramenta *Model Maker* e exportar o resultado segundo um ficheiro STL (figura A.15).

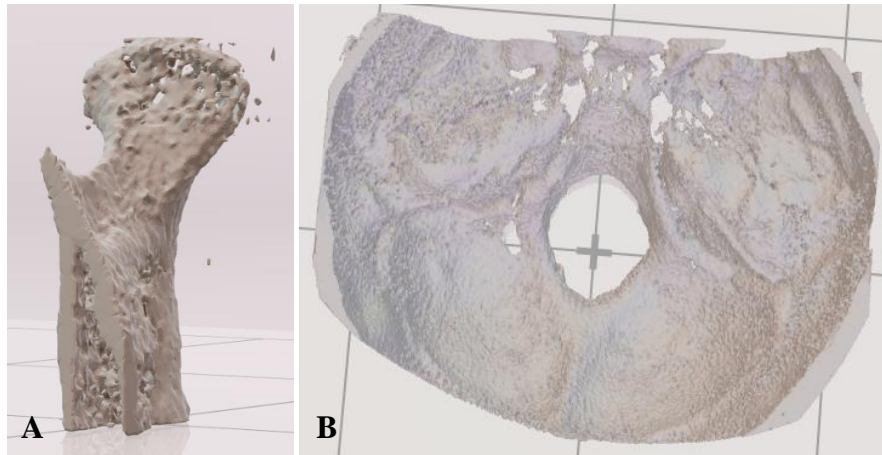


Figura A. 15 Boa segmentação das regiões do côndilo mandibular (A) e da fossa craniana (B), anteriormente ocultas.

Estas novas representações podem agora ser acopladas nas estruturas isoladas recorrendo a ferramentas *Boolean* disponíveis por outros *softwares*, tais como o *Blender* e o *Meshmixer*.

Apêndice II

Blender 2.77

O *software Blender* foi criado na Holanda em 1995 com perspectiva de ser usado no ramo do entretenimento, principalmente no desenvolvimento de animações 3D, através das ferramentas de modelação, renderização e texturização. Desde então este último tem sido desenvolvido e disponibilizado numa série de versões *Open Source*, que proporcionam um ambiente de trabalho individual, comercial ou educacional.

Este *software* foi desenvolvido com base nas linguagens de programação C e C++, usando ainda implementações de alguns *scripts*, principalmente na linguagem *Python*, com objetivo de estender as suas funcionalidades. Atualmente este programa funciona como uma multiplataforma compatível com os principais sistemas operativos: Microsoft Windows XP, Vista, 7, 8 e 10; MAC OS X; Linux, nas respetivas arquiteturas de processamento x64 e x86 bits.

São inúmeras as utilidades oferecidas pelo *Blender*, de entre as quais se destacam as seguintes:

- Possibilidade de importar ficheiros numa grande variedade de formatos (stl, .ply, .obj, .svg, .dae, .3ds, .fbx, .bvh, .x3d/.wrl) e, seguidamente, exportar o trabalho resultante também na mesma diversidade;

- Vasta gama de recursos que permitem modelação tridimensional de modelos importados ou criados. Esta abrange desde funcionalidades mais básicas, tais como manipulação de vértices, arestas e faces, até às mais avançadas, as quais contemplam modos de escultura usando ferramentas de *brush* e *remesh* (redefinição das malhas superficiais);
- Fácil texturização, com recurso a texturas foto-realísticas;
- Realização de animações e vídeos.

Operações booleanas nas estruturas isoladas

Os modelos correspondentes às partes ocultas do modelo global foram conectados a este último com recurso às funcionalidades booleanas disponíveis no *Blender*. Para tal, seleccionando o modelo global no *Object Mode*, recorreu-se à ferramenta *Boolean-Union* para unir a parte em falta. Este processo é ilustrado na figura A.16.

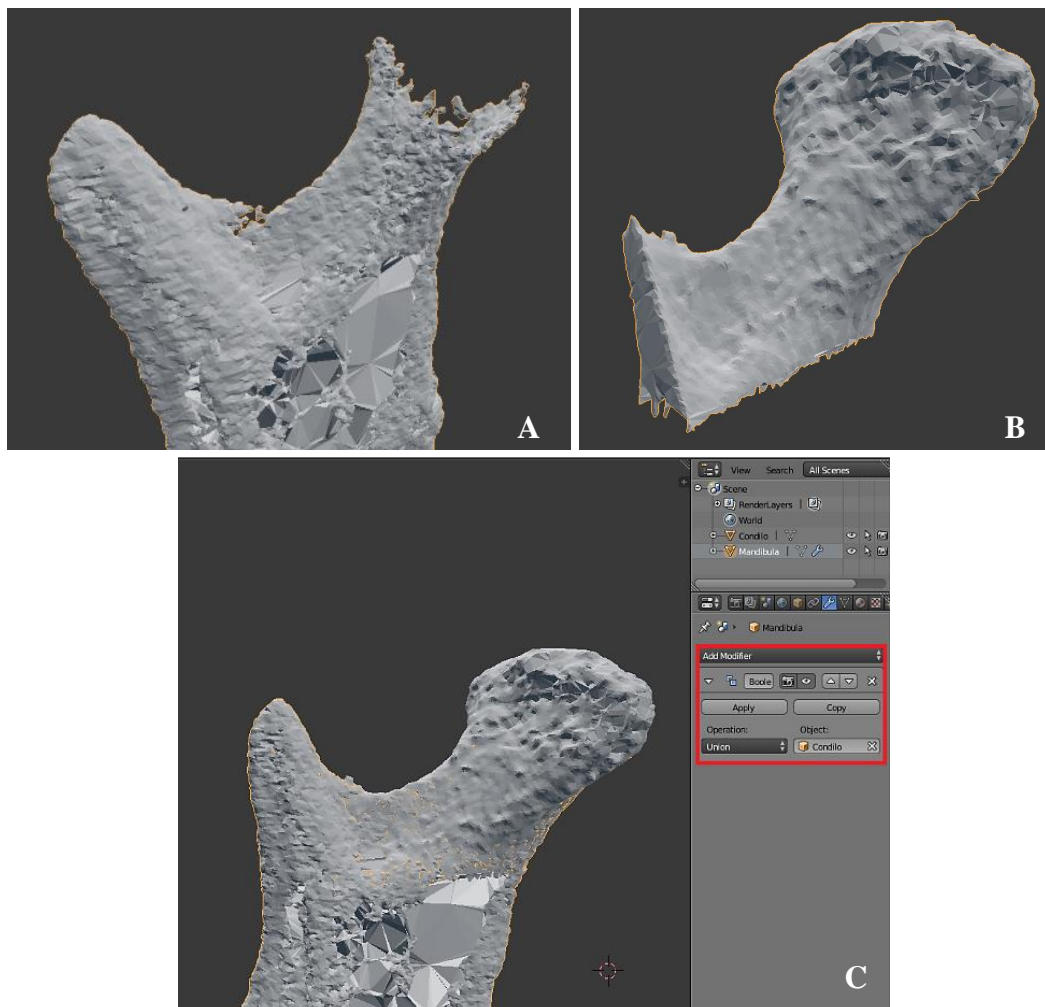


Figura A. 16 Processo de reparação da estrutura do côndilo mandibular mal segmentada (A) através do acoplamento de um côndilo isolado bem segmentado (B), usando uma ferramenta de união booleana no Blender (C).

Remoção de artefactos

Recorreu-se ainda às potencialidades do *software Blender* para remoção de artefactos presentes nos ficheiros exportados do *3D Slicer*.

Estes artefactos representam o ruído e interferências, isto é, elementos não correspondentes a tecidos anatómicos e que são originados por falta de rigor aquando o exame tomográfico, por exemplo: ligeiros movimentos do paciente e presença de objetos metálicos (implantes metálicos e enchimentos dentários) que distorcem o processo da segmentação. Caso o processo de segmentação (*Threshold*) não seja suficiente para remover estes artefactos o processo de limpeza tem de ser feito de forma manual. Esta limpeza manual pode ser executada recorrendo a ferramentas de seleção presentes no *software* de forma a apagar os elementos sem interesse, e obter uma imagem limpa, livre de artefactos, figura A.17 (C).

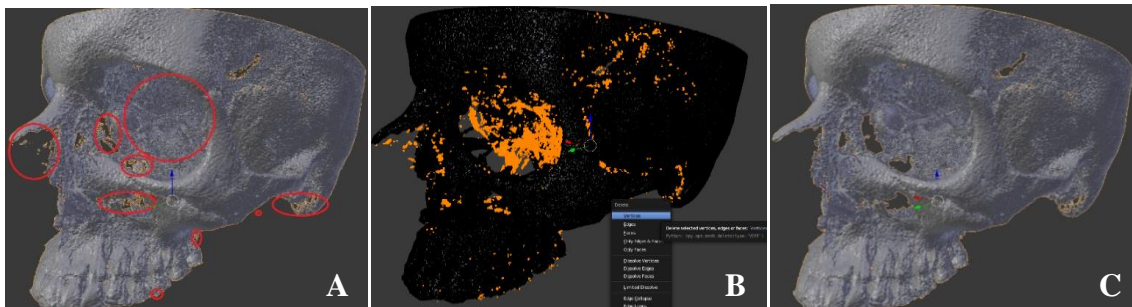


Figura A. 17 Visualização dos artefactos (A) e sua seguinte seleção e remoção (B). Obtenção de um modelo livre de artefactos (C).

Reparação de espaços vazios nas malhas triangulares das estruturas

Como já referido, a difícil obtenção de valores ideais para as intensidades de segmentação induz faltas de detalhes nas estruturas. As regiões de menor espessura são as que mais frequentemente sofrem deste problema, surgindo uma região de ausência de material nas superfícies dos modelos. Para resolução deste problema usou-se um método manual no qual se delimitava a região (seleccionando os vértices dos elementos) em redor das cavidades de maiores dimensões. Seguidamente, recorrendo à ferramenta *Fill* no *Edite Mode* do *Blender*, estas cavidades eram tapadas através da criação de malhas de elementos (figura A.18).

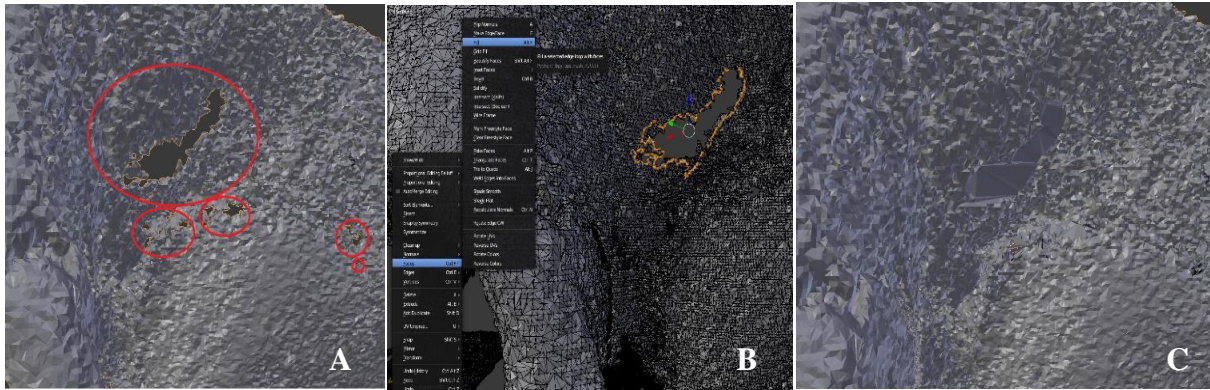


Figura A. 18 Etapas do processo de reparação dos espaços abertos nas superfícies dos modelos: identificação (A), seleção (B) e reparação (C) dos mesmos.

Reparação de *Non-Manifolds*

Resumidamente, entende-se por *Non-Manifolds* as geometrias abstratas que não poderiam existir na realidade (figura A.19). Estas geometrias tornam-se problemáticas para a execução de operações de renderização, simulação computacional, operações booleanas e prototipagem rápida. Por esse motivo há que identificá-las e removê-las de forma a obter uma estrutura modelada totalmente livre de erros geométricos.

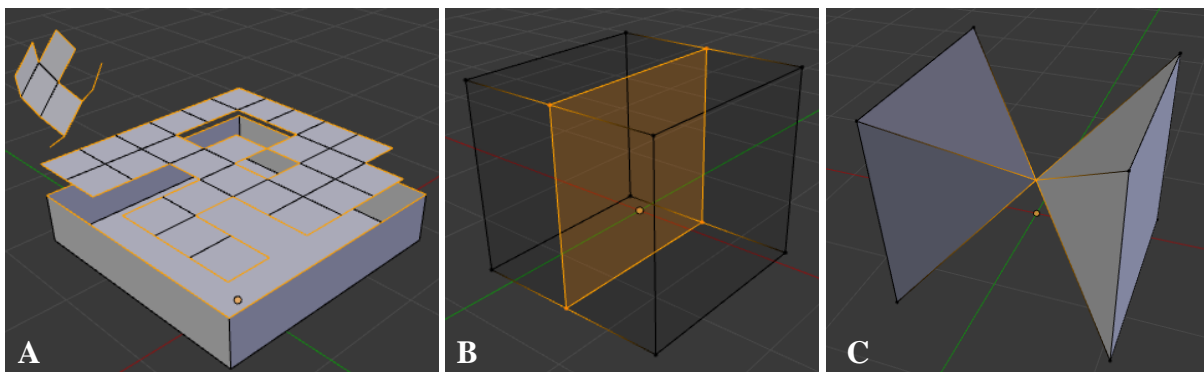


Figura A. 19 Principais tipos de geometrias “*non-manifold*”: (A) vértices e arestas desconectadas, (B) faces internas, (C) áreas sem espessura.

Usando o *Blender* podem identificar-se facilmente todas as geometrias *non-manifold*. Para tal basta, no *Edite Mode*, pressionar em simultâneos os botões “*shift+crtl+alt+m*”, aparecendo uma seleção de todos os erros geométricos, como a ilustrada a cor laranja na figura A.20.

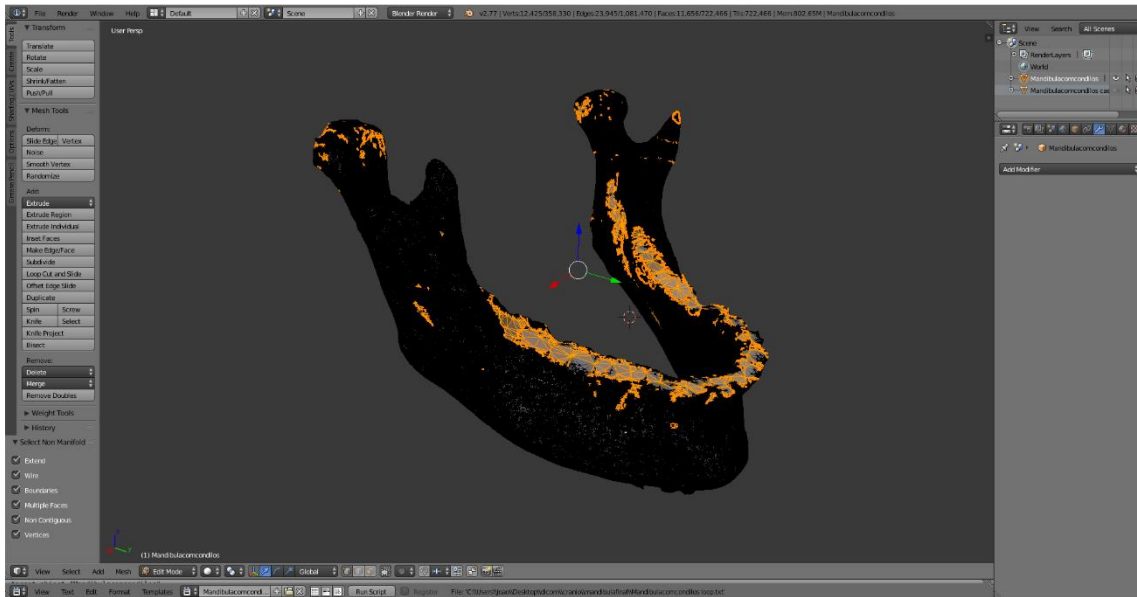


Figura A. 20 Seleção e visualização de geometrias “non-manifolds” no Blender.

A forma mais simples e eficaz de corrigir a maioria das geometrias *non-manifolds* consiste em eliminar a anterior seleção, através da ferramenta *delete*. De seguida as superfícies podem ser novamente definidas através do seu preenchimento executado com ferramenta *Fill* (figura A.21)

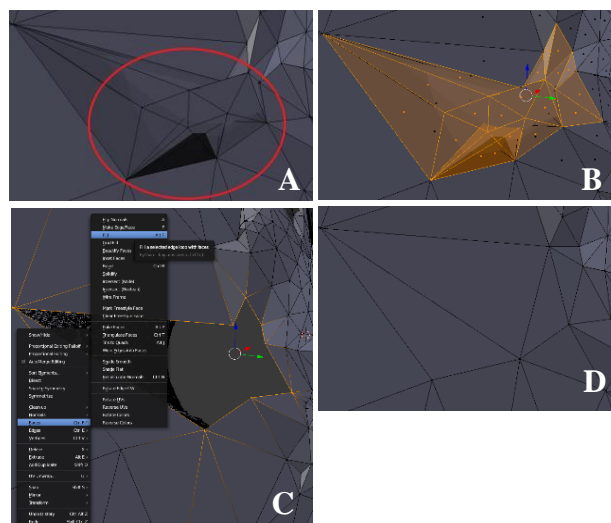


Figura A. 21. Etapas do processo de reparação de geometrias “non-manifold” no Blender: (A) identificação, (B) seleção, (C) reparação, (D) obtenção de uma geometria favorável.

Outro erro geométrico muito comum são as malhas de elementos triangulares cujos vetores normais têm o seu sentido invertido e, portanto, não correspondem à orientação superficial que se pretende representar (superfícies interna ou externa das estruturas), tal como é ilustrado na figura A.22.

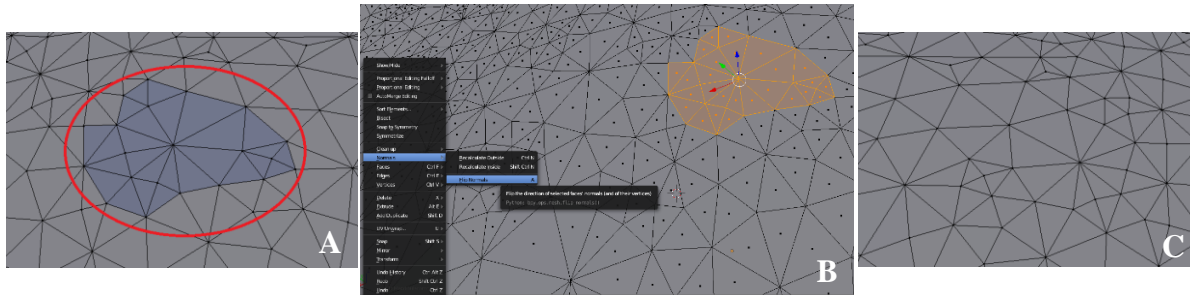


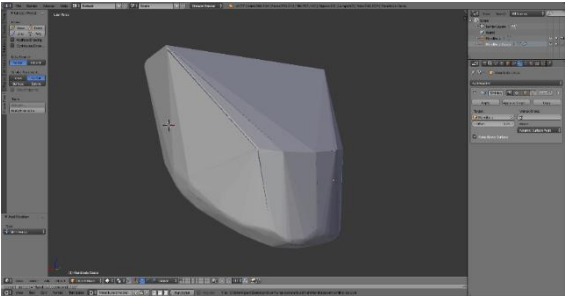
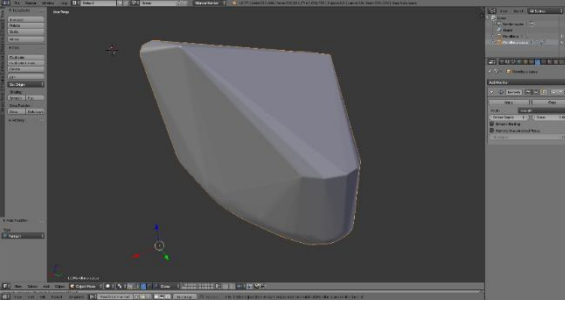
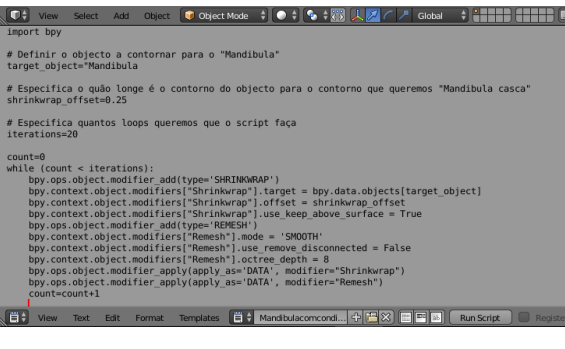
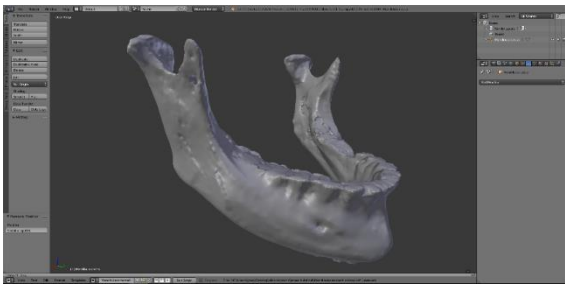
Figura A. 22 Etapas da correção da orientação das faces superficiais dos modelos no Blender: identificação (A), seleção e reparação (B) e obtenção de uma configuração correta (C).

Nas estruturas isoladas de maiores dimensões, como as estruturas crânio-maxilo-faciais e mandibulares, dada a quantidade exorbitante de elementos que definem as suas superfícies, o processo de reparação de todas as geometrias *non-manifolds* torna-se moroso, e nem sempre conseguido com sucesso uma vez que a quantidade e variedade de erros geométricos pode ser muito elevada.

Para evitar esta situação recorreu-se a uma alternativa que, resumidamente, consiste em criar uma “casca” de elementos triangulares que recobre de forma minuciosa todas as superfícies das estruturas isoladas. Essa “casca” detém assim a mesma geometria da estrutura isolada, com a vantagem de ficar isenta de erros geométricos, para além de reduzir o tamanho do ficheiro associado. A descrição desta metodologia é apresentada na Tabela A.3.

Tabela A. 3 Descrição da metodologia de criação de uma casca superficial envolvente aos modelos, usada para simplificação dos modelos obtidos.

	Descrição	Ilustração
#1	<p>Abrir o ficheiro da estrutura isolada pretendida no modo “Edit”.</p> <p>Neste caso o ficheiro selecionado detinha a designação “Mandibula”, sendo representativo ao osso cortical da mandíbula.</p>	
#2	<p>Criar uma “UV Sphere” com os 256 segmentos, 128 anéis e 500 unidades de tamanho. É esta a esfera que serve de casca, e para tal deve ter tamanho suficiente grande para que a estrutura isolada fique no seu interior, de maneira a que seja possível o processo de cobertura.</p> <p>Neste caso a casca esférica tomou a designação “Mandibula casca”</p>	

<p>#3</p>	<p>Com a casca esférica selecionada recorreu-se à ferramenta “Shrinkwrap” e selecionou-se a “Mandibula” como a geometria alvo que se pretendia alcançar. Para garantir que a casca recobrisse apenas a superfície exterior da estrutura escolheu-se os parâmetros: “Offset: 0,25” e “Keep Above Surface”. É esta a ferramenta responsável por ajustar a casca esférica à geometria pretendida.</p>	
<p>#4</p>	<p>Com a “Mandibula casca” agora selecionada recorreu-se à ferramenta “Remesh” no modo “Smooth” e com o parâmetro “Octree Depth: 8”. Este procedimento permitiu que a malha de elementos triangulares tivesse a sua topologia recalculada e fosse mais bem adaptada à geometria alvo, através de reajustes e melhoramentos na resolução das malhas.</p>	
<p>#5</p>	<p>O processo progressivo de adaptação da casca até à geometria alvo correspondente à estrutura isolada (neste caso a “Mandibula”) foi efetuado através sucessivas repetições dos passos #3 e #4, até se obter uma casca perfeitamente ajustada. Para economizar tempo esta forma manual de executar as últimas repetições foi substituído pela forma automática, para tal foi escrita uma <i>Script</i> cujas instruções permitiam executar 20 repetições dos processos #3 e #4. O número de iterações deste ciclo permitiu que o processo progressivo de ajuste fosse suficiente para que a casca tomasse a geometria desejada.</p>	 <pre> import bpy # Definir o objecto a contornar para o "Mandibula" target_object="Mandibula" # Especifica o quão longe é o contorno do objecto para o contorno que queremos "Mandibula casca" shrinkwrap_offset=0.25 # Especifica quantos loops queremos que o script faça iterations=20 count=0 while (count < iterations): bpy.ops.object.modifier_add(type='SHRINKWRAP') bpy.context.object.modifiers["Shrinkwrap"].target = bpy.data.objects[target_object] bpy.context.object.modifiers["Shrinkwrap"].offset = shrinkwrap_offset bpy.context.object.modifiers["Shrinkwrap"].use_keep_above_surface = True bpy.ops.object.modifier_add(type='REMESH') bpy.context.object.modifiers["Remesh"].mode = 'SMOOTH' bpy.context.object.modifiers["Remesh"].use_remove_disconnected = False bpy.context.object.modifiers["Remesh"].octree_depth = 8 bpy.ops.object.modifier_apply(apply_as='DATA', modifier="Shrinkwrap") bpy.ops.object.modifier_apply(apply_as='DATA', modifier="Remesh") count=count+1 </pre>
<p>#6</p>	<p>O resultado final da estrutura anatómica isolada, neste caso o osso cortical da mandíbula, isento de erros geométricos (<i>non-manifolds</i>) na sua malha de elementos triangulares.</p>	

Apêndice III

MeshMixer

O *software Meshmixer* (MM) foi lançado em 2009 pela empresa *Autodesk* e tinha como principal objetivo possibilitar ao usuário editar e retocar o seu trabalho de modelação antes da sua impressão tridimensional, da forma mais intuitiva possível. Este *software* permite importar ficheiros de modelação nos seus formatos mais comuns (*stl, obj, ply, amf*) e exportar o resultados de trabalho segundo uma outra gama de formatos: *stl, obj, ply, amf, dae, wmr, smesh*. Tal como os programas anteriores também este permite ser operado nos principais sistemas operativos: *Microsoft Windows 32/64bit, Mac OS X e Linux*.

Atualmente, o *Meshmixer* versão 3.0 contempla uma vasta gama de ferramentas de trabalho, de entre as quais interessa destacar:

- Capacidade de detetar defeitos na malha que define o objeto modelado, as quais impedem a correta execução de simulações e de impressões tridimensionais, bem como proceder à sua reparação automática através do: preenchimento de faces ausentes, exclusão de *non-manifolds geometries* (vértices ou arestas desconectadas, faces internas na geometria e áreas sem espessura) e eliminação de artefactos;
- Manipulação de modelos sólidos, útil para futuros processos de simulação virtual ou de impressão tridimensional. Forma simples e intuitiva de editar e modelar o modelo importado. A grande liberdade de modelação disponível engloba: escultura e deformação livre tridimensional, redefinição da malha e sua suavização, processos de união, intersecção e de subtração entre peças (*booleans*) e ainda operações de extrusão e *offset* de superfícies;
- Conversão das superfícies modeladas em modelos estereolitográficos;
- Ferramentas de medição e de análise de espessura.

Inspeção das malhas de elementos triangulares

Antes de avançar no processo de modelação é necessário garantir que o ficheiro STL de cada parte isolada, anteriormente exportado do trabalho executado no *Blender*, esteja completamente livre de erros geométricos. Apesar do método de usado no *Blender*, o qual redefinia as geometrias através da criação de uma “casca” de elementos triangulares, possibilitar a eliminação de quase toda a totalidade dos erros poderá haver casos onde alguns destes permanecem, principalmente nas áreas de curvatura mais acentuada. Para sua identificação, o *software Meshmixer* oferece uma ferramenta designada *Inspector* que procede à análise das malhas superficiais dos modelos, indicando as anomalias, bem como os seus tipos e localização. Erros complexos e de pequenas dimensões podem ser automaticamente reparados pelo *Meshmixer* ao seleccionar a opção *Auto-Repair All* do modo *Inspector* (figura A.23).

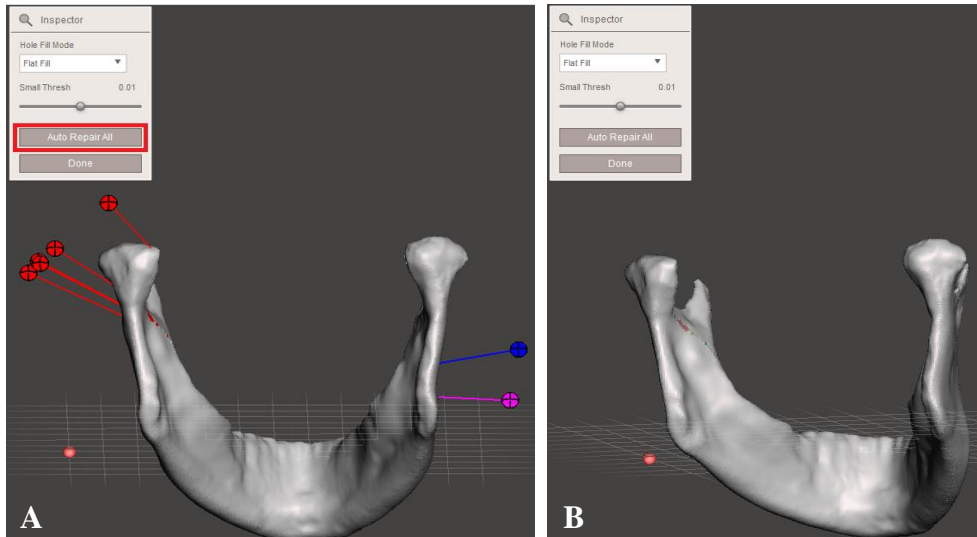


Figura A. 23 (A) Identificação e reparação automática das geometrias “non-manifold” no software *Meshmixer* , (B) representação efetuada.

Tabela A. 4 Descrição das principais ferramentas de correção geométrica automática do *software Meshmixer*.

Cor da esfera	Descrição	Ilustração do erro	Ilustração da reparação
Azul	A esfera azul indica a existência de um buraco na malha de elementos triangulares.		
Magenta	A esfera de cor magenta mostra a área onde existem pequenos componentes desconectados do resto da malha.		
Vermelho	A esfera vermelha indica áreas com geometria “non-manifold”.		

Suavização das superfícies

As formas mais grosseiras das estruturas, tais como as arestas mais vivas, foram suavizadas de forma a melhorar tanto as suas características morfológicas como as estruturais (reduzir pontos de concentração de forças). Para tal recorreu-se à ferramenta “*RobustSmooth*” (*Sculpt>Brushes>RobustSmooth*), a qual permite uma suavização incremental das superfícies através da seleção controlada pelo cursor. Nesta ferramenta foi usada uma refinação da malha de cerca 43%, de

modo a redefinir e melhorar a resolução superficial, em simultâneo com a redução de 6% no número de elementos triangulares (figura A.24).

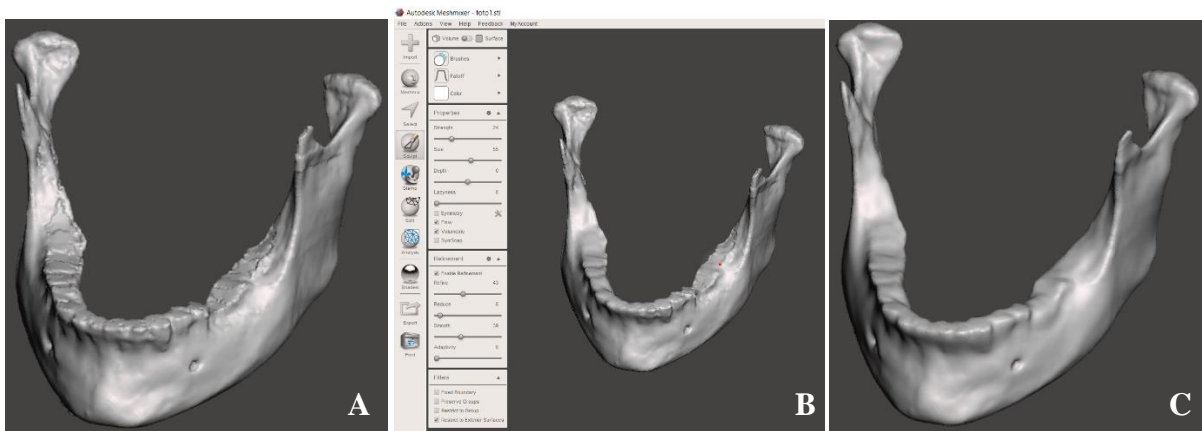


Figura A. 24 Processo de suavização do modelo em software Meshmixer, sendo representadas três etapas: antes (A), durante (B) e após a sua execução.

Criação dos modelos de ligamentos periodontais e de estrutura óssea trabecular

As estruturas dos ligamentos periodontais e ossos trabeculares que não se conseguiram construir a partir dos processos de segmentação do modelo tomográfico foram obtidas por este método. Baseando-se na topologia de estruturas contíguas, os ligamentos periodontais foram construídos a partir de uma sobreespessura das superfícies dentárias, enquanto que a estrutura óssea trabecular foi obtida por subespessura da cortical. Para tal, recorreu-se a uma seleção das áreas que iriam dar origem às novas superfícies através da ferramenta *Unrwap Brush* no modo *Select* do *Meshmixer* (figura A.25). Seguidamente recorrendo à funcionalidade *Edit-Offset* foi possível extrair das superfícies selecionadas um volume, no qual a espessura a definir foi imposta pelo no parâmetro *Distance*, da seguinte forma:

- 0,5mm (sobreespessura) para os ligamentos periodontais;
- -2mm (subespessura) para a estrutura óssea trabecular.

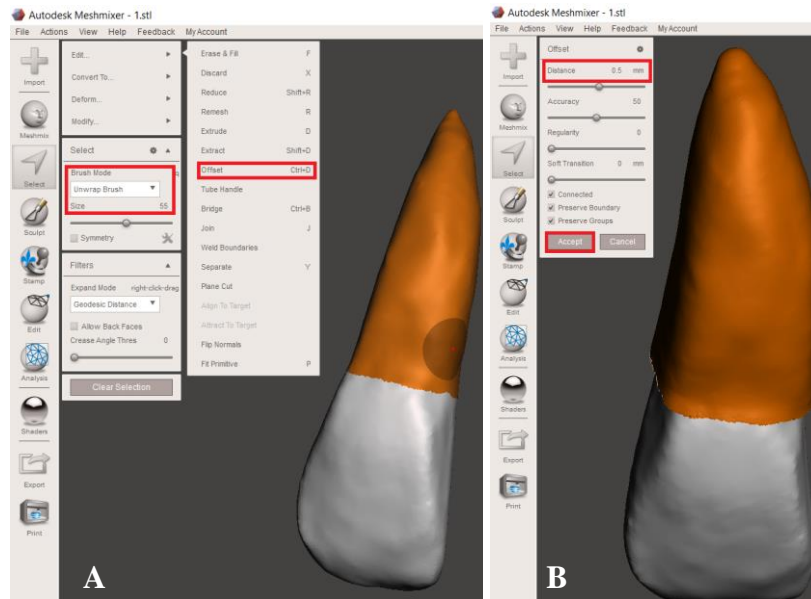


Figura A. 25 Criação em *Meshmixer* dos modelos referentes aos ligamentos periodontais. A estrutura radicular é selecionada nas regiões conexas ao LPD (A) e um *offset* dessa área é executado (B).

Apêndice IV

Meshlab

O *Meshlab* começou por ser um projeto desenvolvido maioritariamente na Universidade de Pisa em 2005, e tinha como principal objetivo criar um ambiente de trabalho que possibilitasse trabalhar os modelos de malhas triangulares não estruturados, obtidos por digitalização tridimensional. Posteriormente este *software* começou a ser desenvolvido pelo centro de pesquisa ISRI-CNR e adquiriu um estatuto de *Open Source*, permitindo o seu uso individual ou comercial. Atualmente o *Meshlab* encontra-se disponível na sua versão V.1.1.3, funcionando nos três principais sistemas operativos (*Microsoft Windows, Mac OS X e Linux*), e recorrendo às linguagens de programação *C++ e JavaScript*.

Dada a vasta gama de ferramentas e opções que podem ser usadas o ambiente de trabalho deste *software* é pouco intuitivo e de difícil compreensão sendo necessário adquirir algum conhecimento e experiência acerca do seu uso. De entre as inúmeras funcionalidades do *Meshlab* são de realçar as seguintes:

- Importação de ficheiros com grande diversidade de formatos (*stl, ply, obj, off, 3ds, ptx, v3d, pts, apts, xyz, gts, tri, asc, x3d, x3dv, vrml, aln, dae*) e possibilidade de exportar o resultado do trabalho também numa grande variedade de formatos (*stl, ply, obj, off, 3ds, dae, vrml, dxf, gts, u3d, idtf, x3d*);
- Uso de filtros de limpeza da malha que, quando aplicados, permitem uma limpeza do ruído do modelo virtual, pela remoção de pequenos componentes isolados ou duplicados, vértices e

faces correspondentes a *non-manifolds*, sendo recalculados os vetores normais das faces e preenchidos automaticamente os espaços vazios da malha;

- Empregar filtros de redefinição da malha, os quais possibilitam reconstruções de superfícies a partir de pontos (*Poisson Surface Reconstruction*), reduções do número de elementos que definem as malhas (*Edge Collapse Simplification*), subdivisão superficial e preenchimento de aberturas;
- Meio de inspeção e detecção de erros estruturais do modelo e uso de ferramentas de medição de distâncias e curvaturas.

Redução do número de elementos triangulares

Apesar do ótimo aspeto superficial, o qual permite detalhar com grande precisão os pormenores estruturais, os modelos com um elevadíssimo número de elementos triangulares enfrentam alguns problemas, devido à exigência de grandes capacidades de memória e processamento computacionais. O *software SolidWorks* permite apenas a importação de modelos sólidos cuja superfície seja definida por um número máximo de 20.000 elementos triangulares. Sem este requisito o trabalho de simulação estática, usando o *SolidWorks*, fica comprometido.

Como solução recorreu-se ao *software MeshLab*, e através da ferramenta *Quadric Edge Collapse Decimation* conseguiu-se a redução da densidade da malha desejada, assegurando que cada estrutura isolada possuísse menos de 20.000 elementos triangulares. O número de elementos triangulares desejados, preservando a geometria do modelo original, podem ser definidos no parâmetro *Target Number Of Faces*, selecionando as seguintes opções: *Preserve Boundary of the mesh*, *Preserve Normal*, *Preserve Topology*, *Optimal position of simplified vertices*, *Planar Simplification* e *Post-simplification cleaning* (figura A.26).

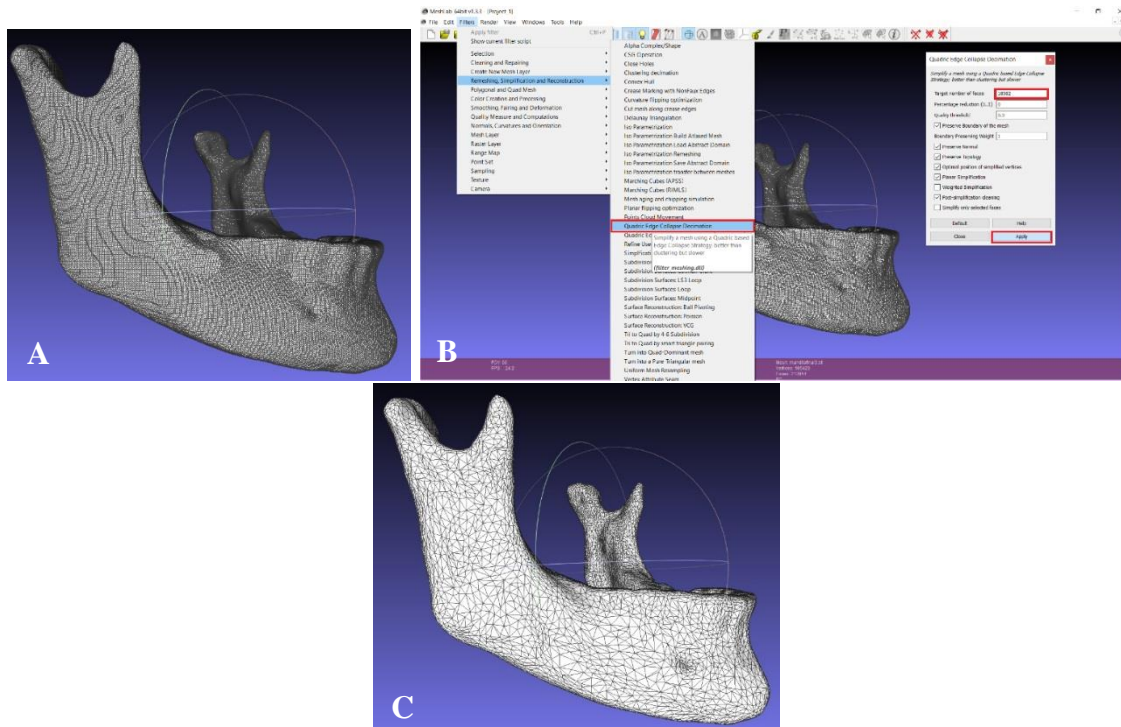


Figura A. 26 Processo de simplificação geométrica no *Meshlab*: (A) antes, (B) durante, (C) após a sua execução.

No final conseguiu-se uma redução desejada da densidade das malhas de todas as estruturas isoladas. Sendo referido o número de elementos triangulares que definem a superfícies de cada estrutura nas Tabelas A.5 e A.6.

Tabela A. 5 Número de elementos triangulares que constituem os diversos modelos dentários obtidos: dentes e ligamentos periodontais.

Dente (Ligamento Periodontal)	Arcada Inferior		Arcada Superior	
	Direito	Esquerdo	Direito	Esquerdo
Incisivo Central	3150 (174)	3148 (196)	3398 (156)	2962 (172)
Incisivo Lateral	3300 (218)	2752 (226)	1790 (184)	2246 (216)
Canino	2492 (204)	2532 (200)	2942 (204)	2276 (208)
1º Pré-Molar	3732 (220)	3540 (208)	4382 (176)	3536 (280)
2º Pré-Molar	3928 (230)	4288 (210)	3876 (180)	3852 (192)
1º Molar	6826 (370)	-	6858 (288)	6404 (334)
2º Molar	7784 (320)	8706 (362)	6090 (292)	4102 (358)
3º Molar	-	7898 (358)	5210 (112)	4772 (138)

Nota: os valores relativos aos ligamentos periodontais encontram-se entre parênteses.

Tabela A. 6 Número de elementos triangulares que constituem os diversos modelos relativos às estruturas ósseas: ossos corticais e trabeculares.

	Osso Trabecular	Osso Cortical
Mandíbula	8134	18582
Crânio e Maxila	10722	17494

Apêndice V

SolidWorks 2016

O *SolidWorks* começou por ser desenvolvido a partir de um projeto que tinha por objetivo criar um *software CAD 3D* que permitisse aos engenheiros um ambiente de trabalho fácil e intuitivo e que pudesse ser usado em computadores individuais de forma não muito dispendiosa. Assim, no final de 1993 um membro graduado do Instituto de Tecnologia de *Massachusetts* (MIT) fundou a *SolidWorks Corporation* e dois anos mais tarde o primeiro produto foi lançado comercialmente e intitulado de *SolidWorks 95*. Ao longo dos anos o *Solidworks* foi evoluindo, lançando versões anuais. Atualmente este *software* é desenvolvido pela *Dassault Systèmes S.A.* e conta já com a sua vigésima quinta versão, sendo este motor de modelação e simulação um dos mais usados a nível global.

Apesar da sua grande adesão, a compatibilidade deste *software* é um pouco restrita, sendo compatível apenas com o sistema operativo *Microsoft Windows* (*Win 7, Win 8.1 e Win 10* para as versões mais recentes).

Desde a projeção do modelo inicial até à sua validação, é muito variada a gama de ferramentas que podem ser usadas, de entre as quais interessa destacar as seguintes:

- Capacidade de importar e exportar ficheiros consoante mais de 30 formatos, sendo alguns dos quais compatíveis com os programas anteriormente usados (*stl, 3ds, obj*, entre outros);
- Fácil e intuitiva criação de modelos tridimensionais a partir de formas geométricas elementares, que começam com a definição de uma topologia em esboço 2D e posteriormente contruídas com ferramentas de trabalho 3D;
- Edição e definição de propriedades físicas e químicas dos elementos sólidos criados e/ou importados, bem como atribuição de texturas realísticas às suas superfícies e possibilidade de obter uma visualização renderizada do resultado;
- Montagem rápida e fácil das várias peças individuais criadas, com definição de contactos entre vértices, linhas ou superfícies ou de certos relacionamentos geométricos que permitem descrever a cinemática pretendida. Existe ainda a possibilidade de verificar automaticamente as interferências (análise de colisões, tolerâncias e alinhamentos) entre as peças montadas;
- Execução de uma análise estrutural, a qual consiste numa análise de elementos finitos em que cada elemento sólido é convertido em malhas de elementos triangulares (fragmentação). Após essa conversão são definidas as condições de fronteira, onde se especificam as fixações e restrições das peças e qual a deformação e/ou carregamento a que vão estar sujeitas, bem como os seus pontos de aplicação. Seguidamente o *software* irá processar automaticamente o modelo de elementos finitos e, quando concluído, fornecer ao usuário uma visualização mais clara da solução obtida, normalmente por computação gráfica.

Importação e verificação dos ficheiros

Após garantir que as superfícies de todos os modelos estavam livres de erros estruturais, os correspondentes ficheiros de formato *STL* foram finalmente importados para o *software CAD Solidworks*.

Até aqui todos os modelos eram definidos apenas pela malha superficial ou, por outras palavras, cascas ocas, que não definem realidade anatómica. No entanto tal dificuldade pode ser ultrapassada, uma vez que o *Solidworks* detém de uma opção de importação *STL* de modelos e sua conversão para formato sólido. Para tal, as superfícies destes últimos devem-se encontrar completamente fechadas e definidas por um número inferior a 20000 elementos triangulares.

Depois de iniciado o *Solidworks*, os passos para a importação dos ficheiros *STL* são os seguintes: *File* → *Open* → selecionar *STL* (.stl) → escolher *Solid bodies* em *options* → *OK* → *Open*, conforme mostrado na figura A.27.

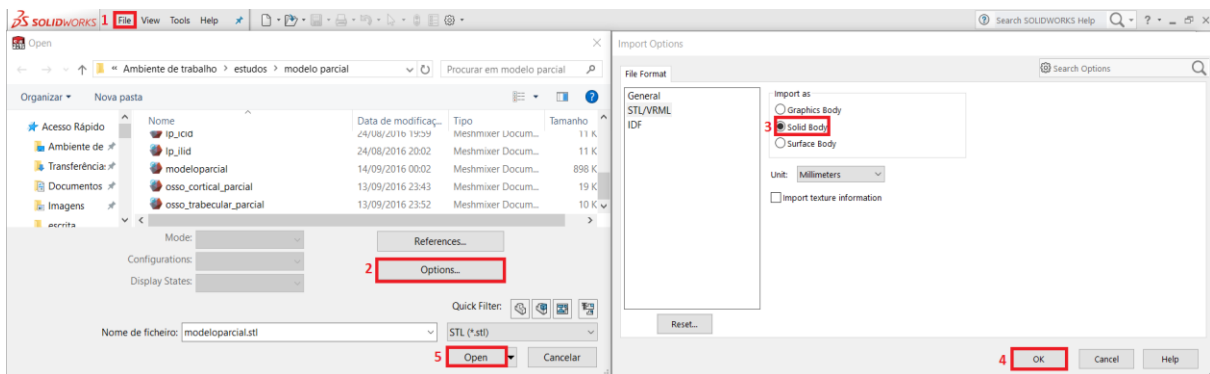


Figura A. 27 Importação dos modelos sólidos para o Solidworks.

De modo a verificar se o processo de importação se procedeu livre de erros foram usadas as ferramentas “*Import Diagnostics*” e “*Check*” disponíveis no painel de trabalho do *software*, figura A.28. A primeira permite aferir se todas as faces foram corretamente importadas de modo a não existirem aberturas na superfície do modelo, que impossibilitam a formação da superfície fechada característica do modelo sólido. Já a ferramenta “*Check*” permite identificar se toda a superfície do modelo está definida por faces planares e livres de anomalias geométricas (“*non-manifolds geometries*”).

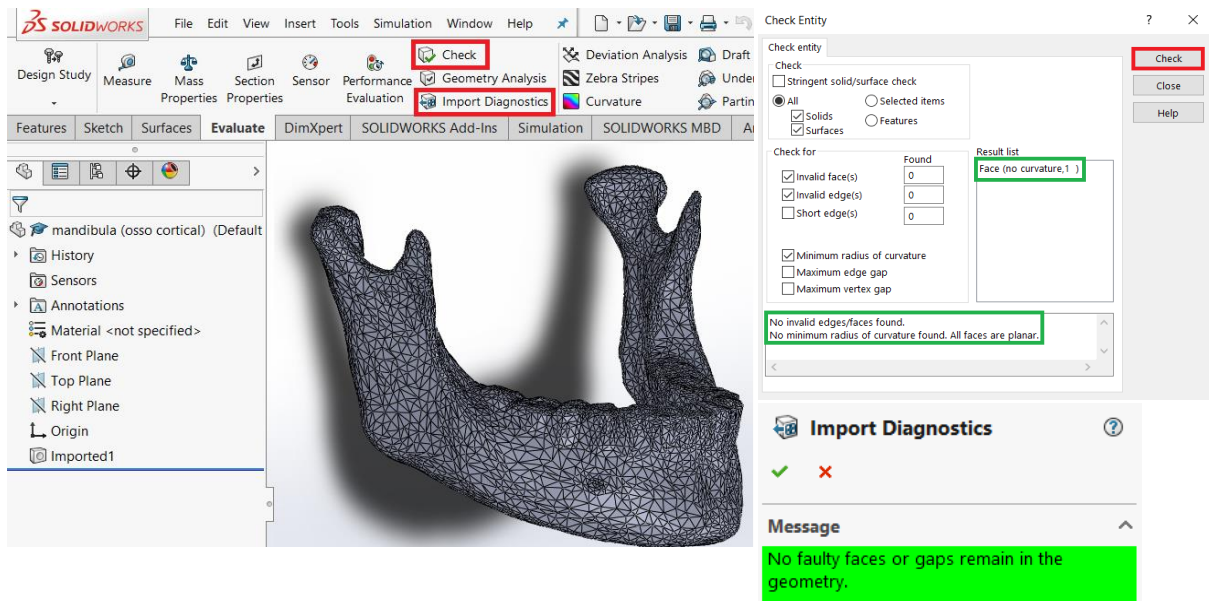


Figura A. 28 Verificação geométrica dos modelos importados.

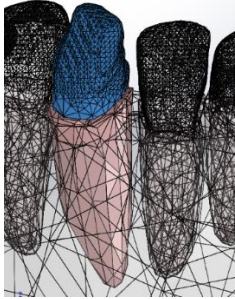
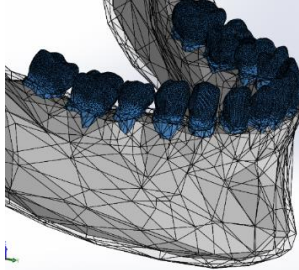
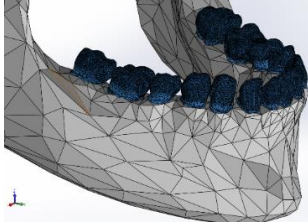
O próximo passo consiste em guardar o ficheiro “Part”, onde consta o modelo importado e livre de erros, no formato nativo do *SolidWorks* (*sldprt*).

Acoplamento e verificação de interferências

Se seguida, os vários ficheiros “Part” anteriormente guardados, compostos pelos vários modelos das estruturas anatómicas separadas, dentes, ligamentos periodontais, ossos corticais e trabeculares, foram acoplados num ficheiro em formato “Assembly”, para a construção dos conjuntos maxilar e mandibular. É neste ficheiro que os modelos individuais são posicionados segundo as relações da realidade anatómica presentes na tomografia original, através das potencialidades da ferramenta “Mate”.

Posicionados os modelos é necessário criar condições de “não-penetração” entre volumes sobrepostos. Para tal, recorreu-se à ferramenta de subtração booleana “Cavity” (*Edit Part > Insert > Feature > Cavity*) de forma a remover as regiões sobrepostas entre dois modelos, recriando duas superfícies em contacto entre estes. Os modelos sujeitos a esta operação e correspondentes modelos subtraídos estão referenciados Tabela A.7.

Tabela A. 7 Processos de subtração booleana, usando ferramenta *Cavity*, entre volumes sobrepostos.

Parte a editar	Parte a remover	Ilustração
Ligamento periodontal	Dente	
Osso alveolar	Dente + Ligamento periodontal	
Osso cortical	Dente + Ligamento periodontal + Osso trabecular	

Apêndice VI

Análises Cefalométricas Computorizadas bidimensionais e tridimensionais

O caso clínico tratado neste trabalho foi acompanhado por um inicial processo de análise cefalométrica computadorizada bidimensional, nomeadamente análises de *Slavicek* e de *Sato*. Nestas últimas procedeu-se à determinação de várias medidas angulares e lineares esqueléticas, dentais, oclusais, funcionais e estéticas referentes às estruturas craniofaciais da paciente. De entre as últimas foram identificados os valores que apresentam um desvio padrão considerável do valor normal, sendo estes associados a problemas ortodônticos a tratar.

Nas figuras A.29 e A.32 são mostrados os traçados cefalométricos bidimensionais obtidos computadorizadamente consoante as análises de *Slavicek* e de *Sato*, respetivamente. Por sua vez nas figuras A.30 e A.31 são referidos os valores obtidos na análise de *Slavicek* e na figura A.33 os obtidos na análise de *Sato*.

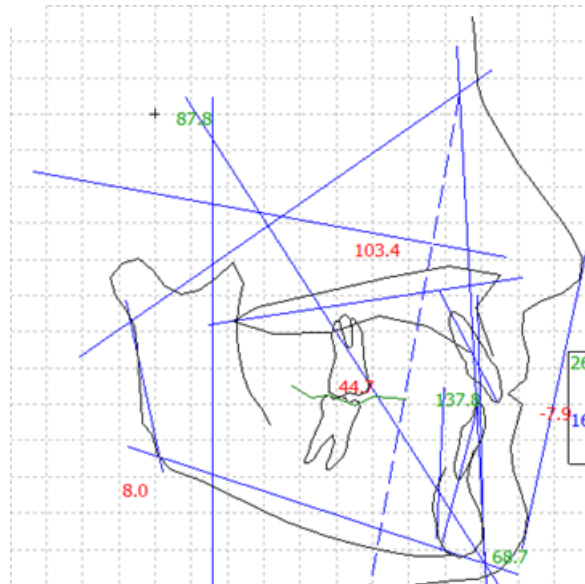


Figura A. 29 Traçado cefalométrico bidimensional obtido computadorizadamente e orientado para a análise de Slavicek.

Slavicek Interactive Verbal Analysis

The skeletal trend of the skull is strongly brachyfacial

The skeletal trend of the mandible is unknown

Skeletal class is severe II

The maxilla is positioned extremely prognathic

The mandible is positioned extremely prognathic

The lower facial height is unknown (no data)

Dental class asymmetrical

The protrusion of the upper incisor is normal

The inclination of the upper incisor is normal

The protrusion of the lower incisor is normal

The inclination of the lower incisor is diminished

The interincisal angle is normal

Occlusal concept: Tendency to group function

No functional statement available

Explanation

	Norm	Value	Trend
Determinants			
Facial Axis	90.0 °	87.8	
Facial Depth	89.0 °	103.3	4+***>
Facial Taper	68.0 °	68.6	
Mandibular Plane	24.0 °	7.9	4B***>
Related Values			
Bjoerk Sum	396.0 °	380.2	6-***>
Facial Length Ratio	63.5 %	74.6	5+***>
Y Axis to S N	67.0 °	57.7	3-***
Y Axis (Downs)	61.2 °	43.4	5-***>
S N to Gonion Gnathion Angle	32.6 °	20.2	3-***

Figura A. 30 Principais observações constatadas na análise de Slavicek, associados a resultados considerados quer normais (valores a cor verde) quer desfazados da norma (valores a cor vermelha).

Slavicek Analysis

Skeletal Measurement	Norm	Value	Trend
Facial Axis	90.0 °	87.8	
Facial Depth	89.0 °	103.3	4+***>
Mandibular Plane	24.0 °	7.9	4B***>
Facial Taper	68.0 °	68.6	
Mandibular Arc	29.0 °		
Maxillary Position	65.0 °	84.0	7+***>
Convexity	0.0 mm	1.9	
Lower Facial Height (by R.Slavicek)	43.6 °		
Lower Facial Height to Point D	50.3 °		
Dental Measurement	Norm	Value	Trend
Interincisal Angle	132.8 °	137.7	
Upper Incisor Protrusion	4.3 mm	4.7	
Upper Incisor Inclination	23.1 °	26.2	
Upper Incisor Vertical	mm	-0.2	
Lower Incisor Protrusion	1.2 mm	-0.5	
Lower Incisor Inclination	24.1 °	15.9	1-*
Upper Molar Position	18.0 mm	44.7	13+***>
Occlusal plane	Norm	Value	Trend
Occlusal Plane - Axis Orbital Plane (Slavicek)	°		
Idealized Occlusal Plane - Axis Orbital Plane	°		
Distance Occlusal plane - Axis (DPO)	40.9 mm		
Radius of Curve of Spee	mm		
Lip Embrasure	0.0 mm	-2.3	
Occlusal Plane Xi Distance	-1.4 mm		
Functional Measurement	Norm	Value	Trend
Horizontal Condylar Inclination right	°		
Horizontal Condylar Inclination left	°		
Horizontal Condylar Inclination	°		
Relative Condylar Inclination	°		
Relative Condylar Inclination 6	°		
Relative Condylar Inclination 7	°		
Relative Condylar Inclination 8	°		
Anterior Guidance (S-AOP)	°		
Relative Anterior Guidance	°		
Esthetic Measurement (Lip Relation)	Norm	Value	Trend
Esthetic Plane	-2.3 mm	-7.9	2-**

Figura A. 31 Resultados da análise do traçado cefalométrico bidimensional segundo a prespetiva de Slavicek.

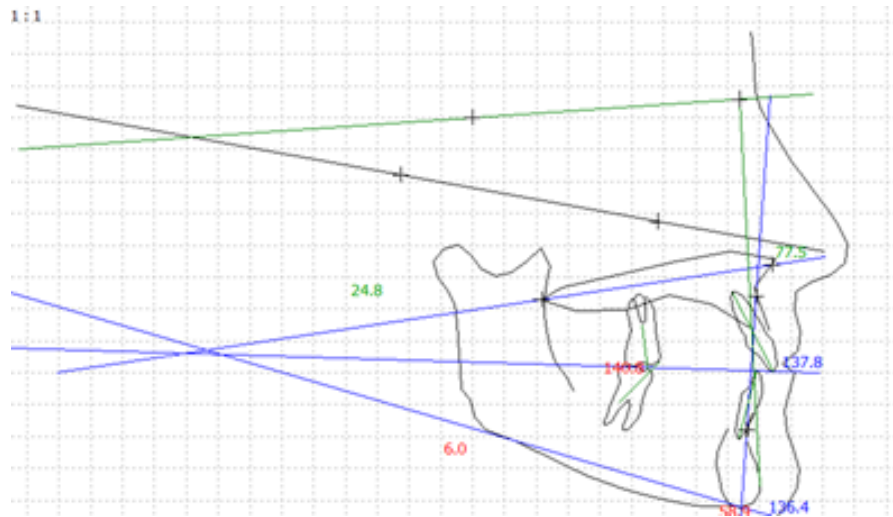


Figura A. 32 Traçado cefalométrico bidimensional obtido computadorizadamente e orientado para a análise de Sadao Sato.

Sato Analysis

	Norm	Value	Trend
Denture frame analysis			
FH - MP	25.9 °	6.0	4-***>
PP - MP	24.6 °	24.8	
OP - MP	13.2 °	14.5	
OP - MP / PP - MP	54.0 %	58.5	
AB - MP	71.3 °	77.6	1+*
A'-P'	50.0 mm		
A'-6'	23.0 mm	32.9	3+****
A'-6' / A'-P'	50.0 %		
U1 - AB (degree)	31.7 °	31.4	
U1 - AB (mm)	9.5 mm	6.9	1-*
L1 - AB (degree)	25.4 °	10.7	3-***
L1 - AB (mm)	6.2 mm	1.6	3-***
Inter molar angle	174.0 °	140.7	8+***>
FH - PP	1.3 °	-18.7	20-***>
Kim analysis			
ODI	72.0 °	58.8	2+**
APDI	81.0 °	77.5	
Combination factor	153.0 °	136.3	1+*
Downs-Graber analysis			
Facial angle	84.9 °	103.3	5D***>
Convexity	-7.6 °	-3.6	
AB - Facial plane angle	-4.8 °	-7.0	
FH - MP	25.9 °	6.0	4-***>
Y Axis	65.4 °	43.1	3+****
FH - OP	11.4 °	171.4	44+***>
Interincisal angle	124.1 °	137.7	1D*
L1 - OP	66.2 °	78.2	2D**
L1 - MP	96.3 °	88.4	1+*
U1 - A.POG	8.9 mm	4.7	2-**
FH - SN	6.2 °	14.2	2D**
SNA Angle	83.3 °	90.9	2D**
SNB Angle	78.9 °	87.3	2D**
ANB Angle	3.4 °	3.5	
U1 - Facial Plane (mm)	11.7 mm	5.9	2-**
U1 - FH (deg)	111.1 °	127.7	3+****
U1 - SN (deg)	104.5 °	113.5	1+*
Gonial angle	122.2 °	114.4	1-*
Ramus Inclination	2.9 °	18.3	3+****

Figura A. 33 Resultados da análise do traçado cefalométrico bidimensional segundo a prespetiva de Sadao Sato.

Também a execução de uma cefalometria tridimensional computadorizada permitiu efetuar uma análise mais aprofundada das características craniofaciais e dentárias da paciente, através de medidas angulares e lineares. Os resultados obtidos nas referidas análises foram comparados com valores “normais”, sendo identificados os valores que se afastavam da “normalidade”, os quais são associados a anomalias estruturais, dentárias e oclusais. Os referidos valores obtidos na análise cefalométrica *COMPASS* efetuada são apresentados nas seguintes figuras A.34 e A.35.

NOME: Claudia Cristina Lopes Garcia
IDADE: 09/06/1975
INDICAÇÃO: Clínica Médica e Dentária
Vanda Gandum



AVALIAÇÃO DE SIMETRIA DENTÁRIA	Valor	Comentários
1, 13 – PL, CAMPER	28,73 mm	
2, 23 – PL, CAMPER	31,09 mm	
3, 16 – PL, CAMPER	32,30 mm	
4, 26 – PL, CAMPER	33,23 mm	
5, 13 – PL, CORONAL	86,97 mm	
6, 23 – PL, CORONAL	86,52 mm	
7, 16 – PL, CORONAL	65,61 mm	
8, 26 – PL, CORONAL	66,30 mm	
9, 33 – PL, CORONAL	83,71 mm	
10, 43 – PL, CORONAL	82,42 mm	
11, 36 – PL, CORONAL		
12, 46 – PL, CORONAL	60,55 mm	
13, 13 – PL, SAGITAL MEDIANO	15,46 mm	
14, 23 – PL, SAGITAL MEDIANO	15,94 mm	
15, 16 – PL, SAGITAL MEDIANO	20,80 mm	
16, 26 – PL, SAGITAL MEDIANO	22,16 mm	
17, 33 – PL, SAGITAL MEDIANO	13,91 mm	
18, 43 – PL, SAGITAL MEDIANO	14,02 mm	
19, 36 – PL, SAGITAL MEDIANO		
20, 46 – PL, SAGITAL MEDIANO	24,43 mm	
AV. SIMETRIA MANDIBULAR e MAXILAR	Valor	Comentários
21, CAPITULARE D PSM	45,55 mm	
22, CAPITULARE E PSM	45,42 mm	
23, CAPITULARE D PI, Coronal	11,45 mm	
24, CAPITULARE E PI, Coronal	11,46 mm	
25, GoD PSM	44,11 mm	
26, GoE PSM	42,38 mm	
27, GoD PI, Coronal	20,35 mm	
28, GoE PI, Coronal	18,92 mm	
29, GoD PI, Camper	53,96 mm	
30, GoE PI, Camper	54,41 mm	
31, Go D Me	82,54 mm	
32, Go E Me	82,66 mm	
33, CondD GoD	54,87 mm	
34, CondE GoE	54,31 mm	
35, JD PSM	31,16 mm	
36, JE PSM	31,73 mm	
37, JD PI, Coronal	59,72 mm	
38, JE PI, Coronal	60,15 mm	
39, JD PI, Camper	10,42 mm	
40, JE PI, Camper	10,68 mm	
AVALIAÇÃO DE LINHAS MÉDIAS	Valor	Comentários
42, LMDS	0,26 mm	
43, LMDI	0,59 mm	
44, Me PSM	0,37 mm	
45, ENA PSM	1,45 mm	

Figura A. 34 Resultados da análise cefalométrica computadorizada e tridimensional (*COMPASS*), referentes a avaliações de simetrias dentárias, mandibulares e maxilares e colinearidade de linhas médias.

FATORES DE RELACI. DENTÁRIOS	Valor	Norma	DP	VARIAÇÃO
47, I/,I D	133,26 °	130°	+/- 10°	
48, I/,I E	135,47 °	130°	+/- 10°	
49, I/,NA D	21,64 °	22°	+/- 6°	
50, I/,NA E	20,79 °	22°	+/- 6°	
51, I/,APog D	24,71 °	28°	+/- 4°	
52, I/,APog E	23,85 °	28°	+/- 4°	
53, /1,NB D	21,49 °	25°	+/- 6°	
54, /1,NB E	20,08 °	25°	+/- 6°	
55, /1 APog D	22,03 °	22°	+/- 4°	
56, /1 APog E	20,69 °	22°	+/- 4°	
57 /1-PI, Ocl D		1 mm	+/- 2 mm	
59 /1-PI, Ocl E		1 mm	+/- 2 mm	
60, /1-APog D	0,70 mm	1 mm	+/- 2 mm	
61, /1-APog E	0,73 mm	1 mm	+/- 2 mm	
62, 16-PTV	27,41 mm	IDADE + 3,0 mm	+/- 3 mm	até 18 anos
63, 26-PTV	28,03 mm	IDADE + 3,0 mm	+/- 3 mm	até 18 anos
64, FMIA D	70,09 °	68 o	--	
65, FMIA E	71,40 °	68 o	--	
66, FMA	23,34 °	25°	+/- 4°	
67, IMPA D	86,24 °	87°	-	
68, IMPA E	85,49 °	87°	-	
FATORES ESQUELÉTICOS	Valor	Norma	DP	VARIAÇÃO
70, SNA	79,52 °	82°	+/-2°	
71, SNB	75,77 °	80°	+/-2°	
72, ANB	3,95 °	2°	+/-2°	
73, S-N, Ocl		14°	+/-2°	
74, A-Npog	2,48 mm	2,0 mm até 8,5 anos	+/- 2 mm	-0,2mm/ano
75, (Na - A) , (Po-Or)	94,85 °	90°	+/- 3°	
76, Xi-Pm D	80,70 mm	66 mm aos 8,5 anos	+/- 2,7 mm	+1,6mm/ano
77, Xi-Pm E	81,70 mm	66 mm aos 8,5 anos	+/- 2,7 mm	+1,6mm/ano
78, (ENA-Xi),(Xi-Pm) D	40,12 °	47°	+/- 4°	
79, (ENA-Xi),(Xi-Pm) E	39,76 °	47°	+/- 4°	
80, (Pt-Gn),(Ba-Na)	90,12 °	90°	+/- 3°	
81, (Na-Pog),(Po-Or)	86,73 °	87° aos 8 anos.	+/- 3°	+ 1° / 3anos
82, (Me-Goinf),(Po-Or) D	30,04 °	26° aos 9 anos	+/- 4,5 ^O	- 0,3° /ano
83, (Me-Goinf),(Po-Or) E	30,02 °	26° aos 9 anos	+/- 4,5 ^O	- 0,3° /ano
84, (Me-Goinf),(Po-Or) MEDIA	23,34 °	26° aos 9 anos	+/- 4,5 ^O	- 0,3° /ano
85, (Pm-Xi),(Xi-DC) D	25,36 °	26° aos 8 anos	+/- 4,5 ^O	+ 0,5° /ano
86, (Pm-Xi),(Xi-DC) E	27,96 °	26° aos 8 anos	+/- 4,5 ^O	+ 0,5° /ano
87, INCISAL /1-NB	3,33 mm			
88, Pog-NB	4,55 mm			
89, /1-Me	40,10 mm	Homens: 44mm	- Mulheres: 40mm	
AVALIAÇÃO TECIDOS MOLES	Valor	Norma	DP	VARIAÇÃO
92, Columela - Sn - Als	112,73 °	102°	+/- 8°	
AVALIAÇÃO VIAS AÉREAS	Valor	Norma	DP	VARIAÇÃO
93, Ba - ENP	40,13 mm	43,2 mm	4,0 mm	
94, EAPS	11,16 mm	9,9 mm	3,0 mm	
95, MPPHW-MAPHW	11,09 mm	19,3 mm	4,0 mm	
96, EAP	9,57 mm	9,9 mm	2,0 mm	
97, ENP - P	33,80 mm	33,3 mm	3,0 mm	
98, H - PM	16,05 mm	13,5 mm	3,0 mm	
99, H - C3	32,20 mm	36mm	5,0 mm	
100, H - RGN	39,90 mm	36,9 mm	8,0 mm	

Figura A. 35 Resultados da análise cefalométrica computadorizada e tridimensional (COMPASS), referentes a avaliações de relacionamentos dentários, bem como a factores referentes às estruturas esqueléticas, tecidos moles e vias aéreas.

Apêndice VII

Método de determinação das cargas exigidas à correção ortodôntica

As deslocações e rotações efetuadas em cada dente podem ser totalmente definidas através da imposição das variações de posição em pelo menos 3 pontos (não colineares) da superfície dentária.

Assim, a introdução, em *software* de análise MEF (*Solidworks*), das condições do deslocamento dentário estipulado, foi executada pela definição de translações aplicadas sob três pontos de cada dente. Nas tabelas A.8 e A.9 estão representados os deslocamentos (segundo as três direções principais, ilustradas para as estruturas mandibulares e maxilares na figura A.42) que cada um dos referidos pontos dentários superficiais tem de efetuar de modo a respeitarem as translações e rotações axiais. Nas imagens A.37, A.38, A.39, A.40 e A.41 são mostrados, para os vários dentes de ambas as arcadas, os diversos pontos de imposição dos deslocamentos (representados a amarelo) e os pontos de aplicação da carga ortodôntica (indicados a vermelho). Este último ponto de aplicação da carga ortodôntica é um ponto na região intermédia da face vestibular da coroa dentária de cada dente no qual é aplicada a carga necessária ao deslocamento desejado.

Na figura A.36 é mostrada a ferramenta usada na introdução das translações “pontuais” (segundo as componentes espaciais x;y;z) na superfície dentária. Esta última corresponde modo “*Use Reference Geometry*” das condições de “*Fixture*” procedente do estudo estático no *Solidworks Simulation*.

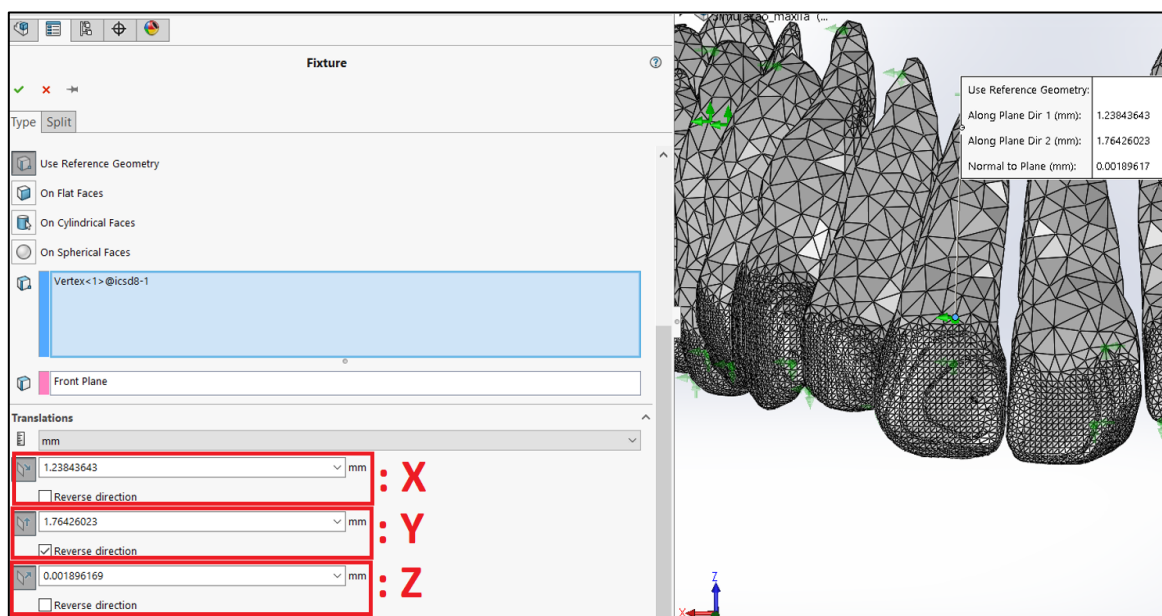


Figura A. 36 Definição das translações, segundo as três direções principais, a efetuar em pontos superficiais dos dentes.

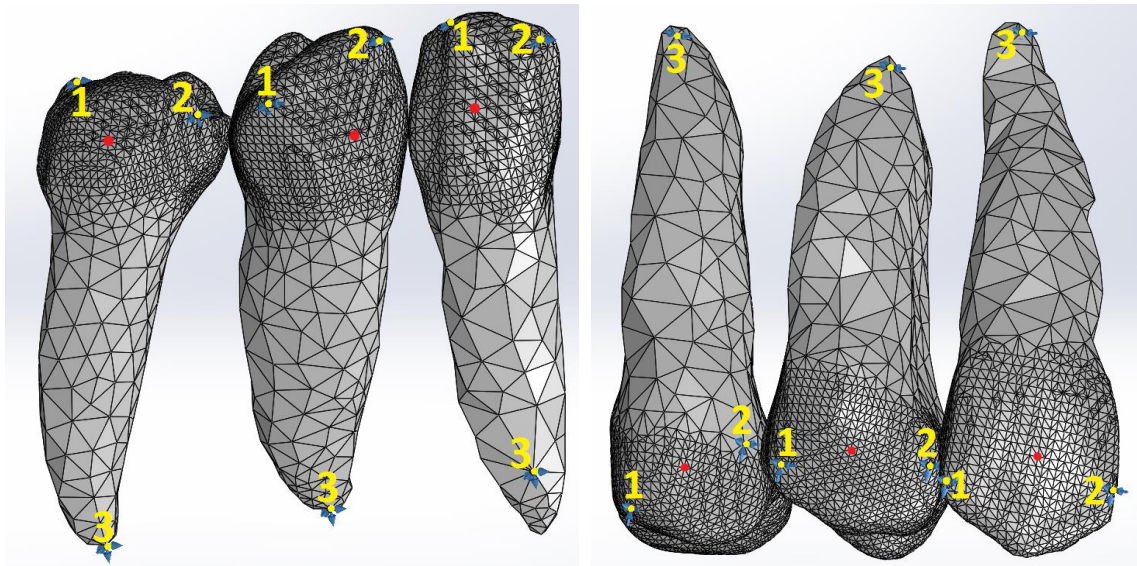


Figura A. 37 Localização dos pontos usados para prescrever as translações dentárias (representados a amarelo) e dos usados para a aplicação pontual da carga ortodôntica na coroa dentária (representados a vermelho). Observando a figura, da esquerda para a direita, é possível identificar os seguintes dentes: ilid, icid, icie, ilie, ilsd, icsd, icse e ilse

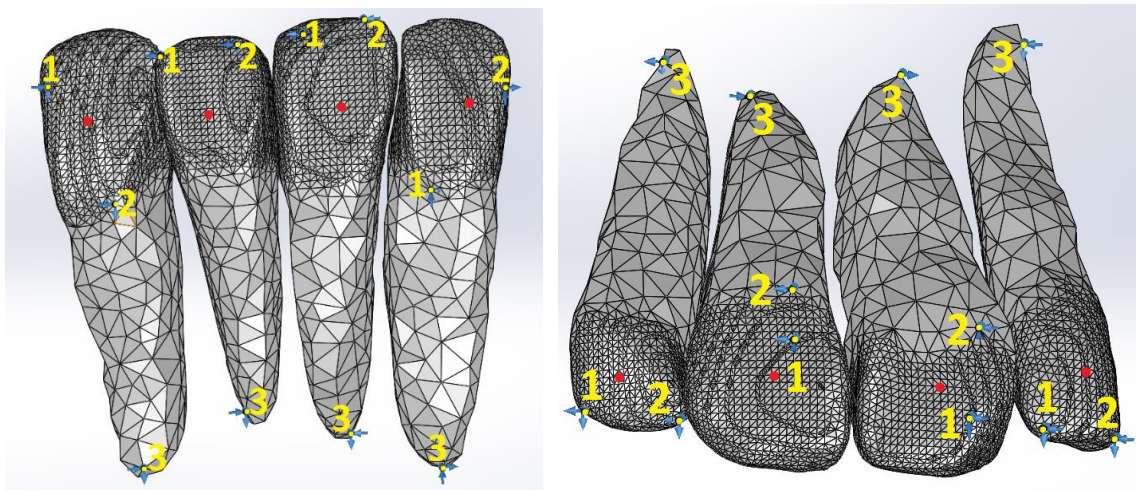


Figura A. 38 Localização dos pontos usados para prescrever as translações dentárias (representados a amarelo) e dos usados para a aplicação pontual da carga ortodôntica na coroa dentária (representados a vermelho). Observando a figura, da esquerda para a direita, é possível identificar os seguintes dentes: 2pmid, 1pmid, cid, 2pmsd, 1pmsd e csd.

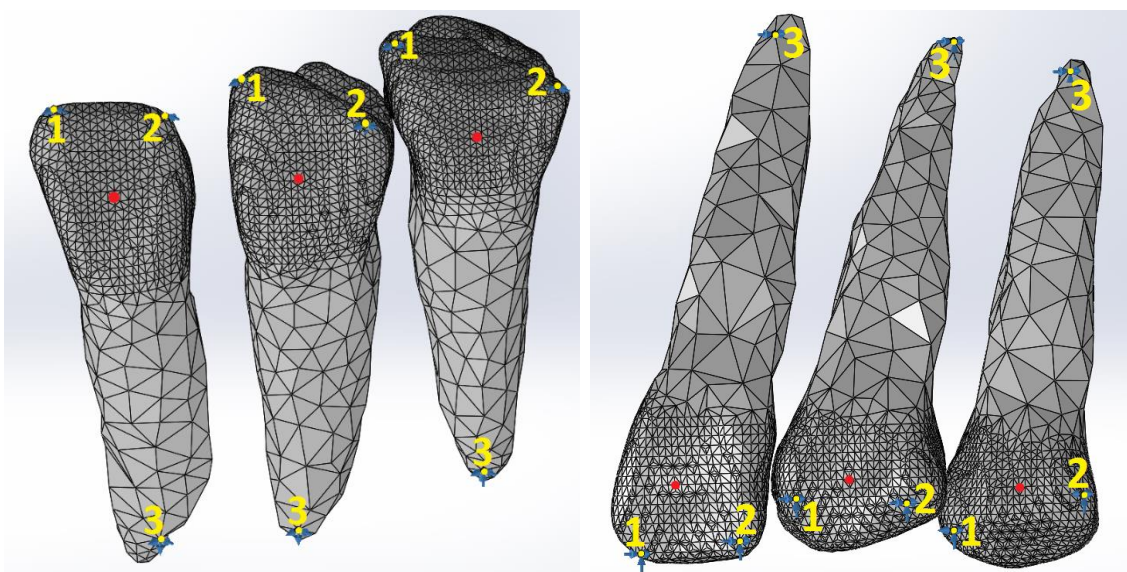


Figura A. 39 Localização dos pontos usados para prescrever as translações dentárias (representados a amarelo) e dos usados para a aplicação pontual da carga ortodôntica na coroa dentária (representados a vermelho). Observando a figura, da esquerda para a direita, é possível identificar os seguintes dentes: cie, 1pmie, 2pmie, cse, 1pmse e 2pmse.

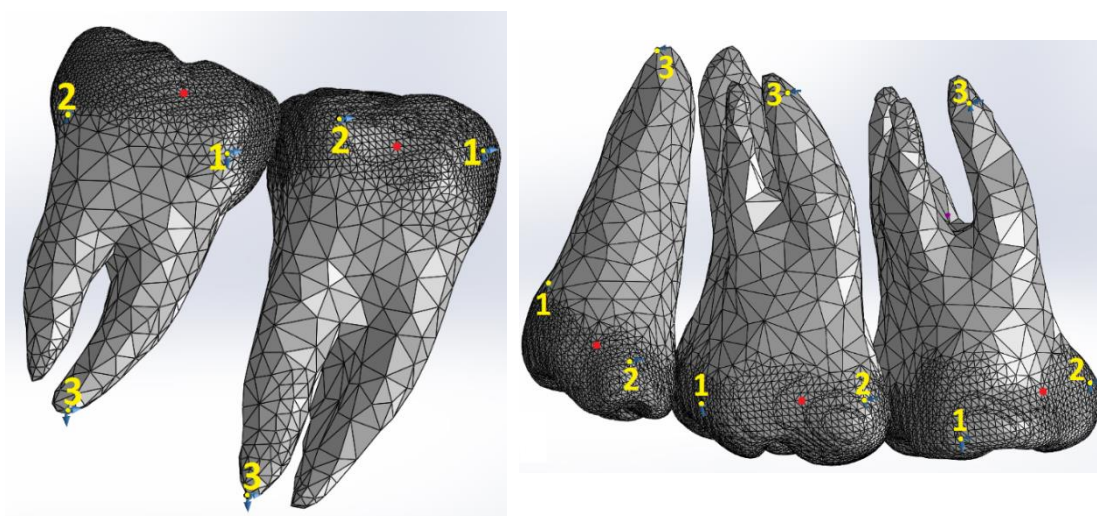


Figura A. 40 Localização dos pontos usados para prescrever as translações dentárias (representados a amarelo) e dos usados para a aplicação pontual da carga ortodôntica na coroa dentária (representados a vermelho). Observando a figura, da esquerda para a direita, é possível identificar os seguintes dentes: 2mid, 1mid, 3msd, 2msd e 1msd.

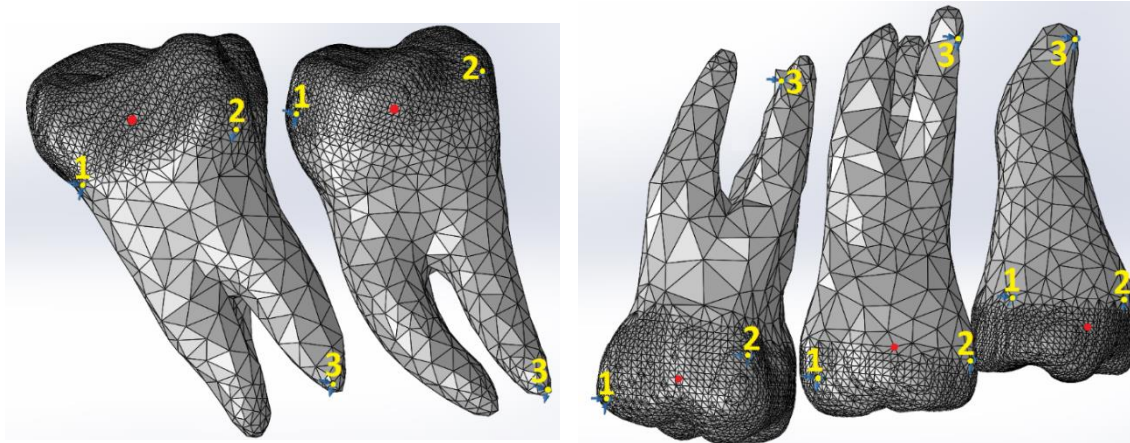


Figura A. 41 Localização dos pontos usados para prescrever as translações dentárias (representados a amarelo) e dos usados para a aplicação pontual da carga ortodôntica na coroa dentária (representados a vermelho). Observando a figura, da esquerda para a direita, é possível identificar os seguintes dentes: 2mie, 3mie, 1mse, 2mse e 3mse.

Tabela A. 8 Valores usados na prescrição das translações, de acordo com as três direções principais, nos três pontos superficiais de cada estrutura dentária da arcada inferior.

		ponto 1	ponto 2	ponto 3
icid	Dx	-0,13129	-0,08358	-0,04238
	Dy	-1,19765	-0,88994	-0,69227
	Dz	0,01682	-0,09201	-0,16001
icie	Dx	0,03411	0,03411	0,03411
	Dy	-0,18153	-0,17563	-0,41416
	Dz	-0,47518	-0,48029	-0,38806
ilid	Dx	-0,19292	-0,29492	-0,61667
	Dy	-0,38108	-0,80424	-1,75334
	Dz	-0,60987	-0,67338	-0,28482
ilie	Dx	-0,00252	-0,00253	-0,00252
	Dy	0	0	0
	Dz	0,25079	0,25079	0,25079
cid	Dx	-0,15028	-1,69438	-0,36132
	Dy	0,81397	0,0886	0,90592
	Dz	-0,7707	-0,69138	-0,7584
cie	Dx	0,14127	0,14127	0,14127
	Dy	0,6187	0,6187	0,6187
	Dz	-0,1414	-0,14141	-0,1414
1pmid	Dx	-1,03334	0,71405	-1,58706
	Dy	-0,71122	0,67332	3,06778
	Dz	-1,29573	-0,79867	-1,14771
1pmie	Dx	0,93963	0,93963	0,93962
	Dy	2,07057	2,07057	2,07058
	Dz	-0,2	-0,2	-0,2
2pmid	Dx	-0,48829	-0,30568	-1,67225
	Dy	0,90677	0,94809	3,8565
	Dz	-0,33316	0,53329	-0,22766
2pmie	Dx	1,00581	1,14294	0,98854
	Dy	2,17676	1,86728	1,7106
	Dz	0,02252	0,09265	0,03367
1mid	Dx	-1,12741	-1,30084	-1,61568
	Dy	1,04152	0,82207	4,72818
	Dz	0,60841	-1,0218	-1,60662
1mie	Dx	-0,45255	-0,57938	1,2603
	Dy	-6,12155	-7,24617	-1,56211
	Dz	2,0313	-1,5541	-3,38635
2mid	Dx	0,00428	-0,18201	-0,81829
	Dy	1,89868	1,78928	4,99733
	Dz	-1,21228	-2,82534	-2,72246
2mie	Dx	-1,44811	-1,43252	-1,76161
	Dy	-6,0251	-6,54774	-3,29907
	Dz	0,5661	-1,45087	-2,13974

Tabela A. 9 Valores usados na prescrição das translações, de acordo com as três direções principais, nos três pontos superficiais de cada estrutura dentária da arcada superior.

		ponto 1	ponto 2	ponto 3
icsd	Dx	1,24517	1,23844	-1,52734
	Dy	-1,75875	-1,76426	-1,26573
	Dz	0,00371	0,0019	-0,01947
icse	Dx	0,99679	1,00663	-0,12261
	Dy	-0,74413	-0,75784	-1,40307
	Dz	0,29547	0,295	-0,00138
ilsd	Dx	0,68708	1,54112	1,44384
	Dy	-2,82581	-1,5214	-2,20308
	Dz	-1,98147	-1,27058	-1,57844
ilse	Dx	0,67776	0,62721	1,6985
	Dy	-1,08538	-0,94843	0,23632
	Dz	-1,06714	-0,70828	-0,32932
csd	Dx	1,38267	1,4151	1,02855
	Dy	-3,40174	-3,34523	-2,77468
	Dz	-1,28372	-1,50019	-1,25943
cse	Dx	-0,1067	0,38841	0,66578
	Dy	-0,13493	-0,71408	-0,49288
	Dz	0,59862	0,41743	0,40643
1pmsd	Dx	2,60556	3,08978	-1,32669
	Dy	-3,17551	-2,83305	-2,33669
	Dz	0,04349	-0,59952	-1,44217
1pmse	Dx	-0,75276	0,01937	1,06148
	Dy	-0,47688	-1,06412	-0,04384
	Dz	0,08	0,08	0,08
2pmsd	Dx	3,03239	3,96094	-0,90343
	Dy	-4,16815	-3,70229	-3,24777
	Dz	0,64055	0,49912	0,07887
2pmse	Dx	-2,25516	-1,91348	1,23221
	Dy	0,13169	0,05357	-0,27747
	Dz	0,93945	1,58951	0,57846
1msd	Dx	0	0	0
	Dy	-4,03083	-4,03083	-4,03083
	Dz	0,39	0,39	0,39
1mse	Dx	0	0	0
	Dy	-1,0208	-1,0208	-1,0208
	Dz	1,14159	1,14159	1,14159
2msd	Dx	0	0	0
	Dy	-3,09959	-3,0996	-3,0996
	Dz	0,07	0,07	0,07
2mse	Dx	0	0	0
	Dy	-0,49512	-0,49512	-0,49512
	Dz	-0,72195	-0,72195	-0,72195
3msd	Dx	0	0	0
	Dy	-2,96975	-2,96975	-2,96975
	Dz	0	0	0
3mse	Dx	0	0	0
	Dy	-0,45513	-0,45512	-0,45512
	Dz	-2,19177	-2,19177	-2,19177

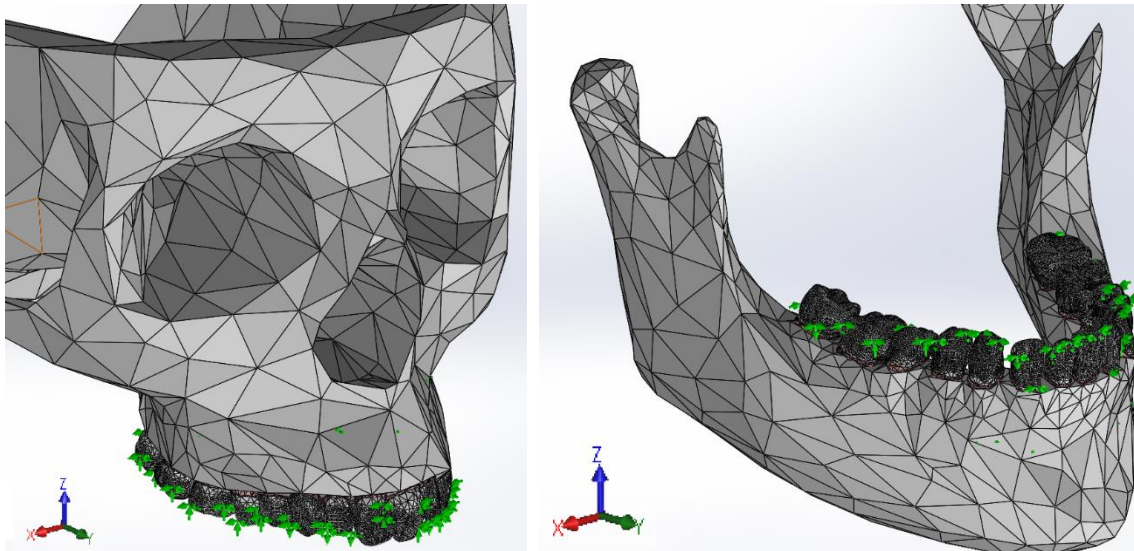


Figura A. 42 Representação das translações prescritas aos pontos das superfícies dentárias (setas de cor verde).

Depois de corrida a simulação (“*Run This Study*” no *Solidworks Simulation*) e convergidos os resultados relativos aos deslocamentos prescritos, foram registadas as componentes das forças resultantes (F_x ; F_y ; F_z) em cada ponto de imposição do deslocamento, cujos valores são mostrados nas tabelas A.10 e A.11. Esta consulta pode ser efetuada através da ferramenta “*Result Force*” (encontrada em “*Result Advisor*” > “*List Result Force*”) e recorrendo às opções “*Reaction force*” ou “*Free body force*”, como mostrado na seguinte figura A.43.

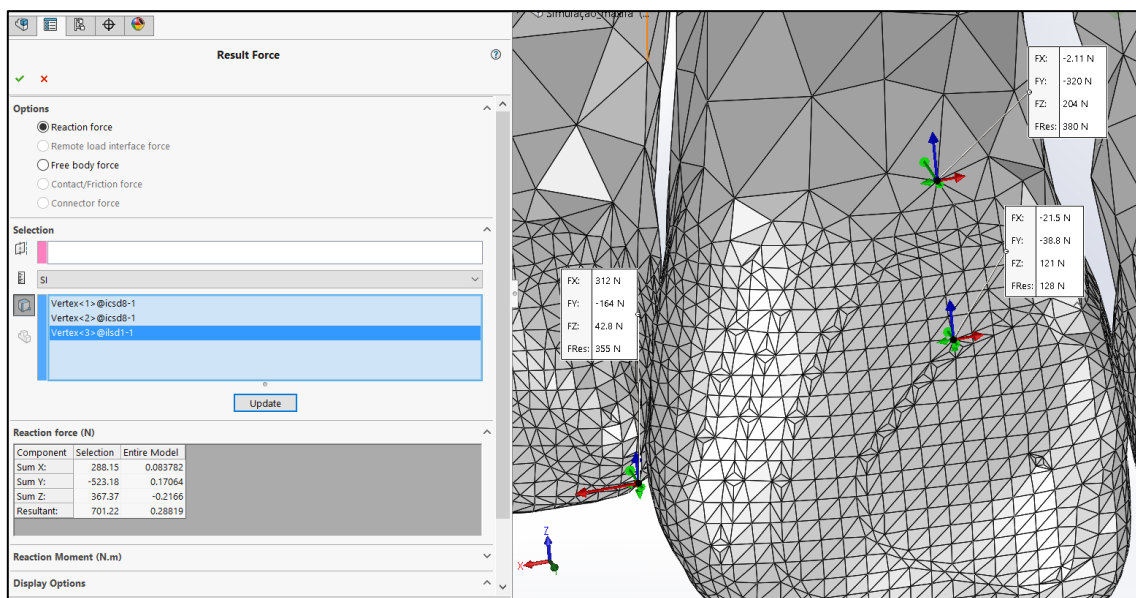


Figura A. 43 Consulta dos valores das forças resultantes, consoante as suas componentes nas três direções principais, necessárias à imposição do deslocamento prescrito aos pontos dentários.

Tabela A. 10 Valores das forças resultantes, de acordo com as três direções principais, nos três pontos superficiais de cada estrutura dentária da arcada inferior.

ICID		Fx	Fy	Fz	Dx	Dy	Dz	
	ponto 1		-20,6	-16,5	-38,7	2,15	-0,63	3,09
	ponto 2		12,5	-5,46	-2,53	-1,59	-0,13	3,39
	ponto 3		7,18	9,52	42	-1,11	-7,42	-13,66
ICIE		Fx	Fy	Fz	Dx	Dy	Dz	
	ponto 1		0,77	4,38	11,3	1,734561	-0,91596	3,756995
	ponto 2		-0,288	2,85	6,2	-1,25335	-0,48073	4,277248
	ponto 3		-0,0432	-10,6	-21	0,399242	-9,04159	-14,8594
ILID		Fx	Fy	Fz	Dx	Dy	Dz	
	ponto 1		5,44	4,22	31,3	1,8639	-1,47074	1,894022
	ponto 2		-2,14	-5,85	7,33	-1,11627	-0,01039	-4,08937
	ponto 3		-10,1	-18,3	-39,2	-1,85969	-5,12788	-16,41
ILIE		Fx	Fy	Fz	Dx	Dy	Dz	
	ponto 1		-0,0472	-0,239	1,12	2,026526	-0,35893	-4,10991
	ponto 2		-0,0131	0,0838	0,376	-1,75942	-1,19791	0,74757
	ponto 3		0,134	-0,366	1,47	2,180089	-6,83306	-16,8705
CID		Fx	Fy	Fz	Dx	Dy	Dz	
	ponto 1		-95,5	492,8	46,6	-1,76721	-1,4646	3,060505
	ponto 2		99,2	-548	-154	-2,57415	2,051048	2,029663
	ponto 3		-5,82	67,48	99,8	-2,95567	-2,08551	-16,6894
CIE		Fx	Fy	Fz	Dx	Dy	Dz	
	ponto 1		0,707	2,06	2,88	2,904773	0,274384	3,29248
	ponto 2		0,867	3,52	-2,62	-0,27545	-2,89217	2,754948
	ponto 3		1,27	8,12	-3,09	2,306195	-3,91393	-17,0807
1PMID		Fx	Fy	Fz	Dx	Dy	Dz	
	ponto 1		-488	167	-498	1,070318	-3,06538	1,773399
	ponto 2		354	-267	-174	-3,14951	0,000515	2,942032
	ponto 3		111	132	657	-2,93632	-5,91098	-17,166
1PMIE		Fx	Fy	Fz	Dx	Dy	Dz	
	ponto 1		1,38	17,8	10	3,451232	-0,54809	3,309372
	ponto 2		9,59	-2,75	-5,75	-1,53086	-2,46439	2,060368
	ponto 3		10,6	23,2	-6,17	2,200264	-1,23874	-16,4817
2PMID		Fx	Fy	Fz	Dx	Dy	Dz	
	ponto 1		64,6	88,2	-391	-3,64686	-3,07802	1,237762
	ponto 2		16,5	-182	-238	-3,01169	2,506863	0,030083
	ponto 3		-93,7	135	621	-0,85007	-3,94316	-17,6693
2PMIE		Fx	Fy	Fz	Dx	Dy	Dz	
	ponto 1		0,444	28	42,8	4,907076	-0,51862	2,605152
	ponto 2		28	6,17	-11,2	-1,24146	-3,49422	1,350235
	ponto 3		19,7	41,5	-29	2,320579	-1,74991	-15,955
1MID		Fx	Fy	Fz	Dx	Dy	Dz	
	ponto 1		74,2	-467	-304	-0,14703	-2,4968	1,407333
	ponto 2		-39,4	65	-432	-1,2377	4,067339	-0,58771
	ponto 3		-71,1	471	712	0,30423	-7,80735	-14,4951
1MIE		Fx	Fy	Fz	Dx	Dy	Dz	
	ponto 1		-620	-2,61E+03	290	0,883825	1,318548	-3,61661
	ponto 2		165	434	-2,03E+03	-0,77258	-4,67436	0,765879
	ponto 3		490	2,09E+03	1,73E+03	-2,21955	-11,7944	-9,5641
2MID		Fx	Fy	Fz	Dx	Dy	Dz	
	ponto 1		-114	-627	-369	0,865199	1,62138	-2,6258
	ponto 2		152	287	-313	-1,94275	-4,96217	-0,57379
	ponto 3		-48	401	641	0,822682	-6,36012	-13,1784
2MIE		Fx	Fy	Fz	Dx	Dy	Dz	
	ponto 1		-18,3	-545	-68,5	1,622882	4,099961	-1,42929
	ponto 2		-128	156	-306	2,861919	-3,96775	2,256181
	ponto 3		125	302	368	-2,14204	-9,82161	-10,8235

Tabela A. 11 Valores das forças resultantes, de acordo com as três direções principais, nos três pontos superficiais de cada estrutura dentária da arcada superior.

ICSD		Fx	Fy	Fz	Dx	Dy	Dz
	ponto 1	-20,5	-38,8	121	-1,11722	-0,086	1,766527
	ponto 2	-2,11	-320	204	-1,23914	-0,7864	4,363439
	ponto 3	20,8	339	-332	-2,09479	-12,9529	16,09523
ICSE		Fx	Fy	Fz	Dx	Dy	Dz
	ponto 1	-61,4	-14,9	-0,621	-1,41462	-0,20298	-1,47142
	ponto 2	79	-27,4	50,3	-2,12781	-0,8604	3,079555
	ponto 3	-30,7	13,8	-57,2	-0,36458	-8,92031	16,91023
ILSD		Fx	Fy	Fz	Dx	Dy	Dz
	ponto 1	-311	128	-18,9	1,400491	-1,76835	-1,68477
	ponto 2	312	-164	42,8	-2,84848	0,28132	-2,40631
	ponto 3	26,2	-22,3	-52,1	-4,20865	-7,69925	16,61842
ILSE		Fx	Fy	Fz	Dx	Dy	Dz
	ponto 1	-15,8	-32,8	42,2	2,208692	0,438212	-3,0531
	ponto 2	25,1	-10,9	33,8	-1,69284	-1,40375	-3,1089
	ponto 3	21,5	39,1	-81,6	0,240734	-11,0221	17,94008
CSD		Fx	Fy	Fz	Dx	Dy	Dz
	ponto 1	19,1	-8,09	-10,4	1,429008	-3,16335	-1,59176
	ponto 2	-4,68	-35,2	13,5	-2,437	2,15964	-0,66326
	ponto 3	15,2	-26,4	-27,5	-5,40712	-8,19687	18,00436
CSE		Fx	Fy	Fz	Dx	Dy	Dz
	ponto 1	-64,6	-50,4	19,1	2,412959	0,452876	-3,01432
	ponto 2	71,3	40,8	-0,831	-1,39653	-2,4124	-2,57278
	ponto 3	8,28	2,39	-13,4	3,682494	-7,95592	19,73131
1PMSD		Fx	Fy	Fz	Dx	Dy	Dz
	ponto 1	-116	-34,9	523	0,366801	-2,9156	-0,94856
	ponto 2	-55,6	-245	495	-2,60517	2,097115	0,078084
	ponto 3	177	210	-1,05E+03	-4,0963	-4,30441	16,2638
1PMSE		Fx	Fy	Fz	Dx	Dy	Dz
	ponto 1	-82,8	-111	37,2	2,143804	1,520574	-0,78491
	ponto 2	95,3	85,1	12,9	-1,264	-2,1589	-1,09775
	ponto 3	7,13	21,8	-54	3,464938	-8,03138	19,17546
2PMSD		Fx	Fy	Fz	Dx	Dy	Dz
	ponto 1	-128	275	193	-0,0932	-2,20444	-1,81072
	ponto 2	178	-861	1150	-1,93651	1,309387	1,547585
	ponto 3	-42,2	533	-1350	-1,47212	-5,24906	17,68681
2PMSE		Fx	Fy	Fz	Dx	Dy	Dz
	ponto 1	-19,2	-85,5	223	3,612415	1,315693	-1,83859
	ponto 2	49,5	-7,97	209	-0,85191	-2,8045	-0,40674
	ponto 3	-42,8	96,3	-423	3,153263	-5,10532	18,26131
1MSD		Fx	Fy	Fz	Dx	Dy	Dz
	ponto 1	33,4	-0,771	-24,2	1,53693	-4,03177	-1,36266
	ponto 2	-33,8	-48,5	21,8	-2,12637	2,178375	-0,41268
	ponto 3	-0,0148	-38,5	12,8	-1,5542	-1,80786	13,55447
1MSE		Fx	Fy	Fz	Dx	Dy	Dz
	ponto 1	15,8	-15,8	25,5	2,943365	2,87199	-1,37733
	ponto 2	-7,67	-8,58	4,46	-0,37852	-3,33134	1,378091
	ponto 3	0,563	-9,56	-3,16	0,795584	-4,21808	15,18658
2MSD		Fx	Fy	Fz	Dx	Dy	Dz
	ponto 1	61,8	-40,5	-21,7	-1,78455	-4,72435	0
	ponto 2	-50,4	-16,6	0,741	0,105582	2,950598	-0,29986
	ponto 3	5,53	-48	17,2	-3,79234	0,985835	13,58246
3MSD		Fx	Fy	Fz	Dx	Dy	Dz
	ponto 1	24,6	-54,6	11,4	-3,10398	-1,94864	2,43651
	ponto 2	-19,4	3,09	-6,21	0,752438	1,553932	-0,69365
	ponto 3	-9,72	-22,2	6,7	-6,76661	4,38414	11,89217
3MSE		Fx	Fy	Fz	Dx	Dy	Dz
	ponto 1	6,09	-4,37	-6,41	1,716036	3,488724	1,159191
	ponto 2	-11,5	-5,64	-10,7	1,751797	-2,23311	1,531378
	ponto 3	7,1	-2,51	-7,96	5,486067	0,388252	14,52216

Procedeu-se ainda à conversão dos conjuntos das três forças resultantes para pontos únicos de aplicação de força. Esta metodologia resultou na definição de um conjunto força e momento em cada “ponto de aplicação” das coroas dentárias, o qual corresponde à condição unitária de carga necessária à deslocação ortodôntica estipulada. O cálculo destas componentes foi efetuado com base nas seguintes fórmulas:

$$\begin{cases} F_x = F_{1x} + F_{2x} + F_{3x} \\ F_y = F_{1y} + F_{2y} + F_{3y} \\ F_z = F_{1z} + F_{2z} + F_{3z} \end{cases}$$

$$\begin{cases} M_x = -(F_{1y} \cdot D_{1z} + F_{2y} \cdot D_{2z} + F_{3y} \cdot D_{3z}) + (F_{1z} \cdot D_{1y} + F_{2z} \cdot D_{2y} + F_{3z} \cdot D_{3y}) \\ M_y = (F_{1x} \cdot D_{1z} + F_{2x} \cdot D_{2z} + F_{3x} \cdot D_{3z}) - (F_{1z} \cdot D_{1x} + F_{2z} \cdot D_{2x} + F_{3z} \cdot D_{3x}) \\ M_z = -(F_{1x} \cdot D_{1y} + F_{2x} \cdot D_{2y} + F_{3x} \cdot D_{3y}) + (F_{1y} \cdot D_{1x} + F_{2y} \cdot D_{2x} + F_{3y} \cdot D_{3x}) \end{cases}$$

Tabela A. 12 Valores das componentes de força e momento de força, de acordo com as três direções principais, no ponto de aplicação de carga ortodôntica em cada estrutura dentária da arcada inferior.

ICID		Fx	Fy	Fz	Mx	My	Mz
	ponto aplicação	-0,92	-12,44	0,77	-87,3925	6,4445	4,5618
ICIE		Fx	Fy	Fz	Mx	My	Mz
	ponto aplicação	0,4388	-3,37	-3,5	-9,61323	-1,14275	-0,03038
ILID		Fx	Fy	Fz	Mx	My	Mz
	ponto aplicação	-6,8	-19,93	-0,57	-177,316	61,73819	4,615195
ILIE		Fx	Fy	Fz	Mx	My	Mz
	ponto aplicação	0,0737	-0,5212	2,966	-18,1165	-6,88935	-0,5467
CID		Fx	Fy	Fz	Mx	My	Mz
	ponto aplicação	-2,12	12,28	-7,6	137,9903	-12,8942	-15,1676
CIE		Fx	Fy	Fz	Mx	My	Mz
	ponto aplicação	2,844	13,7	-2,83	142,677	-18,9374	31,02476
1PMID		Fx	Fy	Fz	Mx	My	Mz
	ponto aplicação	-23	32	-15	398,2246	184,8055	-207,899
1PMIE		Fx	Fy	Fz	Mx	My	Mz
	ponto aplicação	21,57	38,25	-1,92	345,466	-180,119	154,2084
2PMID		Fx	Fy	Fz	Mx	My	Mz
	ponto aplicação	-12,6	41,2	-8	439,8305	121,2603	-100,282
2PMIE		Fx	Fy	Fz	Mx	My	Mz
	ponto aplicação	48,144	75,67	2,6	648,5431	-431,981	358,5839
1MID		Fx	Fy	Fz	Mx	My	Mz
	ponto aplicação	-36,3	69	-24	965,7269	362,1888	-78,0818
1MIE		Fx	Fy	Fz	Mx	My	Mz
	ponto aplicação	35	-86	-10	-315,743	-302,562	87,06914
2MID		Fx	Fy	Fz	Mx	My	Mz
	ponto aplicação	-10	61	-41	680,8586	28,52734	-136,35
2MIE		Fx	Fy	Fz	Mx	My	Mz
	ponto aplicação	-21,3	-87	-6,5	-543,297	159,6124	-290,048

Tabela A. 13 Valores das componentes de força e momento de força, de acordo com as três direções principais, no ponto de aplicação de carga ortodôntica em cada estrutura dentária da arcada superior.

ICSD		F _x	F _y	F _z	M _x	M _y	M _z
	ponto aplicação	-1,81	-19,8	-7	138,0813	-18,1412	-4,26294
ICSE		F _x	F _y	F _z	M _x	M _y	M _z
	ponto aplicação	-13,1	-28,5	-7,521	296,1842	-100,218	-143,996
ILSD		F _x	F _y	F _z	M _x	M _y	M _z
	ponto aplicação	27,2	-58,3	-28,2	638,1999	137,7114	304,2563
ILSE		F _x	F _y	F _z	M _x	M _y	M _z
	ponto aplicação	30,8	-4,6	-5,6	34,96696	339,5725	234,5536
CSD		F _x	F _y	F _z	M _x	M _y	M _z
	ponto aplicação	29,62	-69,69	-24,4	726,5589	145,4333	412,0894
CSE		F _x	F _y	F _z	M _x	M _y	M _z
	ponto aplicação	14,98	-7,21	4,869	23,15376	176,7585	97,34457
1PMSD		F _x	F _y	F _z	M _x	M _y	M _z
	ponto aplicação	5,4	-69,9	-32	603,4762	-219,008	305,5136
1PMSE		F _x	F _y	F _z	M _x	M _y	M _z
	ponto aplicação	19,63	-4,1	-3,9	50,67851	220,7589	118,9173
2PMSD		F _x	F _y	F _z	M _x	M _y	M _z
	ponto aplicação	7,8	-53	-7	569,9133	18,47594	120,3174
2PMSE		F _x	F _y	F _z	M _x	M _y	M _z
	ponto aplicação	-12,5	2,83	9	-52,194	-60,1051	-52,8365
1MSD		F _x	F _y	F _z	M _x	M _y	M _z
	ponto aplicação	-0,4148	-87,771	10,4	622,6983	71,67763	370,0444
1MSE		F _x	F _y	F _z	M _x	M _y	M _z
	ponto aplicação	8,693	-33,94	26,8	206,953	-94,6353	-119,417
2MSD		F _x	F _y	F _z	M _x	M _y	M _z
	ponto aplicação	16,93	-105,1	-3,759	768,6413	116,6494	687,7769
2MSE		F _x	F _y	F _z	M _x	M _y	M _z
	ponto aplicação	4,383	-11,05	0,958	113,6055	1,431916	-42,7362
3MSD		F _x	F _y	F _z	M _x	M _y	M _z
	ponto aplicação	-4,52	-73,71	11,89	396,6924	43,19731	442,7178
3MSE		F _x	F _y	F _z	M _x	M _y	M _z
	ponto aplicação	1,69	-12,52	-25,07	48,59436	165,9691	-80,8329

Como forma de simplificação, as componentes das forças resultantes ($F_x; F_y; F_z$ e $M_x; M_y; M_z$) em cada ponto de aplicação ortodôntico foram definidas quanto ao seu módulo (F_t e M_t), e à sua direção definida em função de um vetor cartesiano ($\theta_x; \theta_y; \theta_z$). Os resultados destas componentes são apresentados nas Tabelas A.14 e A.15, e foram obtidos com base na aplicação das fórmulas:

$$F_t = \sqrt{F_x^2 + F_y^2 + F_z^2} \quad \begin{cases} u_x = \left(\frac{F_x}{F_t}\right) \\ u_y = \left(\frac{F_y}{F_t}\right) \\ u_z = \left(\frac{F_z}{F_t}\right) \end{cases}$$

$$M_t = \sqrt{M_x^2 + M_y^2 + M_z^2} \quad \begin{cases} v_x = \left(\frac{M_x}{M_t}\right) \\ v_y = \left(\frac{M_y}{M_t}\right) \\ v_z = \left(\frac{M_z}{M_t}\right) \end{cases}$$

Tabela A. 14 Valores dos módulos da força e do momento de força, e suas direções segundo vetores cartesianos, no ponto de aplicação de carga ortodôntica em cada estrutura dentária da arcada inferior.

ICID		Ft	Mt	componente força	-0,07361	-0,99538	0,061611
	ponto aplicação	12,49772	87,74845	componente modulo	-0,99594	0,073443	0,051987
ICIE		Ft	Mt	componente força	0,089946	-0,69079	-0,71744
	ponto aplicação	4,878468	9,680958	componente modulo	-0,993	-0,11804	-0,00314
ILID		Ft	Mt	componente força	-0,3228	-0,94608	-0,02706
	ponto aplicação	21,06584	187,8135	componente modulo	-0,94411	0,328721	0,024573
ILIE		Ft	Mt	componente força	0,024466	-0,17302	0,984614
	ponto aplicação	3,012347	19,38997	componente modulo	-0,93433	-0,3553	-0,02819
CID		Ft	Mt	componente força	-0,14524	0,841307	-0,52068
	ponto aplicação	14,59633	139,419	componente modulo	0,989753	-0,09249	-0,10879
CIE		Ft	Mt	componente força	0,199224	0,959692	-0,19824
	ponto aplicação	14,27541	147,2341	componente modulo	0,969048	-0,12862	0,210717
1PMID		Ft	Mt	componente força	-0,54546	0,758899	-0,35573
	ponto aplicação	42,16634	485,7551	componente modulo	0,819805	0,38045	-0,42799
1PMIE		Ft	Mt	componente força	0,490733	0,870215	-0,04368
	ponto aplicação	43,95468	419,0104	componente modulo	0,824481	-0,42987	0,36803
2PMID		Ft	Mt	componente força	-0,28754	0,940208	-0,18256
	ponto aplicação	43,82009	467,1309	componente modulo	0,941557	0,259585	-0,21468
2PMIE		Ft	Mt	componente força	0,536574	0,843356	0,028977
	ponto aplicação	89,72488	857,7866	componente modulo	0,756066	-0,5036	0,418034
1MID		Ft	Mt	componente força	-0,44498	0,845834	-0,2942
	ponto aplicação	81,57628	1034,363	componente modulo	0,933644	0,350157	-0,07549
1MIE		Ft	Mt	componente força	0,374787	-0,92091	-0,10708
	ponto aplicação	93,38629	445,8904	componente modulo	-0,70812	-0,67856	0,19527
2MID		Ft	Mt	componente força	-0,13482	0,822374	-0,55274
	ponto aplicação	74,17547	694,9631	componente modulo	0,979705	0,041049	-0,1962
2MIE		Ft	Mt	componente força	-0,23718	-0,96877	-0,07238
	ponto aplicação	89,80501	636,2201	componente modulo	-0,85395	0,250876	-0,45589

Tabela A. 15 Valores dos módulos da força e do momento de força, e suas direções segundo vetores cartesianos, no ponto de aplicação de carga ortodôntica em cada estrutura dentária da arcada superior.

ICSD		Ft	Mt	componente força	-0,08587	-0,93933	-0,33209
	ponto aplicação	21,07881	139,3331	componente módulo	0,991016	-0,1302	-0,0306
ICSE		Ft	Mt	componente força	-0,40613	-0,88357	-0,23317
	ponto aplicação	32,25563	344,2435	componente módulo	0,860392	-0,29112	-0,4183
ILSD		Ft	Mt	componente força	0,387231	-0,82999	-0,40147
	ponto aplicação	70,24222	720,3023	componente módulo	0,886017	0,191186	0,422401
ILSE		Ft	Mt	componente força	0,973417	-0,14538	-0,17698
	ponto aplicação	31,64111	414,183	componente módulo	0,084424	0,819861	0,566304
CSD		Ft	Mt	componente força	0,372309	-0,87597	-0,3067
	ponto aplicação	79,55753	847,854	componente módulo	0,856939	0,171531	0,486038
CSE		Ft	Mt	componente força	0,864739	-0,41621	0,281069
	ponto aplicação	17,32315	203,1148	componente módulo	0,113993	0,870239	0,479259
1PMSD		Ft	Mt	componente força	0,07007	-0,90701	-0,41523
	ponto aplicação	77,06601	710,9759	componente módulo	0,8498	-0,30804	0,42971
1PMSE		Ft	Mt	componente força	0,960874	-0,20069	-0,1909
	ponto aplicação	20,42931	255,8205	componente módulo	0,198102	0,862945	0,464847
2PMSD		Ft	Mt	componente força	0,144374	-0,981	-0,12957
	ponto aplicação	54,02629	582,7682	componente módulo	0,977942	0,031704	0,206458
2PMSE		Ft	Mt	componente força	-0,79817	0,180707	0,574685
	ponto aplicação	15,66074	95,54335	componente módulo	-0,54629	-0,62909	-0,55301
1MSD		Ft	Mt	componente força	-0,00469	-0,99304	0,117666
	ponto aplicação	88,38597	727,8899	componente módulo	0,855484	0,098473	0,50838
1MSE		Ft	Mt	componente força	0,197073	-0,76943	0,607566
	ponto aplicação	44,11045	256,9939	componente módulo	0,805283	-0,36824	-0,46467
2MSD		Ft	Mt	componente força	0,158936	-0,98666	-0,03529
	ponto aplicação	106,5212	1038,005	componente módulo	0,740499	0,112378	0,662595
2MSE		Ft	Mt	componente força	0,367514	-0,92654	0,080328
	ponto aplicação	11,92606	121,3863	componente módulo	0,9359	0,011796	-0,35207
3MSD		Ft	Mt	componente força	-0,06043	-0,98543	0,158958
	ponto aplicação	74,79951	596,0117	componente módulo	0,665578	0,072477	0,742801
3MSE		Ft	Mt	componente força	0,0602	-0,44598	-0,89302
	ponto aplicação	28,07332	190,8956	componente módulo	0,25456	0,869424	-0,42344

Apêndice VIII

As Secção 2.2 e 3.2 focaram-se em avaliar o modo como as propriedades elásticas do LPD e as configurações de densidade de malhas de EF influenciavam a obtenção e convergência de resultados. Como objeto de estudo foi usado um modelo parcial da estrutura mandibular, focado nas seguintes estruturas dentárias: primeiro pré-molar mandibular direito (1pmid), canino mandibular direito (cid) e incisivo lateral mandibular direito (ilid).

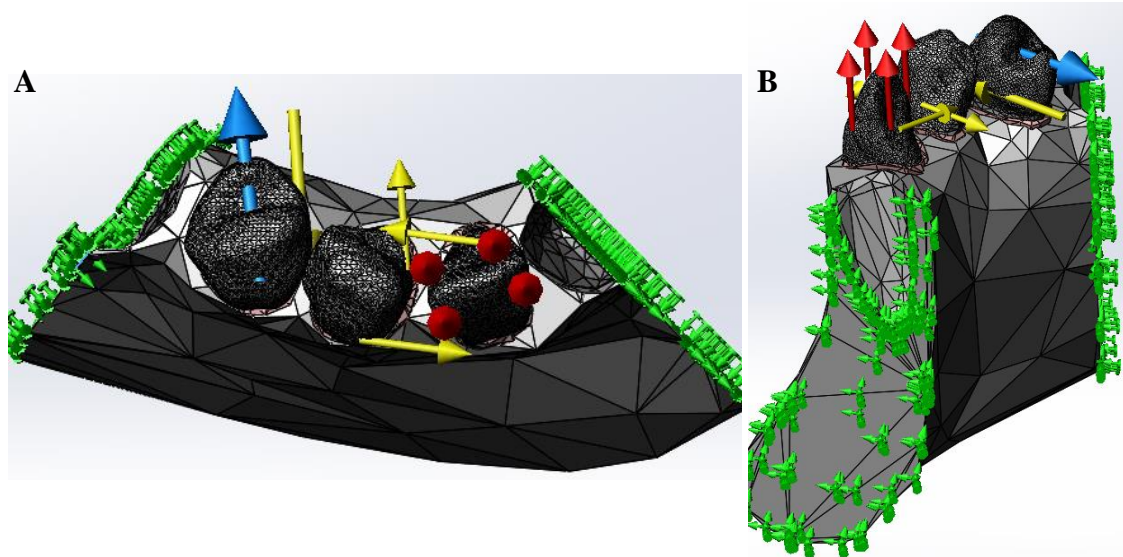


Figura A. 44 Representação do modelo, bem como das cargas impostas às estruturas dentárias do mesmo, usado para efetuar o estudo numérico acerca da influência das propriedades elásticas do LPD e da densidade de malhas de EF.

As cargas foram aplicadas às estruturas dentárias da seguinte forma:

- Uma força de inclinação de 0,5 N aplicada à face vestibular do primeiro pré-molar mandibular direito (cor azul da figura A.44).
- Quatro forças de rotação de 0,125 N aplicadas a um plano intermédio da coroa do canino mandibular direito (cor amarela da figura A.44).
- Quatro forças de extrusão de 0,125 N aplicadas a um plano intermédio da coroa do incisivo lateral mandibular direito (cor vermelha da figura A.44).

Seguidamente nas figuras A.45-A.52 são mostradas, através da ferramenta “Probe Result On selected entities”, os valores dos deslocamentos dentários máximos, tensões médias e deformações médias ao nível dos ligamentos periodontais, bem como as suas representações nos modelos através de uma escala de cores.

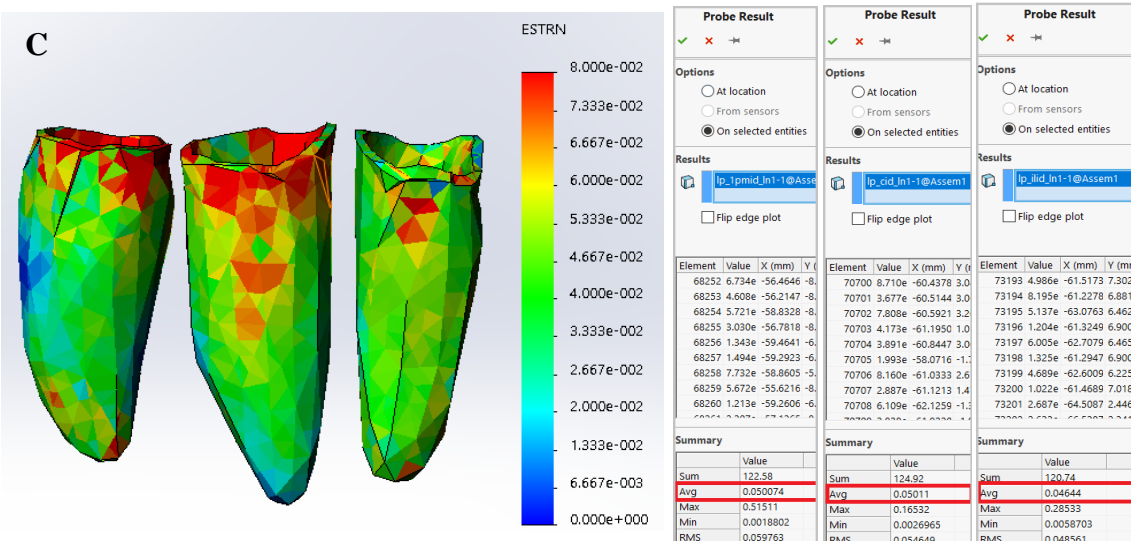
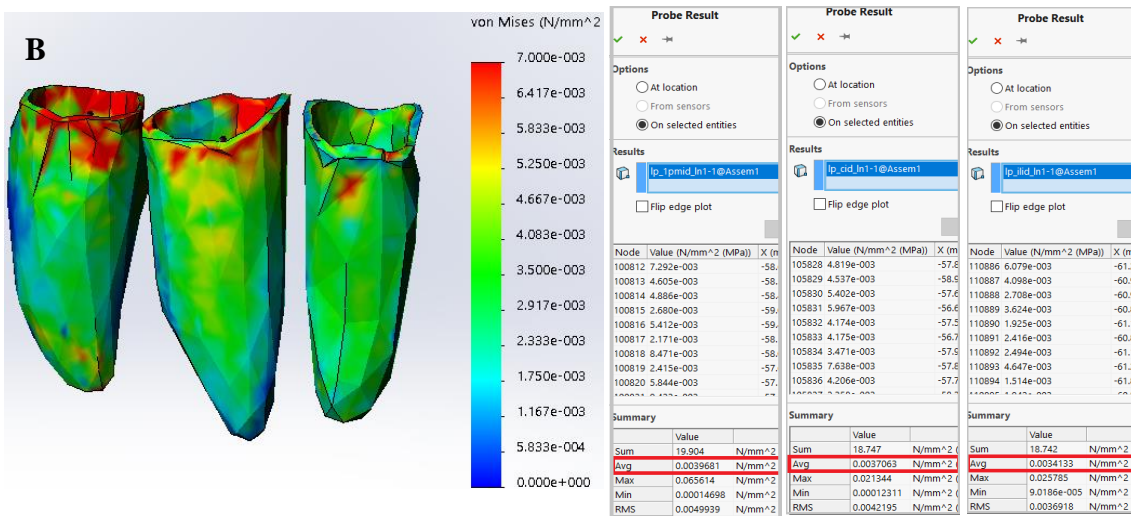
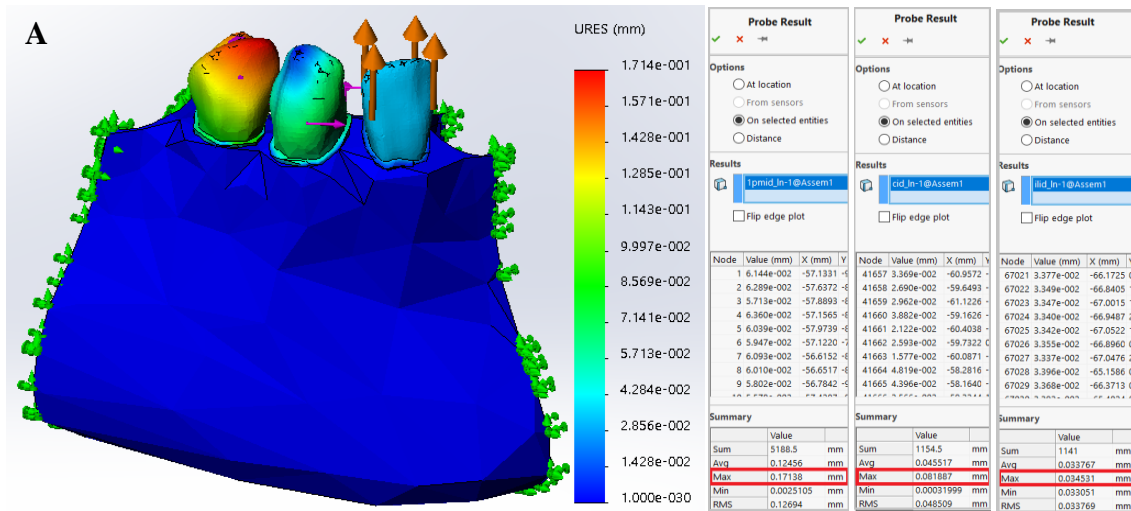


Figura A. 45 Resultados do deslocamento máximo dentário (A), tensão média (B) e deformação média (C) ao nível das estruturas periodontais, referentes à simulação numérica do conjunto com configuração de malha *Mesh1* e propriedades elásticas “Andersen et al.” para os ligamentos periodontais.

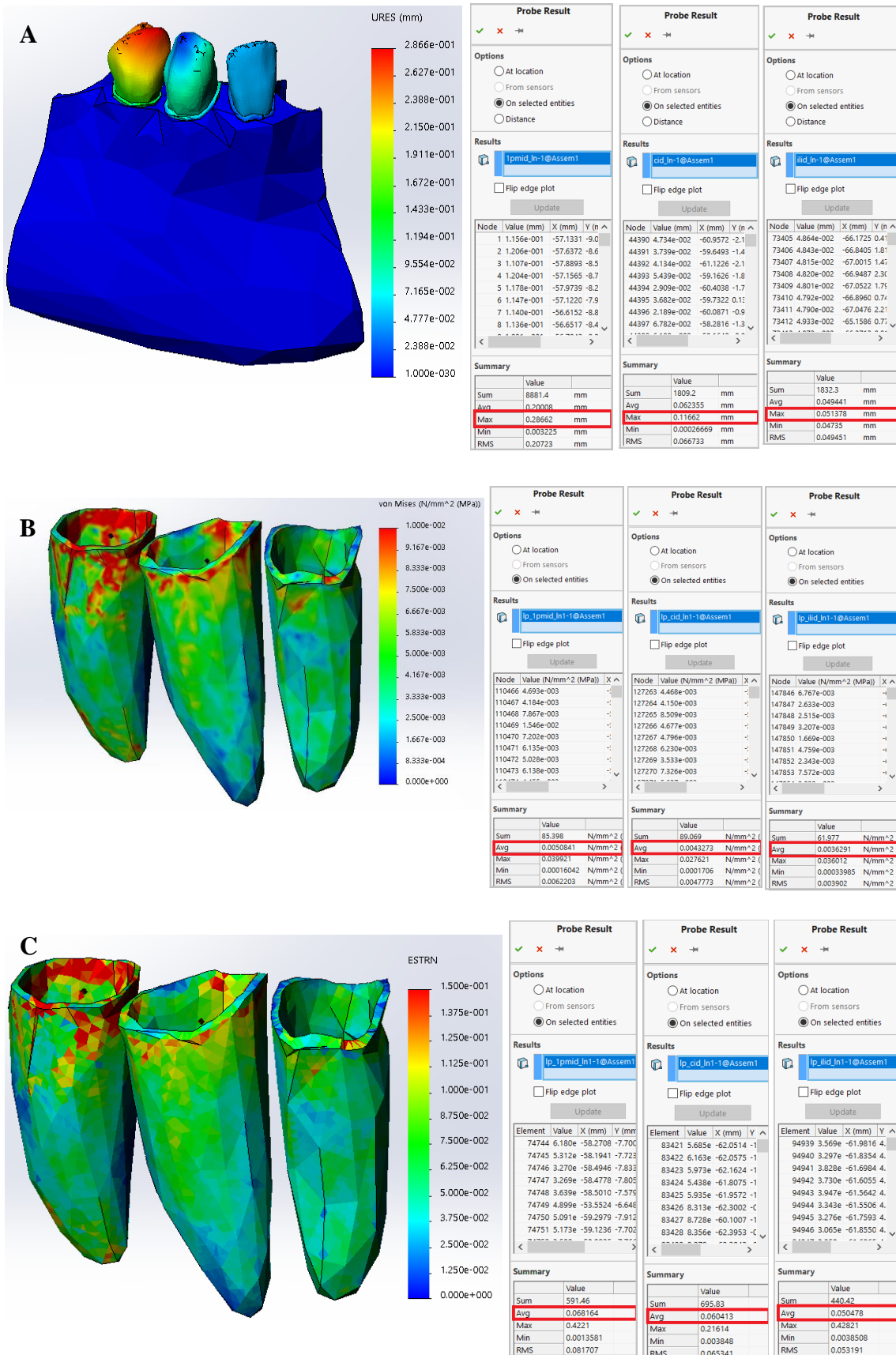


Figura A. 46 Resultados do deslocamento máximo dentário (A), tensão média (B) e deformação média (C) ao nível das estruturas periodontais, referentes à simulação numérica do conjunto com configuração de malha *Mesh* e propriedades elásticas “Andersen et al.” para os ligamentos periodontais.

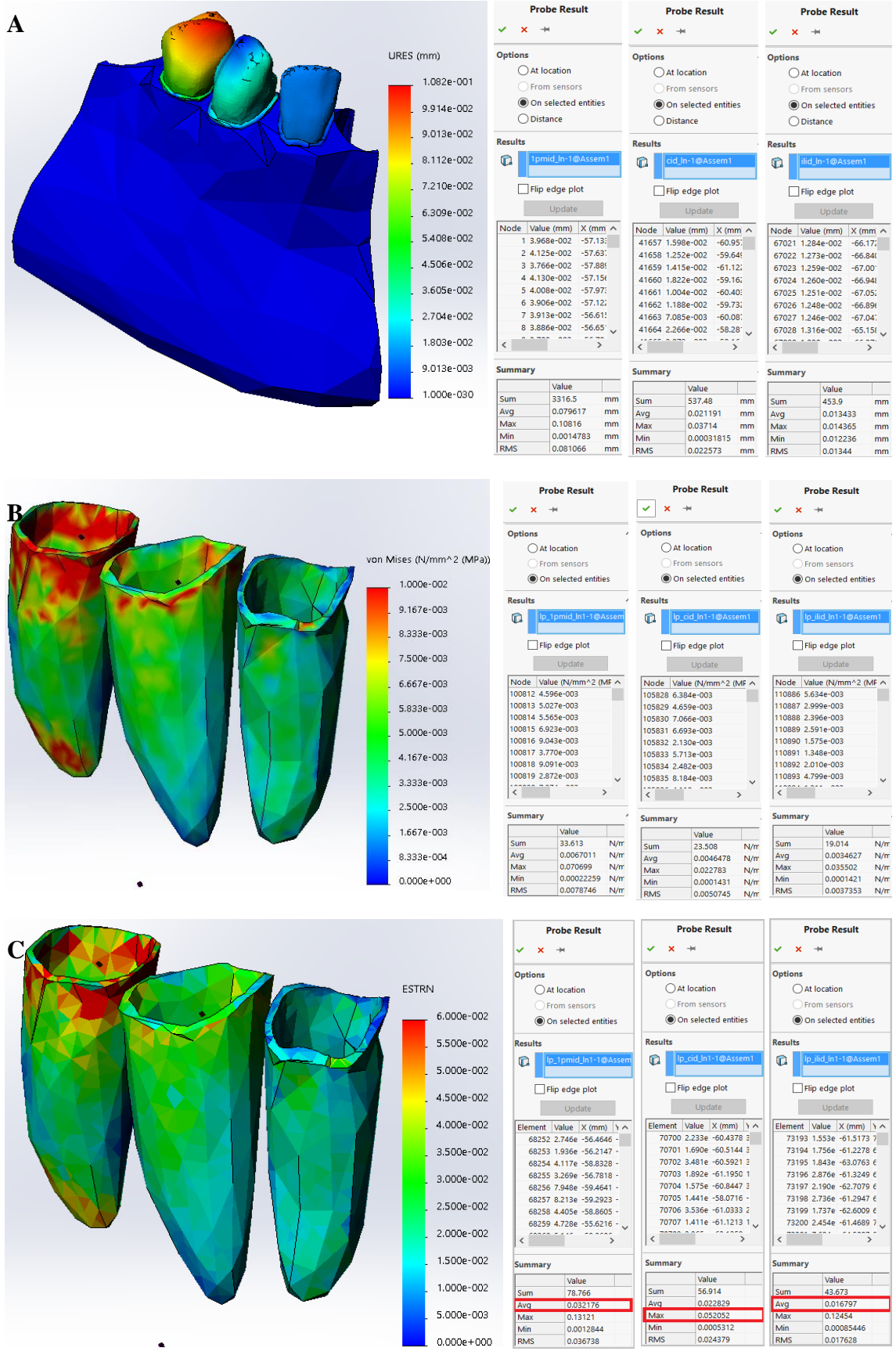


Figura A. 47 Resultados do deslocamento máximo dentário (A), tensão média (B) e deformação média (C) ao nível das estruturas periodontais, referentes à simulação numérica do conjunto com configuração de malha *Mesh1* e propriedades elásticas “*Cattaneo linear high*” para os ligamentos periodontais.

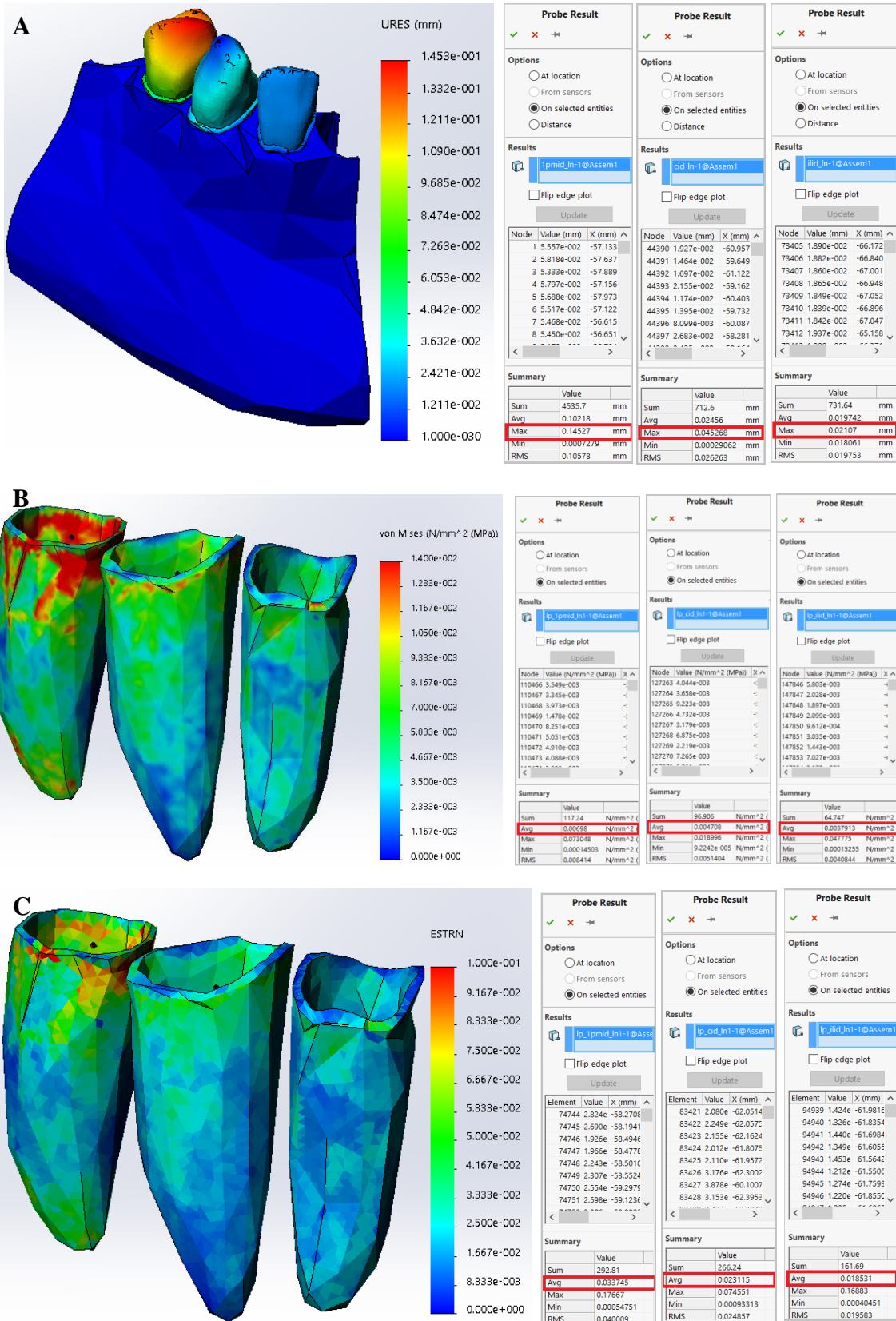


Figura A. 48 Resultados do deslocamento máximo dentário (A), tensão média (B) e deformação média (C) ao nível das estruturas periodontais, referentes à simulação numérica do conjunto com configuração de malha *Mesh2* e propriedades elásticas “*Cattaneo linear high*” para os ligamentos periodontais.

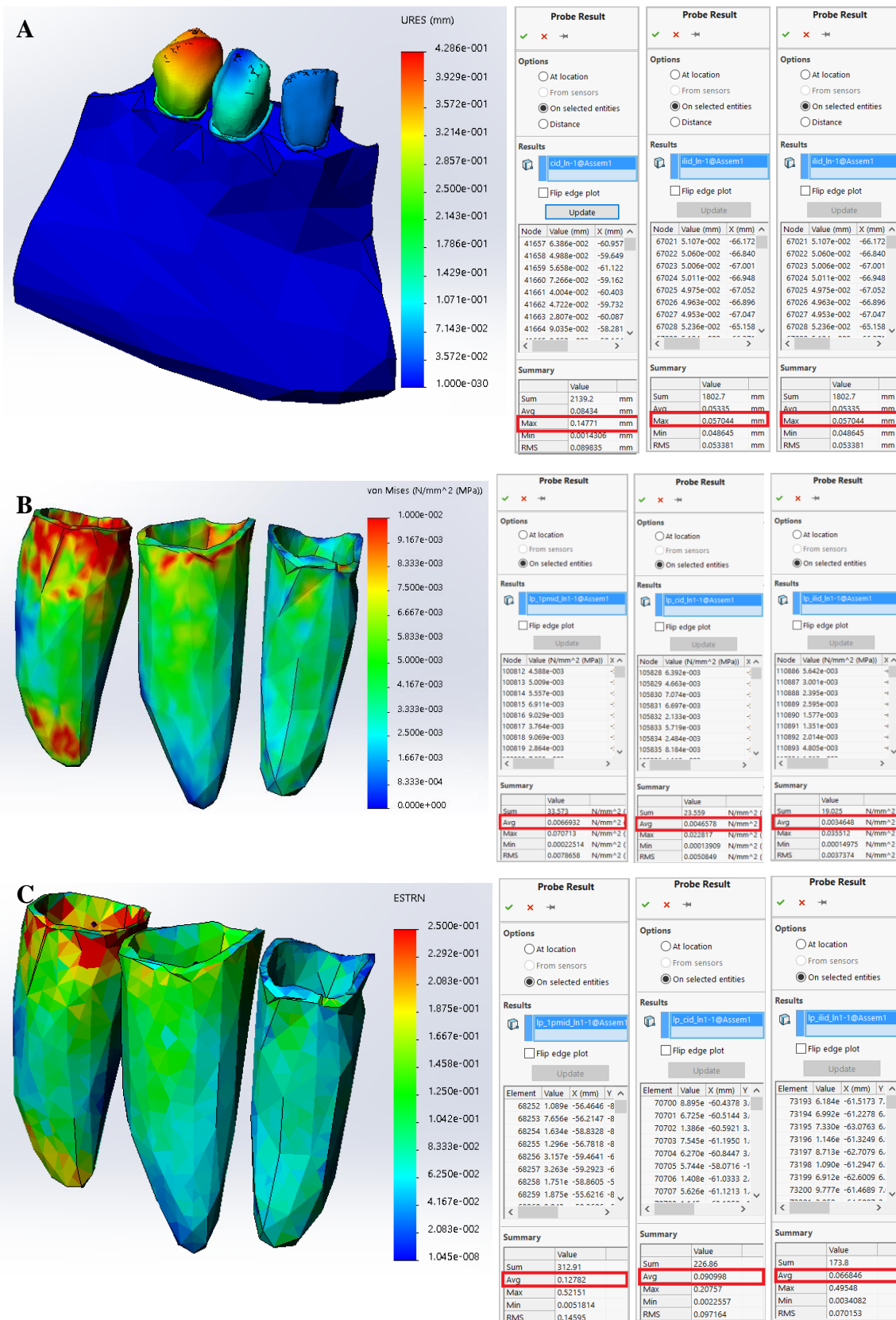


Figura A. 49 Resultados do deslocamento máximo dentário (A), tensão média (B) e deformação média (C) ao nível das estruturas periodontais, referentes à simulação numérica do conjunto com configuração de malha *Mesh1* e propriedades elásticas “Cattaneo linear low” para os ligamentos periodontais.

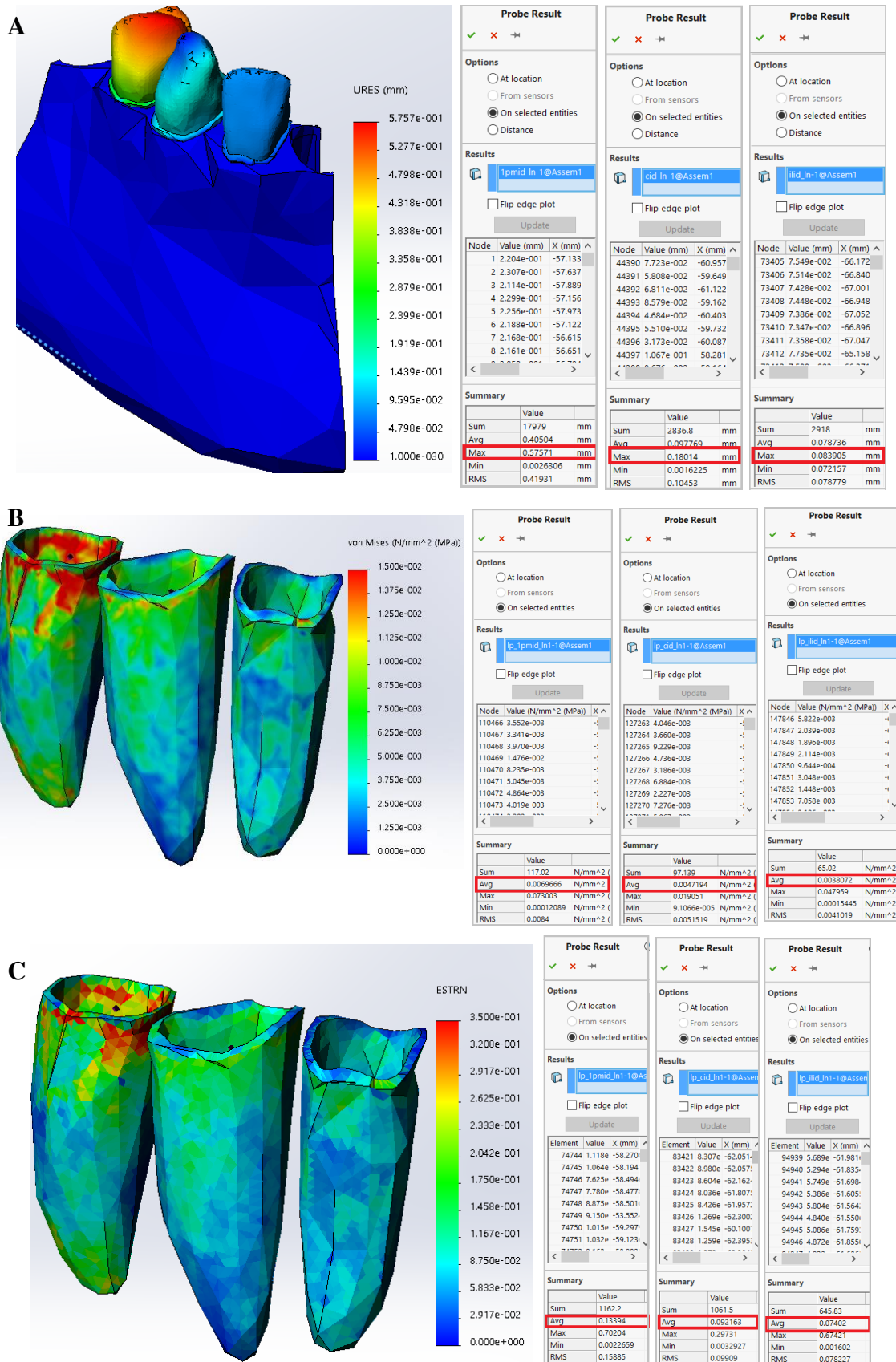


Figura A. 50 Resultados do deslocamento máximo dentário (A), tensão média (B) e deformação média (C) ao nível das estruturas periodontais, referentes à simulação numérica do conjunto com configuração de malha *Mesh2* e propriedades elásticas “*Cattaneo linear low*” para os ligamentos periodontais.

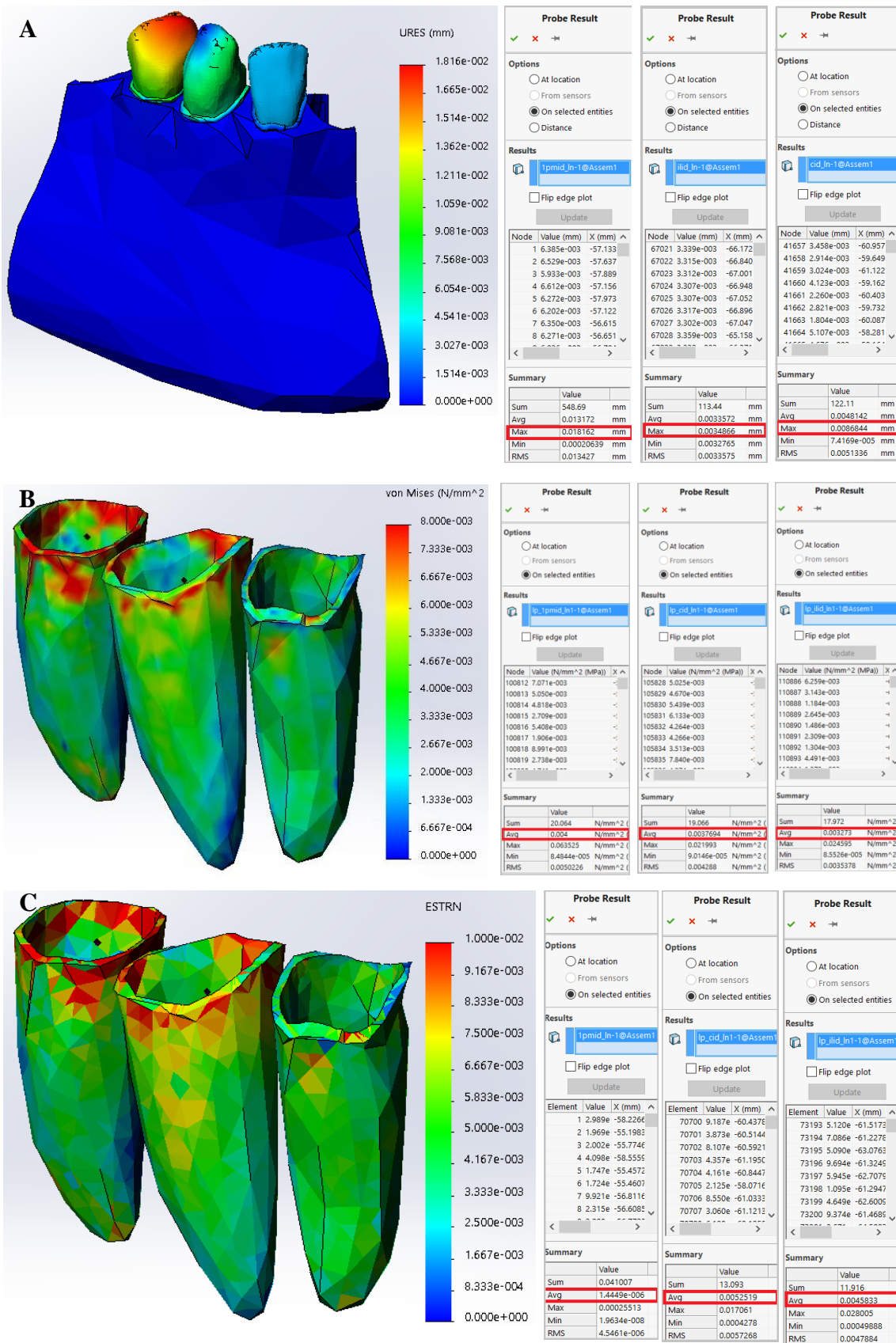


Figura A. 51 Resultados do deslocamento máximo dentário (A), tensão média (B) e deformação média (C) ao nível das estruturas periodontais, referentes à simulação numérica do conjunto com configuração de malha *Mesh1* e propriedades elásticas “Yongqing Cai” para os ligamentos periodontais.

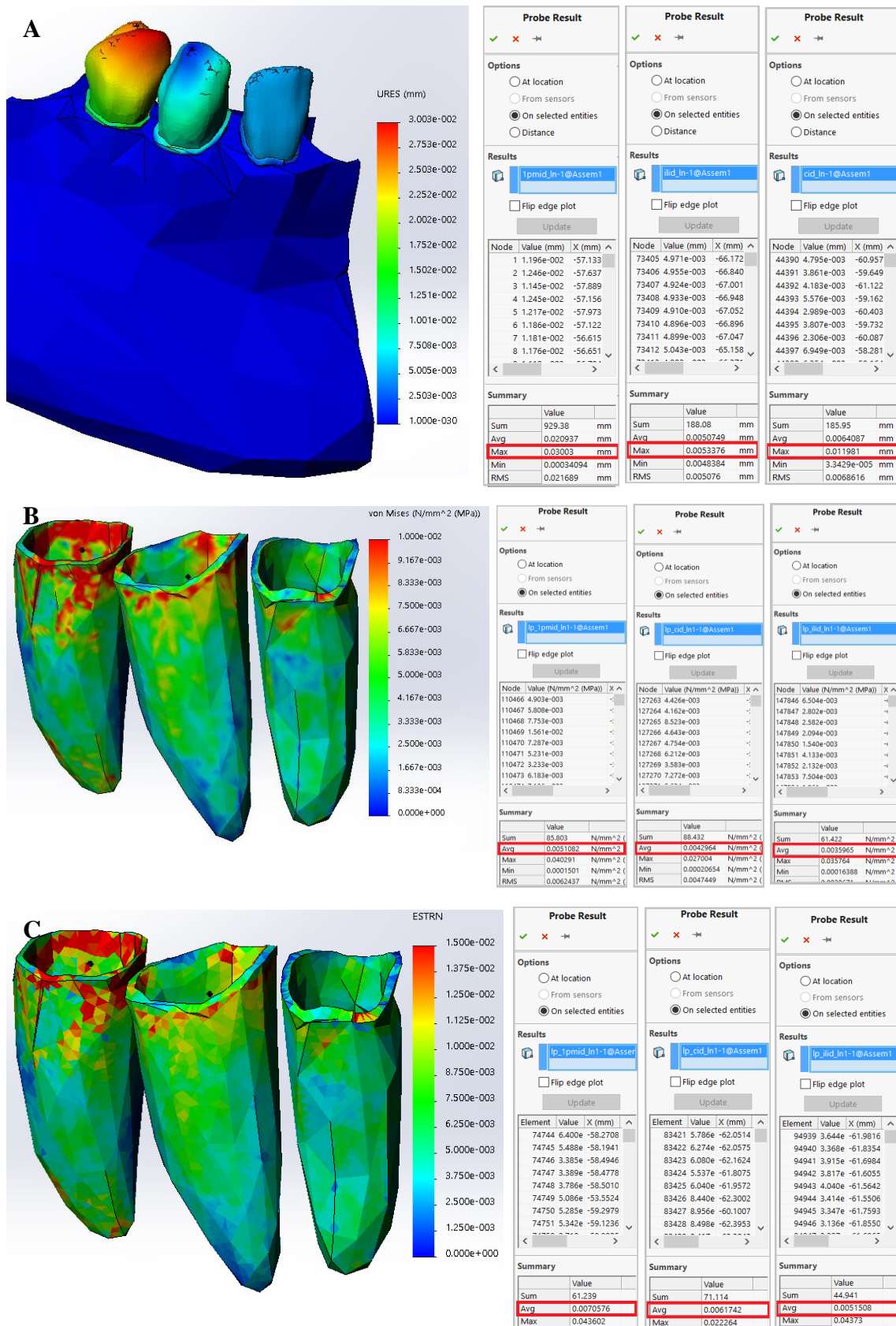


Figura A. 52 Resultados do deslocamento máximo dentário (A), tensão média (B) e deformação média (C) ao nível das estruturas periodontais, referentes à simulação numérica do conjunto com configuração de malha *Mesh2* e propriedades elásticas “Yongqing Cai” para os ligamentos periodontais.