



PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO PARANÁ
ESCOLA DA SAÚDE E BIOCÊNCIAS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO EM ORTODONTIA

GUILHERME ORTELLADO

**ARCO DE INTRUSÃO DE TRÊS PEÇAS COM RETRAÇÃO SIMULTÂNEA
DOS INCISIVOS SUPERIORES. ESTUDO EM ELEMENTOS FINITOS**

CURITIBA

2012

GUILHERME ORTELLADO

**ARCO DE INTRUSÃO DE TRÊS PEÇAS COM RETRAÇÃO SIMULTÂNEA
DOS INCISIVOS SUPERIORES. ESTUDO EM ELEMENTOS FINITOS**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Paraná, como parte dos requisitos para obtenção do Título de Doutor em Odontologia – Área de Concentração em Ortodontia.

Orientador: Prof. Dr. Odilon Guariza Filho

CURITIBA

2012

Dados da Catalogação na Publicação
Pontifícia Universidade Católica do Paraná
Sistema Integrado de Bibliotecas – SIBI/PUCPR
Biblioteca Central

O77a 2012	Ortellado, Guilherme Arco de intrusão de três peças com retração simultânea dos incisivos superiores : estudo em elementos finitos / Guilherme Ortellado ; orientador, Odilon Guariza Filho. – 2012. 138 f. : il. ; 30 cm Tese (doutorado) – Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, 2012. Inclui bibliografia Texto em português e inglês 1. Incisivos (Dentes). 2. Movimentação dentária. 3. Método dos elementos finitos. 4. Odontologia. I. Guariza Filho, Odilon. II. Pontifícia Universidade Católica do Paraná. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. III. Título. CDD 20. ed. – 617.6
--------------	---



Pontifícia Universidade Católica do Paraná
Centro de Ciências Biológicas e da Saúde
Programa de Pós-Graduação em Odontologia

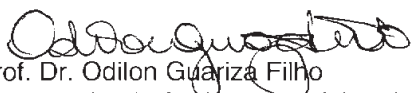
TERMO DE APROVAÇÃO

GUILHERME ORTELLADO

ANÁLISE DAS TENSÕES GERADAS NA UNIDADE REATIVA COM TRÊS DIFERENTES TIPOS DE ANCORAGEM COM O EMPREGO DA MECÂNICA INTRUSIVA DE TRÊS PEÇAS ANTERIOR COM RETRAÇÃO SIMULTÂNEA. ESTUDO COM ELEMENTOS FINITOS

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Paraná, como parte dos requisitos parciais para a obtenção do Título de **Doutor em Odontologia**, Área de Concentração em **Ortodontia**.

Orientador (a):


Prof. Dr. Odilon Guariza Filho
Programa de Pós-Graduação em Odontologia, PUCPR


Prof. Dr. Everdan Carneiro
Programa de Pós-Graduação em Odontologia, PUCPR


Prof. Dr. Elisa Souza Camargo
Programa de Pós-Graduação em Odontologia, PUCPR


Prof. Dr. Orlando Tanaka
Programa de Pós-Graduação em Odontologia, PUCPR


Prof. Dr. André Tortamano
Programa de Pós-Graduação em Odontologia, USP-SP

Curitiba, 07 de dezembro de 2012.

DEDICATÓRIA

A Deus...

Pelos momentos que são envolvidos com a Tua presença e Teu espírito. Pelos caminhos que, a princípio, não concordo ou não concordei, mas aceito e aceitei sem entender muito bem o porquê. Pelos meus pais, irmãos e amigos.

A meus pais e irmãos...

Por toda a dedicação, conselhos, incentivos e confiança, abdicando de suas vontades para que a minha fosse realizada. Sempre me mostrando o melhor caminho, o respeito com o ser humano e o apoio nos momentos de dificuldade. Que Deus possa sempre recompensá-los por todo o carinho dedicado a mim.

A memória da minha avó Luiza...

Na certeza da sua felicidade com mais essa etapa concluída caso se fizesse presente. Saudades.

A minha sobrinha Isadora...

Pelo carinho e alegria que trouxe em nossas vidas.

AGRADECIMENTO ESPECIAL

Ao amigo e colega de turma de graduação Dr. Marco Antonio Amorim Vasco, por todo o estudo, capricho e dedicação com que conduziu a elaboração da metodologia dessa Tese. Muito Obrigado!

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Sérgio Vieira

Coordenador do Programa de Pós-graduação em Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Paraná.

Ao Prof. Dr. Odilon Guariza Filho

Orientador da Tese de Doutorado. Pela especial amizade, respeito e dedicação.

A Profa. Dra. Elisa Souza Camargo

Por toda a dedicação e aprendizado.

Ao Prof. Dr. Orlando Tanaka

Prof. responsável pelo curso Doutorado em Odontologia, área de concentração Ortodontia. Muito obrigado.

Aos Profs. Dr. Vinícius Augusto Tramontina, Dr. Everdan Carneiro e Dr. Orlando Tanaka, pela atenção, orientações e disposição de estarem presentes na qualificação desta tese de Doutorado.

Aos meus colegas e amigos de doutorado Cesar Poletto, Enrique Jimenez, Fabio Tessarollo, Ivan Maruo, Lia Narazaki, Lucila Largura, Lucilia Kuriki, Murilo Bizetto e Rodrigo Gomes.

Pelos bons momentos e experiências vividos juntos.

A Neide Reis Borges

Secretária do Programa de Pós-Graduação em odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Paraná. Por toda atenção e orientação.

SUMÁRIO

LISTA DE ILUSTRAÇÕES.....	9
LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS.....	13
INTRODUÇÃO	14
ARTIGO 1:	
• PÁGINA TÍTULO.....	18
• RESUMO.....	19
• INTRODUÇÃO.....	19
• MATERIAL E MÉTODOS.....	20
• RESULTADOS.....	22
• DISCUSSÃO.....	23
• CONCLUSÕES.....	25
• REFERÊNCIAS.....	26
• FIGURAS.....	29
• QUADROS.....	31
ARTICLE 1:	
• TITLE PAGE.....	33
• ABSTRACT.....	34
• INTRODUCTION.....	34
• MATERIAL AND METHODS.....	35
• RESULTS.....	37
• DISCUSSION.....	38
• CONCLUSIONS.....	40
• REFERENCES.....	40
• FIGURES.....	44
• TABLES.....	46
ARTIGO 2:	
• PÁGINA TÍTULO.....	48
• RESUMO.....	49
• INTRODUÇÃO.....	49
• MATERIAL E MÉTODOS.....	50
• RESULTADOS.....	52
• DISCUSSÃO.....	55
• CONCLUSÕES.....	57
• REFERÊNCIAS.....	57
• FIGURAS.....	61
• QUADROS.....	65

ARTICLE 2:

• TITLE PAGE.....	68
• ABSTRACT.....	69
• INTRODUCTION.....	69
• MATERIAL AND METHODS	70
• RESULTS.....	72
• DISCUSSION.....	74
• CONCLUSIONS.....	76
• REFERENCES.....	77
• FIGURES.....	83
• TABLES.....	86

ANEXOS.....	88
ANEXO A: METODOLOGIA.....	89
ANEXO B: RESUMO DOS ARTIGOS USADOS NA DISCUSSÃO.....	114
ANEXO C: REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS DA INTRODUÇÃO GERAL..	137
ANEXO D: NORMAS PARA PUBLICAÇÃO AJODO	
ANEXO E: COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA (CEP)	

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

ARTIGO 1

Figura 1 - Reconstrução da maxila com os dentes partir da tomografia e já editado com a remoção dos primeiros pré-molares superiores e caninos retraídos, para a simulação da condição clínica da técnica analisada.....29

Figura 2 - Modelos unidos. A. Vista Lateral; B. Vista frontal. Estruturas construídas (em roxo) para possibilitar a simulação das tensões iniciais do modelo; C. Vista palatina com arco transpalatino.....29

Figura 3 - Localização e vetores das cargas aplicadas nos modelos.....29

Figura 4 - Plotagem das tensões de tração entre dente e ligamento periodontal na unidade ativa. A. Vista vestibular; B. Vista apical; C. Vista palatina.....30

Figura 5 - Plotagem das tensões de compressão entre dente e ligamento periodontal na unidade ativa. A. Vista vestibular; B. Vista apical; C. Vista palatina.....30

Figura 6 - Plotagem das tensões de tração entre osso e ligamento periodontal na unidade ativa. A. Vista vestibular; B. Vista apical; C. Vista palatina.....30

Figura 7 - Plotagem das tensões compressivas entre osso e ligamento periodontal na unidade ativa. A. Vista vestibular; B. Vista apical; C. Vista palatina.....31

Quadro 1- Propriedades mecânicas dos materiais.....31

ARTICLE 1

Figure 1 - Full teeth maxilla model reconstructed from a TC and edited with the upper first bicuspid removed and canines retracted for clinical simulation analyzed.....44

Figure 2 - Joint models. A. Lateral view; B. Front view. Constructed structures (purple) to simulate the initials tensions in the model; C. Palatal view with a transpalatal arch.....44

Figure 3 - Location and vector of applied loads in the model.....44

Figure 4 - Plotting of traction tension between tooth and periodontal ligament in the active unit. A. Buccal view; B. Apical view; C. Palatal view.....44

Figure 5 - Plotting of compression tension between tooth and periodontal ligament on active unit. A. Buccal view; B. Apical view; C. Palatal view.....45

Figure 6 - Plotting of the traction tension between bone and periodontal ligament on active unit. A. Buccal view; B. Apical view; C. Palatal view.....45

Figure 7 - Plotting of compressive tensions between bone and periodontal ligament in the active unit. A. Buccal view; B. Apical view; C. Palatal view.....45

Table 1 - Material mechanical properties.....46

ARTIGO 2

Figura 1 - Modelos unidos. Estruturas construídas (em roxo) para possibilitar a simulação das tensões iniciais do modelo.....61

Figura 2 - A. Modelo com todas as estruturas envolvidas (1^{os} e 2^{os} molares e arco transpalatino); B. Modelos com a remoção do arco transpalatino; C. Modelo com remoção dos tubos dos 2^{os} molares (em aproximação).....61

Figura 3 - Localização e vetores das cargas aplicadas nos modelos.....61

Figura 4 - Plotagem das tensões de tração entre osso e ligamento periodontal. Vista vestibular. A. Todas as estruturas; B. Remoção do arco transpalatino; C. Remoção dos tubos dos 2^{os} molares.....61

Figura 5 - Plotagem das tensões de tração geradas entre osso e ligamento periodontal. Vista palatina. A. Todas as estruturas; B. Remoção do arco transpalatino; C. Remoção dos tubos dos 2^{os} molares.....62

Figura 6 - Plotagem das tensões compressivas geradas entre osso e ligamento periodontal. Vista vestibular. A. Todas as estruturas; B. Remoção do arco transpalatino; C. Remoção dos tubos dos 2^{os} molares.....62

Figura 7 - Plotagem das tensões compressivas geradas entre osso e ligamento periodontal. Vista palatina. A. Todas as estruturas; B. Remoção do arco transpalatino; C. Remoção dos tubos dos 2^{os} molares.....62

Figura 8 - Plotagem das tensões de tração geradas entre dente e ligamento periodontal. Vista vestibular. A. Todas as estruturas; B. Remoção do arco transpalatino; C. Remoção dos tubos dos 2^{os} molares.....63

Figura 9 - Plotagem das tensões de tração geradas entre dente e ligamento periodontal. Vista palatina. A. Todas as estruturas; B. Remoção do arco transpalatino; C. Remoção dos tubos dos 2^{os} molares.....63

Figura 10 - Plotagem das tensões compressivas geradas entre dente e ligamento periodontal. Vista vestibular. A. Todas as estruturas; B. Remoção do arco transpalatino; C. Remoção dos tubos dos 2^{os} molares.....63

Figura 11 - Plotagem das tensões compressivas geradas entre dente e ligamento periodontal. Vista palatina. A. Todas as estruturas; B. Remoção do arco transpalatino; C. Remoção dos tubos dos 2^{os} molares.....64

Quadro 1 - Modelos do trabalho.....	65
Quadro 2 - Propriedades mecânicas dos materiais.....	65
Quadro 3 - Picos de tensão de tração no contato entre o osso e o ligamento periodontal na região posterior do primeiro quadrante (em Pa).....	65
Quadro 4 - Picos de tensão compressiva no contato entre o osso periodontal e o ligamento periodontal na região posterior do primeiro quadrante (em Pa).....	66
Quadro 5 - Picos de tensão de tração no contato entre o ligamento periodontal e os dentes na região posterior do primeiro quadrante (em Pa).....	66
Quadro 6 - Picos de tensão compressiva no contato entre o ligamento periodontal e os dentes na região posterior do primeiro quadrante (em Pa).....	66

ARTICLE 2

Figure 1 - Joint models. Constructed structures (purple) to simulate the initials tensions in the model.....	83
Figure 2 - A. All structures presented model (1 ^o and 2 ^o molars and transpalatal arch); B. Transpalatal arch removal model; C. Second molars tube removal model (Close view).....	83
Figure 3 - Location and vector of applied loads in the model.....	83
Figure 4 - Traction tensions plotting between bone and periodontal ligament. Buccal View. A. All the structures presented; B. Transpalatal arch removal; C. 2 ^o molars tubes removal.....	83
Figure 5 - Traction tensions plotting between bone and periodontal ligament. Palatal View. A. All the structures presented; B. Transpalatal arch removal; C. 2 ^o molars tubes removal.....	84
Figure 6 - Compressive tension plotting between bone and periodontal ligament. Buccal View. A. All the structures presented; B. Transpalatal arch removal; C. 2 ^o molars tubes removal.....	84
Figure 7 - Compressive tension plotting between bone and periodontal ligament. Palatal View. A. All the structures presented; B. Transpalatal arch removal; C. 2 ^o molars tubes removal.....	84
Figure 8 - Traction tension plotting between tooth and periodontal ligament. Buccal View. A. All the structures presented; B. Transpalatal arch removal; C. 2 ^o molars tubes removal.....	84

Figure 9 - Traction tension plotting between tooth and periodontal ligament. Palatal View. A. All the structures presented; B. Transpalatal arch removal; C. 2° molars tubes removal.....85

Figure 10 - Compressive tension plotting between tooth and periodontal ligament. Buccal View. A. All the structures presented; B. Transpalatal arch removal; C. 2° molars tubes removal.....85

Figure 11 - Compressive tension plotting between tooth and periodontal ligament. Palatal View. A. All the structures presented; B. Transpalatal arch removal; C. 2° molars tubes removal.....85

Table 1 – Models.....86

Table 2 - Material mechanical properties.....86

Table 3 - Traction tension peaks in the contact between bone and periodontal ligament in the posterior region of the first quarter (in Pa).....86

Table 4 - Compressive tension peaks in the contact between bone and periodontal ligament in the posterior region of the first quarter (in Pa).....87

Table 5 - Traction tension peaks in the contact between tooth and periodontal ligament in the posterior region of the first quarter (in Pa).....87

Table 6 - Compressive tension peaks in the contact between tooth and periodontal ligament in the posterior region of the first quarter (in Pa).....87

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

g	-	Gramas
N	-	Newton
mm	-	Milímetros
%	-	Por cento
FMA	-	Frankfurt Mandibular Angle
g.mm	-	Gramas por milímetros
et al.	-	e colaboradores
Dicom	-	Digital imaging and communications in medicine standart
2D	-	Dimensional
3D	-	Tridimensional
NURBS	-	Non uniform rational bases splines
CAD	-	Computer aided design
F	-	Força
M	-	Massa
a	-	Aceleração
Gb	-	Giga bits
Pa	-	Pascal
GPa	-	Giga pascal
Figs	-	Figuras

INTRODUÇÃO

Um dos maiores desafios no tratamento das maloclusões Classe II é a correção da sobremordidas acentuadas.^{1,2} Situações clínicas envolvendo incisivos inclinados, sobremordidas acentuadas e que necessitem de mecânica de retração pode ser um desafio ao ortodontista principalmente quando não há um planejamento mecânico cuidadoso.³

Em pacientes com crescimento mandibular no sentido horizontal, a extrusão dos dentes posteriores representa uma mecânica de sucesso para a correção dessa maloclusão.¹ Ainda, dependendo do plano de tratamento de cada paciente, pode-se realizar uma intrusão relativa do segmento de dentes anteriores associado a uma extrusão dos dentes posteriores, ou apenas a intrusão dos dentes anteriores, sendo que a quantidade dessa intrusão varia de paciente para paciente. Essa decisão é baseada, em partes, onde o ortodontista deseja que o plano oclusal se encontre, a quantidade de crescimento mandibular remanescente e a dimensão vertical ao final do tratamento.^{1,2,4}

Em algumas medidas cefalométricas em pacientes com maloclusão de Classe II, os pontos A e B em relação a base do crânio, a altura facial anterior, FMA, entre outros, podem auxiliar na conduta de tratamento de sobremordidas acentuadas. Em pacientes com o tamanho do lábio reduzido, excesso ósseo vertical anterior e a relação entre os pontos A e B aumentada, não é indicada a extrusão dos dentes posteriores com consequente rotação da mandíbula no sentido horário, pois aumentaria, dessa forma, a relação de Classe II esquelética, aumentando também a altura facial anterior. Quando ainda se tem crescimento mandibular, a extrusão dos dentes posteriores piora o padrão esquelético, o que não ocorre durante a intrusão dos incisivos na qual não há a invasão do espaço interoclusal. Se o objetivo do tratamento de uma maloclusão Classe II for reduzir ou apenas manter a dimensão vertical, pode-se optar por uma mecânica intrusiva dos dentes anteriores. Assim, o controle da dimensão vertical, faz com que haja maior estabilidade dos casos tratados.¹

Na década de 50, Burstone desenvolveu uma técnica ortodôntica de mecânica intrusiva a qual não fazia o uso de arcos contínuos, conhecida como “o arco segmentado”. Essa preconizava o uso de segmentos de fios diferentes

dentro da mesma arcada, porém sem ser contínuo de *bracket* a *bracket*, fazendo com que os efeitos colaterais produzidos fossem minimizados. Para a mecânica intrusiva foi desenvolvido um mecanismo constituído de três partes sendo uma unidade posterior de ancoragem, um arco base anterior e um *cantilever* ou um arco de intrusão. Esses arcos ou *cantilevers* não são diretamente posicionados dentro dos *slots* dos *brackets* anteriores e sim amarrados ou apoiados em determinados pontos de um segmento de fio rígido anterior, sendo este inserido dentro dos *slots* dos *brackets*.¹

O ponto de aplicação da força depende do plano de tratamento do paciente e da mecânica intrusiva desejada. Considerando o centro de resistência dos quatros incisivos localizado na distal dos incisivos laterais,^{5,6} a força aplicada anteriormente, na direção ou posteriormente a ele, causa um movimento intrusivo com vestibuloversão, apenas intrusivo e intrusivo com linguoversão, respectivamente.^{1,3,7} Quando a força aplicada passar pelo centro de resistência dos dentes, há a necessidade de um bom controle do sistema de forças. É importante que a magnitude das forças seja baixa e eficiente para o movimento intrusivo. Para tal, recomenda-se o uso de molas ou *cantilevers* com a proporção de carga/deflexão baixa.² Forças com grande magnitude não permitem que haja uma maior intrusão de dentes e a probabilidade de reabsorção radicular torna-se maior. Preconiza-se a quantidade de força para a intrusão como sendo em torno de 20 g por raiz de dente.¹

O propósito de não posicionar os arcos de intrusão dentro dos *slots* dos *brackets* nessa técnica, permite ao ortodontista, além de não produzir torque anterior, a entender mais positivamente a dissipação do sistema de força produzido, o que caracteriza um sistema estaticamente determinado.^{1,8}

Em situações clínicas em que haja a necessidade da correção da sobremordida acentuada em pacientes com ou sem extração, mas com incisivos inclinados para vestibular, Burstone desenvolveu um método biomecânico intrusivo de três peças onde o princípio era saber como uma força intrusiva poderia ser usada para ajudar a retração dos dentes anteriores.³

A unidade posterior e reativa desse sistema necessita de ancoragem efetiva para que a magnitude das forças nesse local seja minimizada. Essa pode ser feita com aparelhos extrabuciais, inclusão do maior número de dentes no segmento posterior^{1,2} e/ou ainda o uso de uma arco transpalatino na maxila⁹

ou arco lingual na mandíbula, unindo, dessa forma, os segmentos posteriores direito e esquerdo, considerando-os como um dente único multirradiculado.^{1,2,10}

As forças externas aplicadas aos dentes para produzir a movimentação ortodôntica contém alguns riscos.¹¹ Entretanto, é difícil de mensurar o quanto um estresse mecânico se torna prejudicial aos dentes. O método de elementos finitos é uma técnica de grande precisão usada para analisar os estresses estruturais.^{11,12} Usado na engenharia, esse método utiliza o computador para solucionar um grande número de equações para calcular as tensões/deformações estruturais baseadas em propriedades físicas dos componentes analisados. Esse método tem sido aplicado em grande escala na Odontologia. Na Ortodontia, é possível se modelar a aplicação de forças em dentes individuais ou em blocos assim como a distribuição das tensões geradas internamente no osso alveolar,¹¹ ligamento periodontal,¹² entre outros.

Esse trabalho tem por objetivo avaliar, por meio do método com elementos finitos:

1. As tensões geradas nos dentes e osso maxilar na unidade ativa com o uso da mecânica intrusiva de três peças com retração simultânea.
2. As tensões estruturais gerados nos dentes e osso maxilar na unidade reativa usando três tipos diferentes de ancoragem.

ARTIGO 1

PÁGINA TÍTULO**DISSIPÇÃO DAS FORÇAS INTRUSIVAS E DE RETRAÇÃO NOS
INCISIVOS SUPERIORES E OSSO ALVEOLAR ADJACENTE - ESTUDO
COM ELEMENTOS FINITOS****AUTORES:****GUILHERME ORTELLADO**, DDS, MSc.

Doutorando em Odontologia – Ortodontia

Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, Brasil

Escola de Saúde e Biociências

Email: guilherme.ortellado@hotmail.com**ODILON GUARIZA FILHO**, DDS, PhD.Professor Titular do Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Área de
Concentração em Ortodontia

Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, Brasil

Escola de Saúde e Biociências

Email: odilongfilho@gmail.com**AUTOR PARA CORRESPONDÊNCIA****Odilon Guariza Filho**

Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, Brasil

Rua Imaculada Conceição, 1155, Prado Velho

CEP: 80.215-901 – Curitiba – PR

Email: odilongfilho@gmail.com

RESUMO

Introdução: O objetivo desse artigo é analisar a dissipação das forças de intrusão e de retração nos incisivos e no osso alveolar na região anterior da maxila com a biomecânica de intrusão com retração anterior simultânea por meio do estudo com elementos finitos. **Métodos:** Foi construído um modelo tridimensional de maxila adulta com todos os dentes para a análise com elementos finitos. As estruturas dentárias e o ligamento periodontal foram criados com dados baseados em referências na literatura. Os acessórios ortodônticos foram reconstruídos no *software* Solidworks e unidos a semelhança da simulação clínica representada. **Resultados:** Tanto as tensões de tração como as de compressão se concentraram na região cervical dos dentes, sendo maiores na face palatina e vestibular, respectivamente. No osso alveolar, a tensão de tração se concentrou na região cervical e interproximal dos incisivos, enquanto que pequenos pontos de tensões gerados durante a análise de forças compressivas foram observados ao longo da face palatina do incisivo central e região cervical do incisivo lateral, por vestibular e palatino. **Conclusões:** Os maiores picos de tensões se concentraram nas regiões cervicais vestibulares e palatinas dos dentes anteriores. No osso adjacente, observaram-se os maiores picos de tensões compressivas ao longo da face palatina dos incisivos centrais. Houve concentrações de tensões nos ápices radiculares, devido ao movimento intrusivo presente, embora sem picos críticos para danos dentários estruturais.

Palavras Chaves: Elementos finitos, Intrusão, Retração.

INTRODUÇÃO

Dependendo do plano de tratamento para a correção das sobremordidas acentuadas de cada paciente, pode-se realizar uma intrusão relativa do segmento de dentes anteriores associada a extrusão dos dentes posteriores, ou apenas a intrusão dos dentes anteriores.¹⁻⁴ Se o objetivo do tratamento de uma maloclusão Classe II for reduzir ou apenas manter a dimensão vertical, pode-se optar por uma mecânica intrusiva dos dentes anteriores. Assim, o controle da dimensão vertical, faz com que haja maior estabilidade do caso tratado.¹

Com o advento da Técnica do Arco Segmentado (TAS) por Burstone¹, o uso de arcos de intrusão pode minimizar a extrusão de dentes posteriores quando comparados com o uso de arcos contínuos em pacientes com perfil convexo de Classe II.^{4,5}

Na tentativa de saber até que ponto a correção da sobremordida acentuada auxiliaria na retração dos dentes anteriores em pacientes com

maloclusão Classe II divisão 1, Burstone desenvolveu um método biomecânico de três peças⁶ composto por um arco base anterior, dois *cantilevers* e uma unidade posterior de ancoragem.¹ O uso de fios não contínuos de *bracket a bracket* minimizam os efeitos colaterais produzidos.⁷ Assim, forças contínuas poderiam ser usadas sem a perda do seu controle tanto na unidade ativa como reativa, levando em consideração o entendimento da proporção momento/força.⁷

Para um equilíbrio na distribuição de forças entre os incisivos pode ser feita uma curva compensatória no segmento anterior do arco da técnica bioprogressiva⁸ ou usar o conceito do arco de intrusão de Burstone¹ fazendo com que não haja a produção de torque uma vez que os arcos de intrusão não são posicionados dentro dos *slots* dos *brackets* nessa técnica. Isso permite ao ortodontista entender positivamente o único sistema de força produzido, com momentos e forças que podem ser prontamente discernidos, medidos e avaliados, o que caracteriza um sistema estaticamente determinado.^{1,2,9,10}

Diante da dificuldade de se analisar e mensurar o quanto um estresse mecânico é prejudicial aos dentes,¹¹ estudos com elementos finitos, usado na Engenharia e amplamente aplicados na Odontologia,^{11,12} permitem que na ortodontia sejam modeladas a aplicação de forças em dentes individuais ou em blocos, assim como a distribuição das tensões geradas internamente no osso alveolar,¹¹ ligamento periodontal,¹² entre outros. Esse método apresenta vantagens sobre outros (como a fotoelasticidade), pela capacidade de incluir a heterogeneidade de todos os tecidos e a irregularidade do contorno na modelagem dos mesmos, assim como a relativa facilidade com que as cargas podem ser aplicadas em diferentes direções e magnitudes para uma análise mais completa.¹¹

Esse artigo se propõe a analisar as tensões geradas nos dentes e no osso maxilar na unidade ativa com o uso da mecânica intrusiva de três peças com retração simultânea anterior, por meio do estudo com elementos finitos.

MATERIAL E MÉTODOS

Foi construído um modelo sólido a partir da tomografia computadorizada (I-CAT, Xoran Technologies, Ann Arbor) da maxila, de uma paciente adulta

jovem com todos os dentes presentes, exceto terceiros molares. Foram feitos cortes transversais de 0,25 mm de distância, perfazendo um total de 218 cortes com 640 x 640 pixels cada, os quais foram gravados em no formato DICOM (digital imaging and communications in medicine standard) e importados para um programa de processamento de imagens e reconstrução digital (Simpleware 4, Simpleware Innovation Centre, Exeter, United Kingdom). Diante do nível de contraste e definição insatisfatório, os dentes e a superfície óssea foram segmentados manualmente e reconstruídos tridimensionalmente num modelo não paramétrico, que foi gravado no formato STL (3D systems, Rock Hill).

Esses modelos, devido a grande quantidade de faces poliédricas precisaram ser editados e foram parametrizados com faces do tipo NURBS (non uniform rational bases splines) com mínima distorção, através do suplemento do software Solidworks Premium “Scan to 3D” (Dassault Systems, Solidworks Corps).

Os dentes foram manualmente editados no *software* tipo CAD Solidworks (Dassault Systems, Solidworks Corps), com base em referências da literatura.¹⁸ O osso cortical superficial foi modelado com espessura de 2 mm, o osso cortical ao redor dos dentes com 0,7 mm e o restante das porções internas como osso medular para representar um osso tipo D3 segundo a classificação de Lekholm e Zarb¹⁹ (Figura 1).

Os acessórios ortodônticos (*brackets slot .022*” e tubos triplos e simples - Roth) foram mensurados com paquímetro digital (Litz professional, Alemanha) e microscópio digital, modelo DM-130U com aumento de 10x – 200x e *software* de mensuração proprietário (Miview, China) e reconstruídos no *software* Solidworks e unidos a semelhança da simulação clínica, com um arco base anterior e um arco seccionado unindo o canino ao segundo molar bilateralmente (fios de aço inoxidável 0,017” x 0,025”), dois *cantilevers* (fio de aço inoxidável 0,017” x 0,025”) e um arco transpalatino (fio de aço inoxidável 0,032”). Para a retração foi simulado o uso de elástico em corrente (secção curta – cinza) ligando o gancho da extremidade do arco base ao gancho do tubo triplo do primeiro molar (Figura 2).

Simulação

Os modelos foram exportados para o *software* de simulação de elementos finitos ANSYS Workbench V11.0 (Swanson Analysis System Inc., Canonsburg, PA) e o comportamento mecânico de cada componente foi configurado de acordo com o módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson (Quadro 1). O contato entre as estruturas (entre dentes, entre dentes/*brackets*/bandas) foi considerado como sem fricção, como união perfeita para validar os dados dos elementos finitos.

Uma força de retração com elástico em corrente de 40g/f por lado e uma força intrusiva de 40g/f por lado (*cantilever*) foram aplicadas ao modelo por meio do recurso “bolt pretension” do ANSYS (Figura 3).

Todos os modelos foram então resolvidos (Windows 7 64 bits, processador Intel i7 q740, 14 Gb memória RAM). A plotagem gráfica e numérica dos resultados foi registrada, avaliada e comparada. A discretização do modelo foi gerada e validada em um processo de refinamento de malha com elementos quadráticos tetraédricos de 10 nós (solid 187), o que possibilitou a cópia da geometria irregular presente no modelo analisado.

RESULTADOS

A presente pesquisa analisou as tensões geradas na superfície de contato entre o ligamento periodontal e o dente (incisivos) e distribuição das mesmas em seu osso adjacente na unidade ativa usando a mecânica intrusiva de três peças com retração simultânea com elástico em corrente e reforço de ancoragem com barra transpalatina e maior número de dentes unidos no segmento posterior (canino, 2º pré-molar, 1º e 2º molares). Embora haja diferenças na anatomia e posição dos dentes entre as hemiarcadas, a relação é semelhante entre os lados e, portanto, as conclusões são semelhantes para ambas.

Resultados para a tensão de tração entre dente e ligamento periodontal na unidade ativa:

As tensões analisadas e liberadas aos dentes se concentraram nas regiões cervicais dos mesmos. Na análise de tensões de tração, essas foram

distribuídas no terço cervical dos incisivos com picos maiores, em torno de 118910 Pa no incisivo central e 109360 Pa no incisivo lateral, na região palatina (Figs 4A, B, C).

Resultados para a tensão de compressão entre dente e ligamento periodontal na unidade ativa:

Quando analisadas as tensões de compressão, mínima concentração dos seus maiores picos (49195 Pa no incisivo central e 50561 Pa no incisivo lateral) foi observada na região cervical dos incisivos por vestibular (Figs 5A, B, C). Diante da mecânica intrusiva apresentada, há a concentração de tensões nos ápices radiculares, embora não expressivos para algum dano estrutural local.

Resultados para a tensão de tração entre osso e ligamento periodontal na unidade ativa:

Em relação ao osso alveolar, a tensão de tração se concentrou na região cervical e interproximal dos incisivos, com maiores picos (124620 Pa no incisivo central e 93479 Pa no incisivo lateral) na mesial desses dentes (Figs. 6A, B, C).

Resultados para a tensão de compressão entre osso e ligamento periodontal na unidade ativa:

Na análise de tensões compressivas (56700 Pa no incisivo central e 57767 Pa no incisivo lateral), pequenos pontos dos picos de tensões gerados puderam ser observados na região óssea ao longo da face palatina do incisivo central (Fig. 7C) e região do terço cervical do incisivo lateral, tanto por vestibular como por palatino (Figs. 7A, B, C), tendenciando, dessa forma, a remodelação óssea local na retração anterior.

DISCUSSÃO

Concentrações de tensões nos dentes e no osso é um efeito observado no movimento dentário ortodôntico. A mecânica apresentada utilizou um arco

de intrusão de três peças com retração simultânea e um arco transpalatino^{7,17} como ancoragem e o fato de não se usar fios contínuos de *bracket a bracket*, minimiza os efeitos colaterais.⁷ O sistema proposto nesta pesquisa foi composto por um segmento posterior de ancoragem, um arco base anterior e dois *cantilevers* confeccionados com fio de aço inoxidável 0,017"x 0,025".^{2,9,18} Costopoulos e Nanda¹⁷ também relataram a possibilidade do uso de fio TMA 0,017"x 0,025" para a mecânica intrusiva.

A força intrusiva foi aplicada por meio dos *cantilevers*² que apresentam uma carga/deflexão baixa,^{2,18} sendo apoiados no arco base anterior de aço inoxidável,^{1,18} em um ponto distal ao centro de resistência dos quatro incisivos. O ponto de aplicação da força em relação ao centro de resistência do segmento anterior pode alterar a inclinação deste segmento. Desse modo, a aplicação distal ao centro de resistência causa um movimento intrusivo com linguoversão.^{1,6,19,20}

A força intrusiva aplicada foi de 40g de cada lado, considerando 20g por raiz de dente.^{1,2,9,25} Essa força pode variar de 15g a 25g,^{17,21,22,26,27} de baixa magnitude para que a intrusão possa ser efetiva.^{2,10,23,24} Relatos indicam que a aplicação de 0,4N de força intruiu os quatro incisivos com a mesma significância daqueles com o dobro de magnitude de força.² A força intrusiva foi associada a uma força de retração por atração de 40g de cada lado com elástico em corrente, embora na mecânica em deslize indica-se o uso de 100g a 150g^{21,28} para a retração com elásticos.

Essas forças de intrusão e retração aplicadas foram associadas as tensões que foram geradas no modelo virtual construído nesse estudo para a simulação com elementos finitos. As tensões dissipadas nos dentes se concentraram nas regiões cérvico-palatina dos incisivos com maiores picos de tração, em torno de 118910 Pa e 109360 Pa para a simulação, no incisivo central e lateral, respectivamente. A tensão de compressão, entretanto, apresentou picos máximos simulados (49195 Pa para o dente 11 e 50561 Pa para o dente 12) com mínima concentração na região cervical dos incisivos por vestibular. Essa variação dos locais das tensões de tração e compressão pode estar relacionada a dissipação do sistema de força da biomecânica estudada, que gera, além de forças verticais, um momento na região anterior para palatino.

Há a concentração de tensões nos ápices radiculares dos incisivos neste estudo devido ao movimento intrusivo representado, porém não relevantes a danos estruturais.^{17,27} Há uma correlação de concentração de tensões em ápices radiculares com o tipo de movimento dentário e a magnitude de força associada ao tempo de tratamento,^{27,29} embora há relatos na literatura^{22,26} de que essa associação não é significativa. Rudolph et al.¹¹ relataram que em estudo com elementos finitos, a maior tensão se concentrou no ápice radicular durante uma força intrusiva, considerando, entretanto, as diferentes morfologias dos ápices das raízes.

Nas tensões no osso adjacente aos incisivos, os maiores picos (93471 Pa no dente 11 e 124620 Pa no dente 12) concentraram-se na região cervical e interproximal desses dentes na análise da força de tração, e a força de compressão, os maiores picos (56700 no dente 11 e 57761 no dente 12) foram observados ao longo da parede óssea palatina do incisivo central e região cervical do incisivo central e lateral por vestibular e palatino. A remodelação óssea diante da tensão/compressão nesses locais pode indicar a retração dos dentes anteriores. Estudos representados em modelo fotoelástico²⁸ com arco de retração dupla delta e arco utilidade de torque, as maiores tensões produzidas se concentraram entre os incisivos centrais e laterais indicando a inclinação lingual e no espaço edêntulo indicando a retração dos incisivos, respectivamente.

Os estudos com elementos finitos indicam as concentrações das tensões liberadas as estruturas em um momento inicial a aplicação das forças. Baseado nos resultados da biomecânica apresentada, os locais dessas tensões iniciais são favoráveis a movimentação dentária proposta tornando a mesma adequada para a correção da maloclusão estudada.

CONCLUSÕES

Diante da aplicação de força intrusiva de 40g/lado e de retração de 40g/lado nos incisivos superiores, pode-se observar que os maiores picos de tensões de tração não estão concentrados nos ápices radiculares e sim na região cervical dos mesmos com maior predominância na região palatina em dentes e região interproximal em osso. Na tensão de compressão, os maiores

picos se concentraram ao longo do osso adjacente palatino aos incisivos e cervical do incisivo central por vestibular.

REFERÊNCIAS

1. Burstone CJ. Deep overbite correction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1977; 71 (1): 1-22.
2. Van Steenberghe E, Burstone CJ, Prah-Andersen B, Aartman IHA. The influence of force magnitude on intrusion of maxillary segment. *Angle Orthodont* 2005; 75(5): 723-729.
3. Burstone CJ. Biomechanics of deep overbite correction. *Semin Orthodont* 2001; 7: 26-33.
4. Choi YJ, Chung CJ, Choy K, Kim K. Absolute anchorage with universal T-loop mechanics for severe deepbite and maxillary anterior protrusion and its 10-year stability. *Angle Orthodont* 2010; 80(4): 771-782.
5. Weiland FJ, Bantleon HP, Droschl H. Evaluation of continuous arch and segmented arch leveling techniques in adult patients – a clinical study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1996; 110:647-652.
6. Shroff B, Yonn WM, Lindauer SJ, Burstone CJ. Simultaneous intrusion and retraction using a three-piece base arch. *Angle Orthodont* 1997; 67(6): 455-462.
7. Burstone CJ. The mechanics of the segmented arch techniques. *Angle Orthodont* 1966; 36(2):99-120.
8. White TR, Caputo AA, Chaconas SJ. The measurement of utility archwire forces. *Angle Orthodont* 1979; 49(4):272-281.
9. Sifakakis I, Pandis N, Makou M, Elaidis T, Bourauel C. Forces and moments generated with various incisor intrusion systems on maxillary and mandibular anterior teeth. *Angle Orthodont* 2009; 79(5):928-933.
10. Van Steenberghe E, Burstone CJ, Prah-Andersen B, Aartman IHA. Influence of buccal segment size on prevention of side effects from incisor intrusion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2006; 129(5):658-665.
11. Rudolph DJ, Willes MG, Sameshima GT. A finite element model of apical force distribution from orthodontic tooth movement. *Angle Orthodont* 2001; 71:127-131.

12. Jeon PD, Turley PK, Ting K. Three-dimensional finite element analysis of stress in the periodontal ligament of the maxillary first molar with simulated bone loss. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2001; 119(5):498-504.
13. Lindhe J, Lang NP, Karring T. *Clinical Periodontology and Implant Dentistry.* 5th ed. Apr 2008.
14. Lekholm U, Zarb FL. Patient selection and preparation. *Tissue Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry.* Chicago: Quintessence, 1985.
15. Holmes DC. Influence of post dimension on stress distribution in dentin. *J Prosthet Dent.* 1996; 75(2):140-7.
16. Field C, Ichim I, Swain MV, Chan E, Darendeliler MA, Li W, Li Q. Mechanical responses to orthodontic loading: a 3-dimensional finite element multi-tooth model. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009; 135(2):174-81.
17. Costopoulos G, Nanda R. An evaluation of root resorption incident to orthodontic intrusion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1996; 109:543-8.
18. Shroff B, Lindauer SJ, Burstone CJ, Leiss JB. Segmented approach to simultaneous intrusion and space closure: Biomechanics of the three-piece base arch appliance. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1995; 107:136-43.
19. Van Steenberghe E, Burstone CJ, Prahl-Andersen B, Aartman IHA. The relation between the point of force application and flaring of the anterior segment. *Angle Orthod* 2005; 75(5): 730-735.
20. Smith RJ, Burstone CJ. Mechanics of tooth movement. *Am J Orthod* 1984; 85(4): 294-307.
21. Kojima Y, Fukui H. Numeric simulations of en-masse space closure with sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010; 138:702.e1-702.e6.
22. Chiqueto K, Martins DR, Janson G. Effects of accentuated and reversed curve of Spee on apical root resorption. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008; 133: 261-8.
23. Dellinger EL. A histological and cephalometric investigation of premolar intrusion in the *macaca speciosa* monkey. *Am J Orthod.* 1967; 53:325-355.
24. Steigman S, Michaeli Y. Experimental intrusion of rats incisors with continuous load of varying magnitude. *Am J Orthod.* 1981; 80:429-436.

25. Bauss O, Röhling J, Sadat-Khonsari R, Kiliaridis S. Influence of orthodontic intrusion on pulpal vitality of previously traumatized maxillary permanent incisors. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008; 134 (1): 12-17.
26. Dermaut LR, DeMunck A. Apical root resorption of upper incisors caused by intrusive tooth movement: a radiographic study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1986; 90:321-6.
27. McFadden WM, Engstrom C, Engstrom H, Anholm JM. A study of the relationship between incisor intrusion and root shortening. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1989; 96:390-6.
28. Chaconas SJ, Caputo AA, Miyashita K. Force distribution comparisons of various retraction archwires. *Angle Orthod* 1989; 59(1):25-30.
29. Han G, Huang S, Von den Hoff JW, Zeng J, Kuijpers-Jagtman AM. Root resorption after orthodontic intrusion and extrusion: An intraindividual study. *Angle Orthod* 2005; 75(6):912-918.

FIGURAS

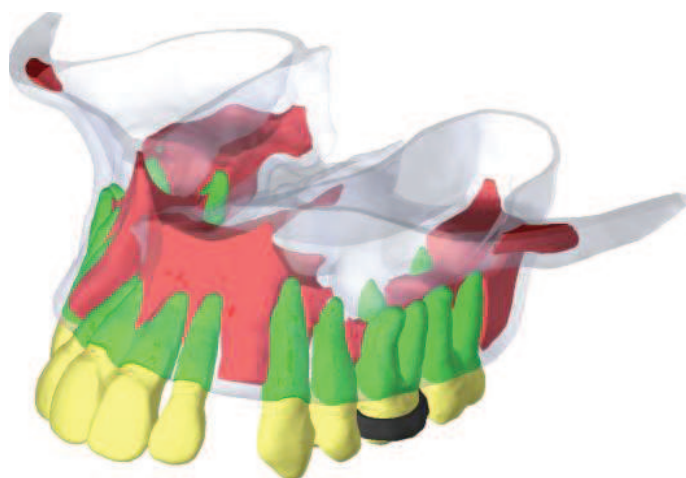


Fig 1. Reconstrução da maxila com os dentes a partir da tomografia e editado com a remoção dos primeiros pré-molares superiores e caninos retraídos, para a simulação da condição clínica da técnica analisada.

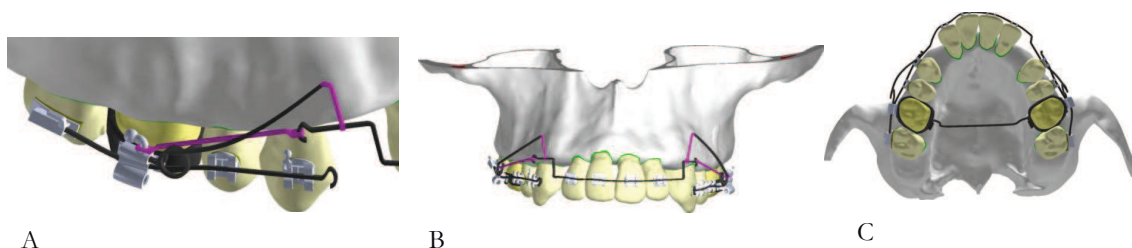


Fig 2. Modelos unidos. A. Vista Lateral; B. Vista frontal. Estruturas construídas (em roxo) para possibilitar a simulação das tensões iniciais do modelo; C. Vista oclusal do arco transpalatino.

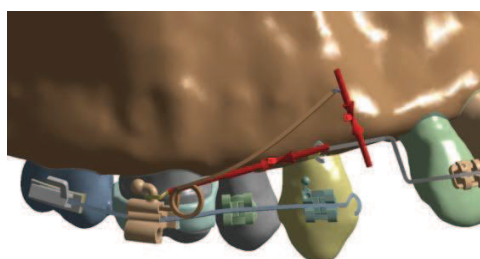


Fig 3. Localização e vetores das cargas aplicadas nos modelos.

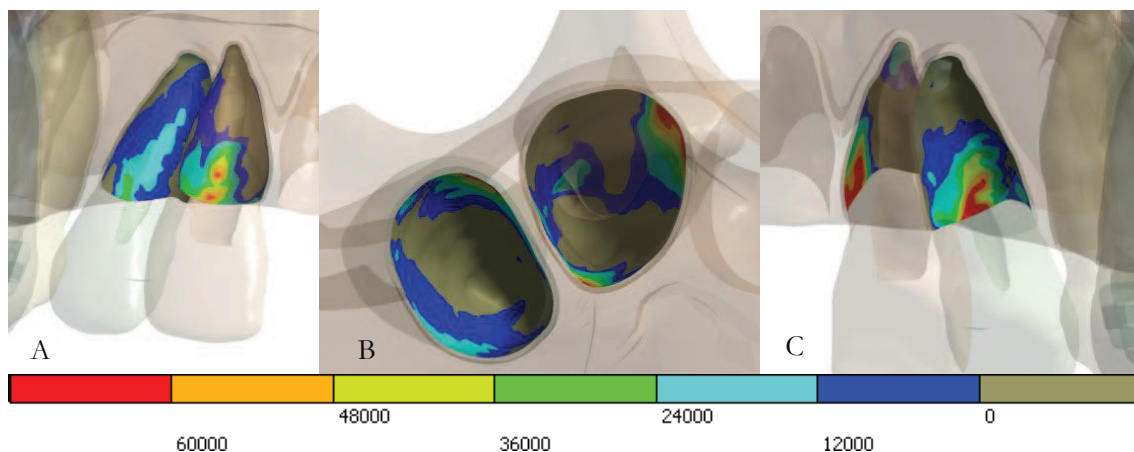


Fig 4. Plotagem das tensões de tração entre dente e ligamento periodontal na unidade ativa. A. Vista vestibular; B. Vista apical; C. Vista palatina.

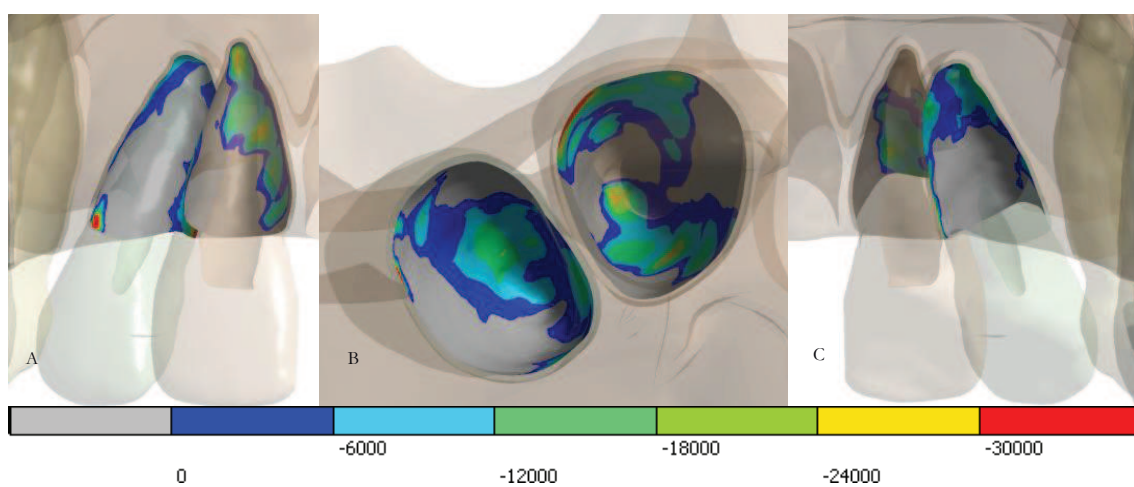


Fig 5. Plotagem das tensões de compressão entre dente e ligamento periodontal na unidade ativa. A. Vista vestibular; B. Vista apical; C. Vista palatina.

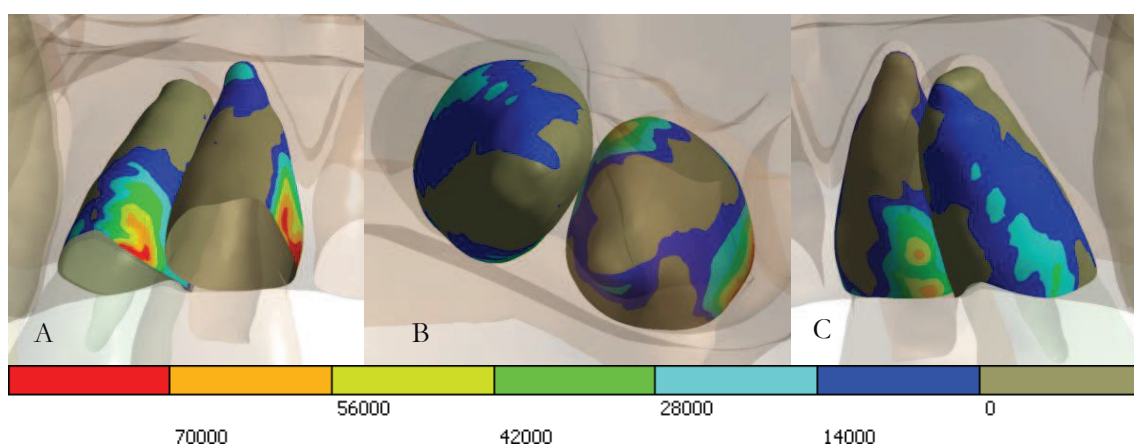


Fig 6. Plotagem das tensões de tração entre osso e ligamento periodontal na unidade ativa. A. Vista vestibular; B. Vista apical; C. Vista palatina.

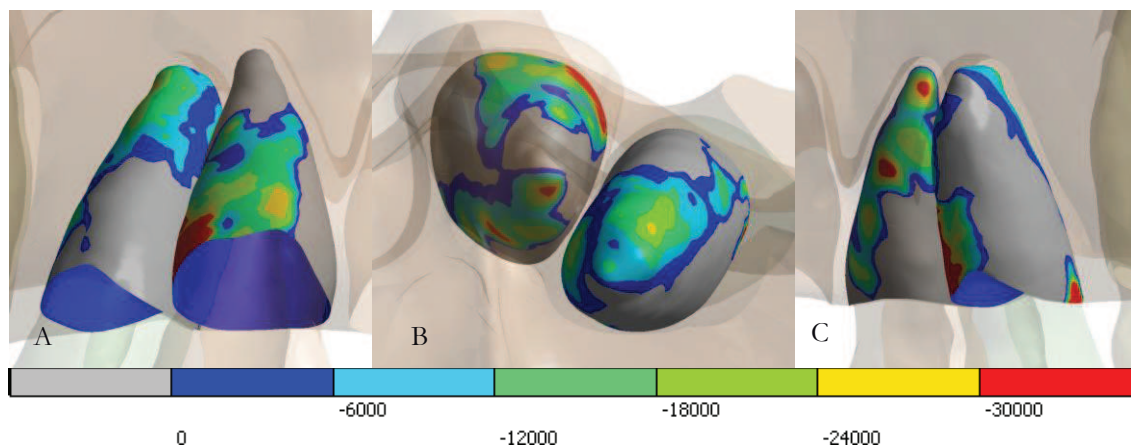


Fig 7. Plotagem das tensões compressivas entre osso e ligamento periodontal na unidade ativa. A. Vista vestibular; B. Vista apical; C. Vista palatina.

QUADRO

Quadro 1: Propriedades mecânicas dos materiais.

material / propriedade	Módulo de elasticidade (GPa)	Coefficiente de Poisson
Dentina ²⁰	18,6	0,31
Ligamento periodontal ²¹	1,18	0,45
Osso Medular ²⁰	1,37	0,3
Osso cortical ²⁰	13,7	0,3
Fios ortodônticos ²¹	210	0,3
<i>Brackets</i> ortodônticos ²¹	210	0,3
Bandas ²¹	210	0,3
Cimento ²¹	2,14	0,31

ARTICLE 1

TITLE PAGE**INTRUSIVE AND RETRACTION STRESS DISTRIBUTION ON UPPER
INCISORS AND ADJACENT ALVEOLAR BONE – A 3-D FINITE ELEMENT
ANALYSIS STUDY****AUTHORS:**

GUILHERME ORTELLADO, DDS, MSc.

Orthodontic Postgraduate Student, (Phd Program)
Pontifical Catholic University of Parana, Curitiba, Brazil
School of Health and Biosciences
Email: guilherme.ortellado@hotmail.com

ODILON GUARIZA FILHO, DDS, PhD.

Full Professor, Graduate Dentistry Program, Orthodontics
Pontifical Catholic University of Parana, Curitiba, Brazil
School of Health and Biosciences
Email: odilongfilho@gmail.com

CORRESPONDING AUTHOR:

Odilon Guariza Filho

Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, Brasil
Rua Imaculada Conceição, 1155, Prado Velho
CEP: 80.215-901 – Curitiba – PR
Email: odilongfilho@gmail.com

ABSTRACT

Introduction: The biomechanics of alveolar bone and incisors intrusion and retraction forces dissipation on the anterior segment of the maxilla using an intrusion and simultaneous retraction where analysed using FEA. **Methods:** A 3D full teeth maxilla model was constructed for the finite element analysis. The dental structures and periodontal ligament were constructed based on literature. The orthodontic accessories were reconstructed on Solidworks software and connected to the clinical simulation. **Results:** Both tensile and compressive stresses were concentrated on the cervical region of teeth, with a higher concentration on the palatal and buccal region, respectively. In the alveolar bone, the tensile stress was concentrated on the cervical and interproximal regions of the incisors, and few stress concentration points could be seen along the palatal area of the central incisor and buccal cervical and along the palatal region of the lateral incisor. **Conclusions:** The highest stress magnitudes were concentrated in the buccal and palatal cervical regions of the anterior incisors. In the adjacent bone, higher compressive stress magnitudes could be seen mainly along the palatal area of the central incisors. Some stresses were concentrated in root apices due to the intrusive movement; however, there was no critical magnitude for dental structure damage.

INTRODUCTION

Depending on the deep overbite treatment plan for each patient, it's possible to perform a relative intrusion of the anterior teeth associated to an extrusion of the posterior teeth, or an intrusion of the anterior teeth themselves.¹⁻⁴ If the treatment objective of a Class II malocclusion is to reduce or maintain the vertical dimension, an anterior teeth intrusive mechanic can be done. Thus, the vertical dimension control causes a higher stability of the treated cases.¹

In the Segmented Arch Technique developed by Burstone¹, the use of intrusion arches may minimize the posterior teeth extrusion when compared to continuous arches in a Class II convex profile patients.^{4,5}

Attempting to know how a deep overbite correction would help in the anterior teeth retraction in Class II, division 1 malocclusion patients, Burstone developed a three-piece biomechanics method comprising an anterior base arch, two cantilevers and a posterior anchorage unit.¹ The use of non-continuous arches from brackets to brackets minimizes the collateral effects.⁷ Thus, continuous forces might be applied without losing control of both active and reactive units, considering the understanding of the force/moment ratio.⁷

For balancing the forces distribution among the incisors, a compensatory curve may be used in the anterior segment of the arch of the bioprogressive technique⁸ or using the Burstone intrusive arch¹ with no torque production once the intrusive arches are not placed into the slots of the brackets for this technique, allowing the orthodontist to understand the unique force system produced, with forces and moments that may be easily discerned, measured and analyzed, characterizing a statically determinate system.^{1,2,9,10}

The difficulty in analyzing and measuring how much a mechanical stress is harmful to teeth,¹¹ the finite element study, which is used in engineering and widely used in dentistry areas,^{11,12} enables forces applied to individual or segmented teeth to be modeled as well as stress distribution to the alveolar bone,¹¹ periodontal ligament,¹² among others. This method presents advantages over others (as photoelasticity) for representing dental heterogeneity and its modeling contour, as well as the facility for applying forces with different magnitudes and directions for a more complete analysis.¹¹

The aim of this study is to analyze the stresses delivered to teeth and maxillary bone in the active unit using an intrusive mechanic with simultaneous retraction, by a finite element study.

MATERIAL AND METHODS

A solid model was constructed from an adult patient full teeth maxilla CT (I-CAT, Xoran Technologies, Ann Arbor). Transverse cuts, 0.25 mm apart, totaling 218 cuts, each with 640 x 640 pixels were made and recorded in DICOM format (digital imaging and communication in medicine standard) and then imported to a digital images and reconstruction program (Simpleware 4, Simpleware innovation Centre, Exeter, United Kingdom). Due to a non-

satisfactory definition and contrast, teeth and bone were manually segmented and tridimensionally reconstructed into a non-parametric model, which was recorded in a STL format (3D systems, Rock Hill).

These models, due to the large amount of polyhedral faces, had to be edited and were parameterized into NURBS faces (non-uniform rational bases splines) with minimal distortion, using the Solidworks Premium “Scan to 3D” software supplement (Dassault Systems, Solidworks, Corps).

Teeth were manually edited in the CAD Solidworks software (Dassault Systems, Solidworks Corps), based on literature references.¹⁸ The cortical bone was modeled with 2 mm in width, the cortical bone around teeth with 0.7 mm in width and the other internal portions, as the marrow bone, for representing a D3 bone, was modeled according to Lekholm and Zarb classification¹⁹ (Figure 1).

Orthodontics accessories (brackets slot .022” and triple and single tubes – Roth) were measured by a digital caliper rule (Litz professional, Germany) and a digital microscope, DM-130U model 10x – 200x magnification and a measurement software (Miview, China) and reconstructed into the Solidworks Software and connected based on the clinical simulation comprised of an anterior base arch and a sectioned posterior arch from the canine to the second molar bilaterally (0.017”x 0.025” stainless steel wire), two cantilevers (0.017”x 0.025” stainless steel) and a transpalatal stainless steel arch (0.032” stainless steel). Retraction was simulated by chain elastic (short section – grey) from the hook located in the edge of the base arch to the triple tube of the first upper molar (Figure 2).

Simulation

Models were delivered to the Finite element simulation software ANSYS Workbench V11.0 (Swanson Analysis System Inc., Canonsburg, PA) and the mechanical behavior of each component was configured according to the elastic modulus and Poisson’s ratio (Table 1). The contact between the structures (teeth, teeth/brackets) was considered non-friction, as a perfect union to validate the finite element data.

It was applied a 0.4N/side retraction force by chain elastic and a 0.4N intrusion force (cantilever) to the model by a “bolt pretension” resource of the ANSYS (Figure 3).

All the models were solved (Windows 7 64 bits, Intel i7 q740, 14 Gb RAM memory). The graphical and numerical plotting results were registered, evaluated and compared. The discretization of the model was generated and validated through a refinement process of a tetrahedral mesh with 10 node quadratic elements (solid 187), which enabled the irregular geometry copy presented in the analyzed model.

RESULTS

The present research analyzed the stress delivered to the contact surface between periodontal ligament and teeth (incisors) and its distribution into the adjacent bone in the active unit using a three piece intrusion mechanics with simultaneous retraction by an elastic chain and a transpalatal arch added to a great number of teeth attached to the posterior segment (canine, 2nd bicuspid, 1st and 2nd molars) as anchorage. Although there are differences in the anatomy and position of the teeth between the hemi arcades, its relation is similar; therefore, the conclusions are similar.

Results for the tensile stress between tooth and periodontal ligament in the active unit

The analyzed stresses delivered to teeth were mostly concentrated in their cervical regions. In the tensile stress analysis, these stresses were delivered to the incisors on their cervical third presenting higher peaks, around 118910 Pa in the central incisor and 109360 Pa in the lateral incisor, in the palatal region (Figures 4 A, B, C).

Results for the compressive stress between tooth and periodontal ligament in the active unit

When compressive stresses were analyzed, it was observed few concentrations of its higher peaks (49195 Pa in the central incisor and 50561 Pa in the lateral incisor) in the buccal side of the cervical region of the incisors (Figures 5 A, B, C). Due to the presented intrusive mechanics, there are some stresses concentrated in the root apices, although these are not expressive for any local structural damage.

Results for the tensile stress between bone and periodontal ligament in the active unit

Concerning the alveolar bone, the tensile stress concentrated in the cervical and interproximal regions of the incisors, with higher peaks (124620 Pa in the central incisor and 93479 Pa in the lateral incisor) in their mesial area (Figures 6 A, B, C).

Results for the compressive stress between bone and periodontal ligament in the active unit

During compressive stresses analysis (56700 Pa in the central incisor and 57767 Pa in the lateral incisor), few high peak spots could be seen in the bone region between the central incisor palatal face (Figure 7C) and the cervical third of the lateral incisor, both buccal and palatal (Figures 7A, B, C), tending to bone remodeling during anterior retraction.

DISCUSSION

Teeth and bone stresses concentration is a common effect during orthodontic treatment. The presented orthodontic mechanics used a three piece base arch with simultaneous retraction and a transpalatal arch^{7,17} as anchorage and the fact of not using continuous arches from brackets to brackets minimizes collateral effects.⁷ The proposed system in this research was composed by a posterior anchorage segment, an anterior base arch and two cantilevers made of 0.017"x0,025" stainless steel wire.^{2,9,18} Costopoulos and Nanda¹⁷ also reported the possibility of using a 0.017"x 0.025" TMA wire for intrusive mechanics.

An intrusive force was applied using low load/deflection ratio cantilevers,² which were supported on the stainless steel anterior base arch^{1,18} in a distal spot in relation to the center of resistance of the four incisors. The spot where the force was applied in relation to the center of resistance of the anterior segment may alter this segment inclination. Thus, the force application distally to the center of resistance causes an intrusive and palatal movement.^{1,6,19,20}

The applied force used was 0.4 N/side, considering 0.2 N for each tooth root.^{1,2,9,25} This force may vary from 0.15 N to 0.25 N,^{17,21,22,26,27} with low intensity for an effective intrusion.^{2,10,23,24} Reports indicate that applying a 0.4 N force intruded the four incisors with the same significance as its double magnitude.² The intrusive force was associated to a 0.4 N chain elastic retraction force, despite sliding mechanics recommending 0.10 N to 0.15 N^{21,28} for retraction with elastics.

These intrusion and retraction forces were associated with the stresses delivered to the virtual model constructed in this research for finite element simulation. The stresses delivered to the teeth were concentrated in the palatal and cervical regions of the incisors, presenting higher traction peaks, around 118910 Pa and 109360 Pa for the simulation, in the central and lateral incisors, respectively. The compressive stress; however, presented higher peaks (49195 Pa for tooth 11 and 50561 Pa for tooth 12) presenting minimum concentration in the buccal cervical region of the incisors. These local variations of tensile and compressive stresses may be related to the force system presented in the studied biomechanics, which generate vertical forces and a palatal moment in the anterior region.

Some concentration of these stresses can be seen in root apices in this study due to the intrusive movement represented, but it's not relevant to structural damages.^{17,27} There is an association between the stress concentration in the root apices and the kind of tooth movement and force magnitude in relation to the treatment time.^{27,29} However, there are some literature reports^{22,26} saying that this association is not significant. Rudolph et al.¹¹ reported that, in finite element study, the highest stress concentrated in the root apices during an intrusive force, considering though, the root apices morphology.

The highest tensile stresses in the adjacent bone of the incisors (93471 Pa in tooth 11 and 124620 Pa in tooth 12) are concentrated in the cervical and interproximal areas of these teeth and the highest peaks of compressive stresses (56700 in tooth 11 and 57761 in tooth 12) were observed among the bone related to the palatal area of the central incisor and cervical region of both, central and lateral incisors, buccal and palatal side. Bone remodeling during tension/compression in these places may indicate the anterior teeth

retraction. In researches concerning the photoelastic model,²⁸ the highest stresses concentrated between the central and lateral incisors during the use of a double delta retraction arch wire indicating the lingual torquing and in the edentulous space indicating incisors retraction in the utility arch wire.

Finite element studies indicate stress concentrations delivered to structures in an initial moment once the forces are applied. Based on the results of the presented biomechanics, initial stresses locations are favorable to the proposed dental movement, making it appropriate for the correction of the studied malocclusion.

CONCLUSIONS

Once a 0.4 N/side intrusive and retraction force is applied to the upper incisors, it can be observed that the highest peaks of tensile stresses are not concentrated in the roots apices, but on their cervical regions with a greater predominance in the palatal area in teeth and interproximal area in alveolar bone. For the compressive stress, the highest peaks concentrated along the incisors adjacent bone in the palatal area and cervical area buccally in the central incisor.

REFERENCES

1. Burstone CJ. Deep overbite correction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1977; 71 (1): 1-22.
2. Van Steenberg E, Burstone CJ, Pahl-Andersen B, Aartman IHA. The influence of force magnitude on intrusion of maxillary segment. *Angle Orthodont* 2005; 75(5): 723-729.
3. Burstone CJ. Biomechanics of deep overbite correction. *Semin Orthod* 2001; 7: 26-33.
4. Choi YJ, Chung CJ, Choy K, Kim K. Absolute anchorage with universal T-loop mechanics for severe deepbite and maxillary anterior protrusion and its 10-year stability. *Angle Orthodont* 2010; 80(4): 771-782.

5. Weiland FJ, Bantleon HP, Droschl H. Evaluation of continuous arch and segmented arch leveling techniques in adult patients – a clinical study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1996; 110:647-652.
6. Shroff B, Yonn WM, Lindauer SJ, Burstone CJ. Simultaneous intrusion and retraction using a three-piece base arch. *Angle Orthod* 1997; 67(6): 455-462.
7. Burstone CJ. The mechanics of the segmented arch techniques. *Angle Orthod* 1966; 36(2):99-120.
8. White TR, Caputo AA, Chaconas SJ. The measurement of utility archwire forces. *Angle Orthod* 1979; 49(4):272-281.
9. Sifakakis I, Pandis N, Makou M, Elaidis T, Bourauel C. Forces and moments generated with various incisor intrusion systems on maxillary and mandibular anterior teeth. *Angle Orthod* 2009; 79(5):928-933.
10. Van Steenberghe E, Burstone CJ, Prah-Andersen B, Aartman IHA. Influence of buccal segment size on prevention of side effects from incisor intrusion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2006; 129(5):658-665.
11. Rudolph DJ, Willes MG, Sameshima GT. A finite element model of apical force distribution from orthodontic tooth movement. *Angle Orthod* 2001; 71:127-131.
12. Jeon PD, Turley PK, Ting K. Three-dimensional finite element analysis of stress in the periodontal ligament of the maxillary first molar with simulated bone loss. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2001; 119(5):498-504.
13. Lindhe J, Lang NP, Karring T. *Clinical Periodontology and Implant Dentistry.* 5th ed. Apr 2008.
14. Lekholm U, Zarb FL. Patient selection and preparation. *Tissue Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry.* Chicago: Quintessence, 1985.
15. Holmes DC. Influence of post dimension on stress distribution in dentin. *J Prosthet Dent.* 1996; 75(2):140-7.
16. Field C, Ichim I, Swain MV, Chan E, Darendeliler MA, Li W, Li Q. Mechanical responses to orthodontic loading: a 3-dimensional finite element multi-tooth model. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009; 135(2):174-81.
17. Costopoulos G, Nanda R. An evaluation of root resorption incident to orthodontic intrusion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1996; 109:543-8.

18. Shroff B, Lindauer SJ, Burstone CJ, Leiss JB. Segmented approach to simultaneous intrusion and space closure: Biomechanics of the three-piece base arch appliance. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1995; 107:136-43.
19. Van Steenberghe E, Burstone CJ, Pahl-Andersen B, Aartman IHA. The relation between the point of force application and flaring of the anterior segment. *Angle Orthod* 2005; 75(5): 730-735.
20. Smith RJ, Burstone CJ. Mechanics of tooth movement. *Am J Orthod* 1984; 85(4): 294-307.
21. Kojima Y, Fukui H. Numeric simulations of en-masse space closure with sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010; 138:702.e1-702.e6.
22. Chiqueto K, Martins DR, Janson G. Effects of accentuated and reversed curve of Spee on apical root resorption. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008; 133: 261-8.
23. Dellinger EL. A histological and cephalometric investigation of premolar intrusion in the *macaca speciosa* monkey. *Am J Orthod.* 1967; 53:325-355.
24. Steigman S, Michaeli Y. Experimental intrusion of rats incisors with continuous load of varying magnitude. *Am J Orthod.* 1981; 80:429-436.
25. Bauss O, Röhling J, Sadat-Khonsari R, Kiliaridis S. Influence of orthodontic intrusion on pulpal vitality of previously traumatized maxillary permanent incisors. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008; 134 (1): 12-17.
26. Dermaut LR, DeMunck A. Apical root resorption of upper incisors caused by intrusive tooth movement: a radiographic study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1986; 90:321-6.
27. McFadden WM, Engstrom C, Engstrom H, Anholm JM. A study of the relationship between incisor intrusion and root shortening. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1989; 96:390-6.
28. Chaconas SJ, Caputo AA, Miyashita K. Force distribution comparisons of various retraction archwires. *Angle Orthod* 1989; 59(1):25-30.
29. Han G, Huang S, Von den Hoff JW, Zeng J, Kuijpers-Jagtman AM. Root resorption after orthodontic intrusion and extrusion: An intraindividual study. *Angle Orthod* 2005; 75(6):912-918.

FIGURE CAPTIONS

Fig 1. Full teeth maxilla model reconstructed from a CT and edited with the upper first premolar removed and canines retracted for the analyzed clinical simulation.

Fig 2. Joint models. A. Lateral view; B. Front view. Constructed structures (purple) to simulate the initial tensions in the model; C. Occlusal view with a transpalatal arch.

Fig 3. Location and vector of the applied loads in the model.

Fig 4. Plotting of tensile stress between tooth and periodontal ligament in the active unit. A. Buccal view; B. Apical view; C. Palatal view.

Fig 5. Plotting of compressive stresses between tooth and periodontal ligament in the active unit. A. Buccal view; B. Apical view; C. Palatal view.

Fig 6. Plotting of the tensile stress between bone and periodontal ligament in the active unit. A. Buccal view; B. Apical view; C. Palatal view.

Fig 7. Plotting of compressive stresses between bone and periodontal ligament in the active unit. A. Buccal view; B. Apical view; C. Palatal view.

TABLE CAPTION

Table 1. Material's mechanical properties.

Figures

Fig 1

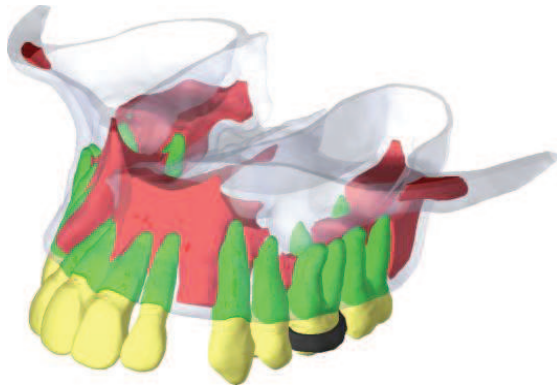


Fig 2

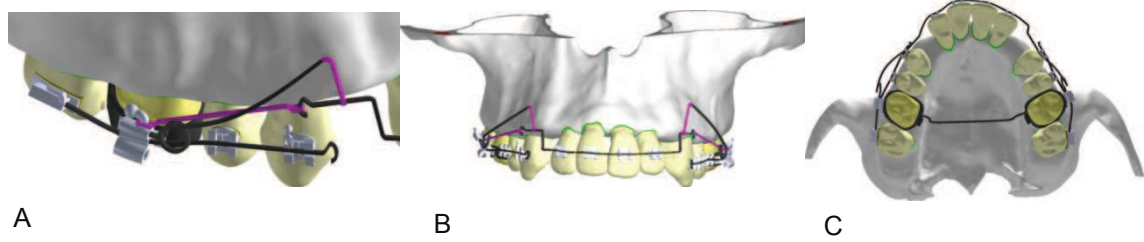


Fig 3

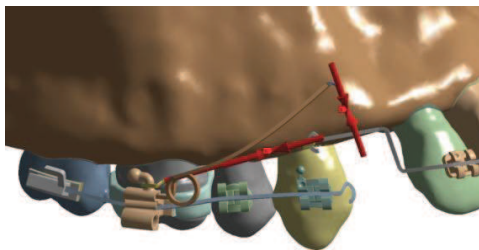


Fig 4

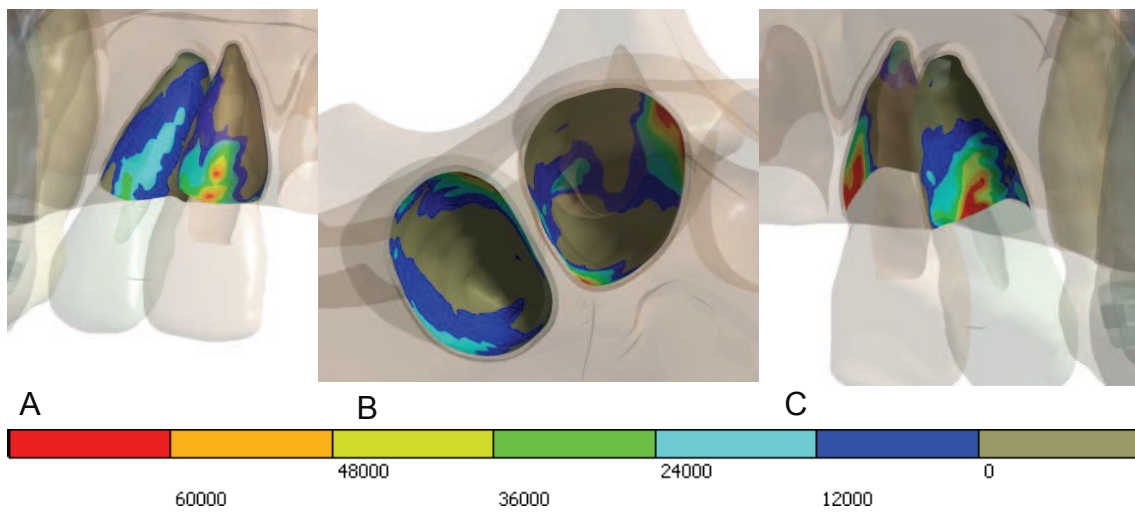


Fig 5

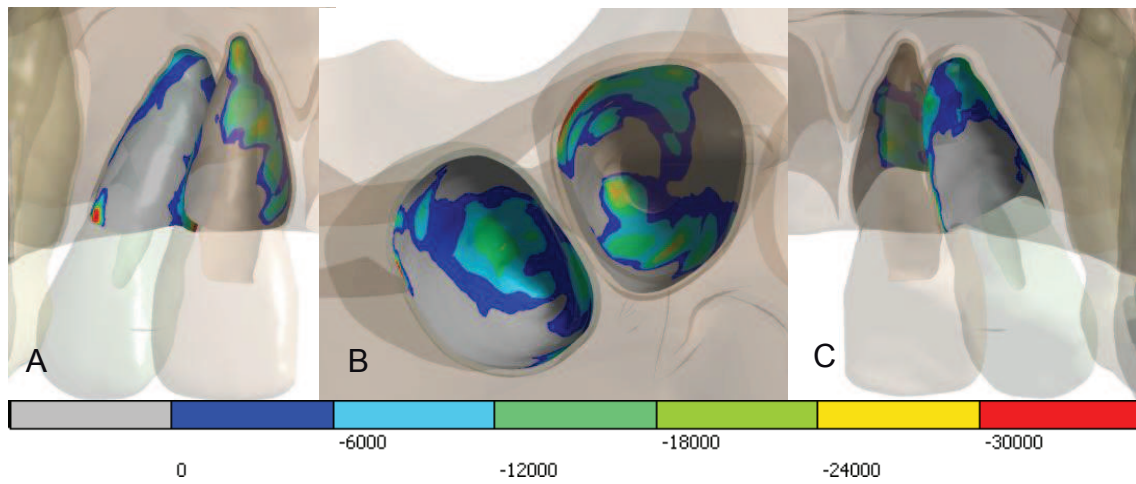


Fig 6

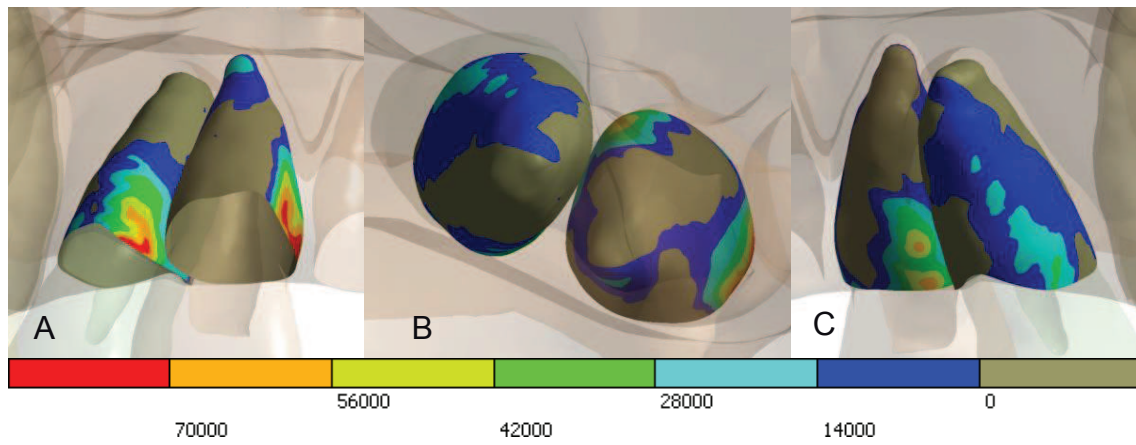
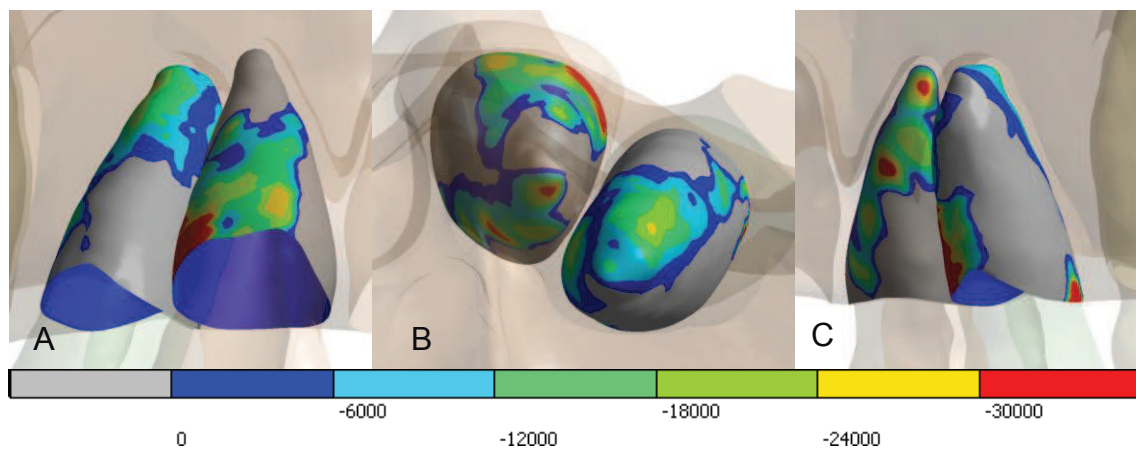


Fig 7



Table

Table 1. Material's mechanical properties.		
material / property	Elastic Modulus (GPa)	Poisson's ratio
Dentine ²⁰	18.6	0.31
Periodontal ligament ²¹	1.18	0.45
Marrow bone ²⁰	1.37	0.3
Cortical bone ²⁰	13.7	0.3
Orthodontic Wires ²¹	210	0.3
Orthodontic Brackets ²¹	210	0.3
Bands ²¹	210	0.3
Resin ²¹	2.14	0.31

ARTIGO 2

PÁGINA TÍTULO

**TENSÕES GERADAS NA UNIDADE REATIVA COM TRÊS DIFERENTES
TIPOS DE ANCORAGEM NA MECÂNICA INTRUSIVA DE TRÊS PEÇAS
ANTERIOR COM RETRAÇÃO SIMULTÂNEA. ESTUDO COM ELEMENTOS
FINITOS**

AUTORES:

GUILHERME ORTELLADO, DDS, MSc.

Doutorando em Odontologia – Ortodontia

Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, Brasil

Escola de Saúde e Biociências

Email: guilherme.ortellado@hotmail.com

ODILON GUARIZA FILHO, DDS, PhD.

Professor Titular do Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Área de
Concentração em Ortodontia

Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, Brasil

Escola de Saúde e Biociências

Email: odilongfilho@gmail.com

AUTOR PARA CORRESPONDÊNCIA

Odilon Guariza Filho

Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, Brasil

Rua Imaculada Conceição, 1155, Prado Velho

CEP: 80.215-901 – Curitiba – PR

Email: odilongfilho@gmail.com

RESUMO

Introdução: O objetivo desta pesquisa é analisar, com estudo com elementos finitos, as tensões distribuídas no ligamento periodontal, em sua interface com dentes e osso, na unidade reativa de uma mecânica intrusiva anterior com retração simultânea usando diferentes tipos de ancoragem. **Métodos:** Foi construído um modelo tridimensional de maxila com todos os dentes. As estruturas dentárias e ligamento periodontal foram construídos com base em referências na literatura. Os acessórios ortodônticos foram reconstruídos no *software* Solidworks e unidos a semelhança da simulação clínica. **Resultados:** A presença do arco transpalatino não foi determinante na distribuição das tensões aos dentes e osso na unidade reativa. A remoção do tubo do segundo molar, entretanto, levou a uma maior concentração de tensão de tração no osso adjacente aos 1^{os} e 2^{os} molares em 13% e reduziu a tensão de compressão em 50% no 2^o molar. Nos dentes, a tensão de tração aumentou em 19% no 1^o molar e reduziu em 45% no 2^o molar. Na compressão, a redução da tensão em dente no 2^o molar foi de 65%. Os maiores picos de tensões em osso e dente se concentraram no canino, embora sem diferença relevante com o uso do arco transpalatino ou a remoção do tubo do 2^o molar. **Conclusões:** Os maiores picos de tensões de tração em osso concentraram-se nas regiões cérvico-vestibulares dos dentes 13, 15 e 16 e cérvico-palatinas dos dentes 13 e 16. Nos dentes, essa tensão teve os maiores picos no terço cérvico-vestibular do dente 13. Nas tensões compressivas, os maiores picos se concentraram na cervical do dente 13, assim como no seu osso adjacente.

Palavras Chaves: Elementos finitos; Arco transpalatino; Tensões estruturais

INTRODUÇÃO

Efeitos reacionais na correção de sobremordidas acentuadas como rotação da mandíbula^{1,2} no sentido horário, invadindo o espaço interoclusal,³ desfavorecendo perfis convexos de Classe II, divisão 1⁴ e diminuição da distância intramaxilar devido ao momento gerado no segmento posterior^{5,6} requerem um sistema de ancoragem efetivo para que esses efeitos sejam minimizados,^{4,7} quando indesejados.

Com o uso de *cantilevers* ou mesmo dos arcos de intrusão, ambos confeccionados com fio de aço inoxidável^{5,8} ou TMA 0,017"x 0,025",⁸ a extrusão do segmento posterior é causada por uma força de igual magnitude, mas de direção oposta a força intrusiva anterior.^{3,9-13}

Em pacientes com protrusão dos dentes anteriores, muitas vezes se faz necessária a extração de pré-molares, seguida de retração dos dentes anteriores⁴, podendo ser em massa dos seis dentes anteriores quando a perda

de ancoragem é permitida ou com retração dos caninos primeiramente para posterior retração dos incisivos.⁷

A ancoragem pode ser feita com aparelhos extrabuciais, inclusão do maior número de dentes no segmento posterior^{3,5,9} com o uso de um fio rígido de aço inoxidável 0,021"x 0,025" o qual é posicionado cuidadosamente nos *slots* dos *brackets* dos dentes posteriores⁷ e/ou ainda o uso de um arco transpalatino de aço inoxidável 0,036"⁷ na maxila¹⁴ ou arco lingual na mandíbula, unindo, dessa forma, os segmentos posteriores direito e esquerdo, considerando-os como um dente único multirradiculado.^{3,5,15} Os dentes sendo incluídos nos segmentos posteriores, além de aumentar o tamanho desse segmento de ancoragem, muda para anterior a localização do centro de resistência do mesmo, diminuindo o momento dessa região.^{11,16} As forças oclusais, em parte, também neutralizam o efeito extrusivo.^{2,3,9-11} Mais recentemente, o uso de ancoragem esquelética com miniimplantes ou miniplacas também tem sido usada.⁴

O controle da ancoragem é feito em parte pela distribuição das forças nos dentes que estão mais aptos a suportar a movimentação dentária. Em um arco contínuo, os dentes de ancoragem estão localizados geralmente ao lado dos dentes que serão movimentados, uma vez que as forças são distribuídas de *brackets* a *brackets*. Segmentando o arco, as forças podem ser distribuídas ao longo do segmento do arco aproveitando-se, assim, tanto da ancoragem recíproca como da ancoragem dentária que é mais resistente à movimentação dentária.⁷

Esse artigo tem por objetivo analisar, por meio de estudos com elementos finitos, as tensões estruturais geradas na unidade reativa da mecânica de intrusão anterior com o arco de três peças e retração simultânea, usando três tipos diferentes de ancoragem.

MATERIAL E MÉTODOS

Foi construído um modelo sólido a partir de uma tomografia computadorizada (I-CAT, Xoran Technologies, Ann Arbor) de uma maxila, de uma paciente adulta com todos os dentes presentes, exceto terceiros molares. Foram feitos cortes transversais de 0,25 mm de distância, perfazendo um total

de 218 cortes com 640 x 640 pixels cada, os quais foram gravados em no formato DICOM (digital imaging and communications in medicine standard) e importados para um programa de processamento de imagens e reconstrução digital (Simpleware 4, Simpleware Innovation Centre, Exeter, United Kingdom). Diante do nível de contraste e definição insatisfatório, os dentes e a superfície óssea foram segmentados manualmente e reconstruídos tridimensionalmente num modelo não paramétrico, que foram gravados no formato STL (3D systems, Rock Hill).

Esses modelos, devido a grande quantidade de faces poliédricas precisaram ser editados e foram parametrizados com faces do tipo NURBS (non uniform rational bases splines) com mínima distorção, através do suplemento do software Solidworks Premium “Scan to 3D” (Dassault Systems, Solidworks Corps).

Os dentes foram manualmente editados no *software* tipo CAD Solidworks (Dassault Systems, Solidworks Corps), com base em referências da literatura¹⁸. O osso cortical superficial foi modelado com uma espessura de 2 mm, o osso cortical ao redor dos dentes com 0,7 mm e o restante das porções internas como osso medular para representar um osso tipo D3 segundo a classificação de Lekholm e Zarb¹⁹ (Figura 1).

Os acessórios ortodônticos (*brackets slot .022*” e tubos triplos e simples - Roth) foram mensurados com paquímetro digital (Litz professional, Alemanha) e microscópio digital, modelo DM-130U com aumento de 10x – 200x e *software* de mensuração proprietário (Miview, China) e reconstruídos no *software* Solidworks e unidos a semelhança da simulação clínica com arco base anterior e um arco seccionado unindo o canino ao 2º molar bilateralmente (fios de aço inoxidável 0,017” x 0,025”), dois *cantilevers* (fio de aço inoxidável 0,017” x 0,025”) e um arco transpalatino (fio de aço inoxidável 0,032”). Para a retração foi simulado o uso de elástico em corrente (secção curta – cinza) ligando o gancho da extremidade do arco base ao gancho do tubo triplo do primeiro molar (Figura 1).

Foram construídos três modelos para simular os três tipos de ancoragem diferentes, conforme a quadro 1 e figura 2:

Simulação

Os modelos foram exportados para o *software* de simulação de elementos finitos ANSYS Workbench V11.0 (Swanson Analysis System Inc., Canonsburg, PA) e o comportamento mecânico de cada componente foi configurado de acordo com o módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson (Quadro 2). O contato entre as estruturas (entre dentes, entre dentes/*brackets*/bandas) foi considerado como sem fricção, como união perfeita para validar os dados dos elementos finitos.

Uma força de retração com elástico em corrente de 40g/lado e uma força intrusiva de 40g/lado (*cantilever*) foram aplicadas ao modelo por meio do recurso “bolt pretension” do ANSYS (Figura 3).

Todas as simulações foram não lineares em relação ao contato. Todos os modelos foram então resolvidos (Windows 7 64 bits, processador Intel i7 q740, 14 Gb memória RAM). A plotagem gráfica e numérica dos resultados foi registrada, avaliada e comparada. A discretização do modelo foi gerada e validada em um processo de refinamento de malha com elementos quadráticos tetraédricos de 10 nós (solid 187), o que possibilitou a cópia da geometria irregular presente no modelo analisado.

RESULTADOS

A presente pesquisa analisou as tensões geradas na superfície de contato entre osso e o ligamento periodontal e entre o ligamento periodontal e dente avaliando o comportamento da unidade reativa ao sistema de força gerado pelo método biomecânico de três peças com retração simultânea anterior, usando três tipos diferentes de ancoragem. Embora haja diferenças na anatomia e posição dos dentes entre as hemiarcadas, a relação entre os lados é semelhante e, portanto, as conclusões são semelhantes para ambos.

Resultados para a tensão de tração entre osso e ligamento periodontal:

Quanto aos resultados apresentados no quadro 3, referentes a tensão de tração no osso na região posterior e tomando-se como referência o modelo

A, pode ser observado que a remoção do arco transpalatino trouxe alteração desprezível para a distribuição das tensões sobre o osso. As tensões representadas em Pa (quadro 3) nos dentes 13, 15 ao 17, mantiveram-se basicamente sem alterações entre os modelos A e B. Os maiores picos se concentraram nas regiões cérvico-vestibulares dos dentes 13 e 15, e no dente 16, na região de furca. Por palatino, esses maiores picos foram observados na cervical da raiz palatina do dente 16. No osso adjacente ao dente 13 os maiores picos das tensões se concentraram com mais intensidade tendenciando a efetividade do sistema de ancoragem frente ao sistema de força gerado com a biomecânica estudada (Figuras 4 e 5).

A remoção do tubo do segundo molar no tratamento aumentou as tensões de tração no osso adjacente ao primeiro molar em 13% (6262 Pa – Modelo C) quando comparado com o mesmo dente no modelo A (5523 Pa), resultado da perda do apoio fornecido pelo segundo molar. O segundo molar também apresentou picos de tração maiores (13%, 2075 Pa) do que nos modelos A e B (1836 Pa e 1837 Pa, respectivamente). Isso pode ser explicado pelo maior movimento para mesial da região anterior ao segundo molar. Entretanto, essa tração ao invés de se originar primeiramente pelo *bracket*/coroa, origina-se na região óssea interproximal dos molares. Houve um aumento do pico de tensão de tração óssea na face cérvico-disto-vestibular do dente 16 (Figura 4C). No dente 15, o aumento dessa tensão foi de apenas 4% (5566 Pa – modelo A e 5806 – modelo C) e a diferença das tensões entre esses modelos não foi representativa no dente 13 (9415 Pa – modelo A e 9464 Pa – modelo C).

Comparando todos os resultados do quadro 1, a presença ou não do arco transpalatino não trouxe efeitos significativos, mas a remoção do tubo do segundo molar trouxe uma diferença pequena, mas relevante nos resultados.

Resultados para a tensão compressiva entre osso e ligamento periodontal:

Em relação ao quadro 4, as tensões compressivas na região óssea posterior, pode-se observar que o arco transpalatino também não tem um efeito significativo. As tensões simuladas em Pa entre os dentes analisados nos

modelos A e B, não apresentaram alterações significantes. Os maiores picos de tensão compressiva óssea se concentraram na região cérvico-mesial do dente 13 (Figuras 6 e 7, A e B), simulando a reação óssea frente a força mesial reacional do sistema biomecânico apresentado.

Com a remoção do tubo do segundo molar essa tensão foi reduzida a metade no dente 13 (874 Pa/50%) em relação ao modelo de referência (modelo A, 1742 Pa/100%). Neste caso, apenas uma tendência de movimento anterior acontece, gerando um aumento das tensões de tração, entretanto as tensões de compressão relacionam-se na sua maior parte ao tracionamento anterior pelo aparelho, fato que resulta nessa redução das tensões compressivas, visto que o segundo molar não sofre tracionamento coronário, através do *bracket*, como os demais dentes posteriores.

Quanto aos demais dentes posteriores avaliados houve pequeno aumento nas tensões compressivas ósseas, não expressivas (1% a 2% - quadro 4), devido a perda de ancoragem posterior do segundo molar.

Deve-se apontar que as maiores tensões foram geradas no dente 13 e que, neste, as diferenças foram muito pequenas, ou seja, na região adjacente ao dente de maior risco de movimentação, as variações não causaram efeitos significativos (Quadros 3 e 4, Figuras 4 - 7).

Resultados para a tensão de tração e compressão entre dente e ligamento periodontal:

Quando se verificam os resultados nos quadros 5 e 6, pode-se fazer as mesmas considerações que as analisadas nos quadros 3 e 4. Novamente a remoção do tubo do segundo molar trouxe alterações nos resultados, com redução da tensão de tração (1891 Pa) neste dente em 45% - quadro 5 e redução da tensão compressiva (919 Pa) em 65% em relação ao modelo de referência (modelo A). No dente 16, a tensão de tração no dente aumentou em 19% (10554 Pa/119%, modelo C e 8833 Pa/100%, modelo A), e o dente 13, que recebe as maiores concentrações (região cervical) de ambas as tensões, sofre pequeno efeito das variações (1%) (Figuras 8 - 11).

Em relação a remoção do arco transpalatino não houve diferenças significativas nos valores das tensões simuladas nos dentes (em Pa) tanto na

tração como na compressão (quadro 5 e 6, modelos A e B). Da mesma forma, os maiores picos de ambas as tensões se concentraram na cervical do dente 13, resultado das forças reacionais a movimentação dentária da biomecânica apresentada no sistema de ancoragem.

DISCUSSÃO

A deficiência de ancoragem pode ser um fator limitante para a mecânica intrusiva anterior.⁴ A presente pesquisa simulou um sistema de intrusão anterior com retração simultânea com elástico em corrente,^{3,21} constituído por uma unidade posterior de ancoragem, um arco base anterior e *cantilever* confeccionados com fio de aço inoxidável 0,017"x 0,025"^{5,8} para o tratamento de uma maloclusão Classe II, divisão 1 em que havia a necessidade de extrações de pré-molares,⁴ sendo a retração do canino realizada primeiramente.^{7,22,23}

As forças intrusivas aplicadas nos incisivos por meio de *cantilevers*,⁵ que apresentam a proporção de carga/deflexão baixa, foi de 40g de cada lado, considerando 20g de força por raiz de dente,^{3,8,24,25} podendo variar de 15g²⁷ a 25g.²⁶ Para a retração por atração, a pesquisa utilizou 40g de força/lado, embora na mecânica em deslize seja indicada força em torno de 100g²⁹ para a retração dos quatro incisivos com elásticos devido ao atrito presente.

A magnitude da força pode estar relacionada com a perda de ancoragem, principalmente quando a intrusão é combinada com o fechamento de espaço.²⁵ Diante disso, e sabendo-se que há a reciprocidade da magnitude da força em sentidos opostos nos pontos de aplicação da mesma^{3,9-13,23}, a simulação da biomecânica intrusiva anterior e de retração simultânea foi apresentada com três tipos de ancoragem, sendo o maior número de dentes incluídos no segmento posterior,^{3,5,9,30} e o uso^{6,14,30,31} e o não uso^{6,30,31} do arco transpalatino confeccionado com fio de aço inoxidável 0,032", embora Burstone⁷ e Kojima e Fukui⁶ tenham preconizado o calibre de fio 0,036".⁷

Nesta pesquisa, quando feita a análise entre o modelo com todos os dentes posteriores unidos como ancoragem e associados ao arco transpalatino (modelo A) e o modelo em que não foi associado o uso do arco transpalatino (modelo B), os maiores picos de tensões ósseas de tração se concentraram

nas regiões cérvico-vestibulares e palatina dos dentes posteriores, principalmente do dente 13 em ambas as simulações, enquanto que o maior pico da tensão compressiva se concentrou na região cervical do canino.

Este dente, que tende ao maior deslocamento para mesial devido a força reacional presente, suportou as mesmas quantidades de tensões de tração e compressão, independente do uso do arco transpalatino. Estes resultados estão de acordo com os estudos de Kojima e Fukui⁶ e Bobak et al.³¹ que verificaram diferenças não significativas (menos de 1%) de tensões no ligamento periodontal e movimentação para mesial dos dentes posteriores em ambas as situações. Do mesmo modo, Zablocki et al.³⁰ relataram esses resultados em estudos com cefalometrias. O arco transpalatino, entretanto, atua como preservação da distância intermaxilar intra-arcos^{6,30,31} que pode ser diminuída devido a força extrusiva reacional produzir um momento no sentido palatino nesta unidade reativa.^{5,6,30}

Os picos de tensão de tração, tanto no osso adjacente como em dente, nesta pesquisa, foram mais expressivos quando comparados aos de compressão, fato que explica a resistência ao movimento mesial da força reativa da retração dos dentes anteriores.

A remoção do tubo do segundo molar do sistema de ancoragem aumentou em 13% a tensão óssea de tração no primeiro molar, resultado da perda de apoio fornecido pelo mesmo. O pico desta tensão aumentou de 1836 Pa/100% (modelo A, de referência – quadro 3) para 2075 Pa/113% (modelo C – quadro 3). A tensão compressiva, entretanto, reduziu drasticamente no local (50% - quadro 4) explicando o aumento da concentração da tensão de tração no primeiro molar e indicando que o segundo molar não apresentou a tendência de movimento anterior frente a força reacional mesial. Kojima e Fukui⁶ relataram que com a adição de dentes ao segmento posterior, a rotação destes foi a metade daqueles com menos dentes. A tensão de tração óssea e dentária foi distribuída entre as demais regiões dos dentes que faziam parte do sistema de ancoragem, aumentando-a, embora sem ser expressiva, quando comparados os modelos simulados (modelo A e modelo C) neste estudo.

Apesar dos resultados com elementos finitos serem indicativos somente do início do movimento dentário, o sistema de ancoragem estudado nesta biomecânica foi indiferente em relação ao arco transpalatino na distribuição das

tensões no segmento posterior para a perda de ancoragem, entretanto, a inclusão do maior número de dentes nesse segmento foi mais efetiva em relação a tendência de movimentação mesial dos mesmos.

CONCLUSÕES

De acordo com as tensões apresentadas e tomando como referência o modelo A:

- Sem a presença do arco transpalatino (modelo B), as maiores concentrações de tensões de tração em osso se concentraram nas regiões cérvico-vestibular dos dentes 13, 15 e 16 e cérvico-palatino dos dentes 13 e 16. Nos dentes, essa tensão teve os maiores picos no terço cérvico-vestibular do dente 13. Nas tensões compressivas, os maiores picos se concentraram na região cervical do dente 13 assim como no seu osso adjacente.
- Com a remoção do tubo do segundo molar (modelo C), os maiores picos de tensões ósseas de tração se concentraram na região cérvico-vestibular dos dentes 13, 15 e 16, com um pequeno aumento na região interproximal dos dentes 16 e 17. Nos dentes, essa tensão teve picos maiores na região cérvico-vestibular do dente 13 e um pequeno ponto na região interproximal dos dentes 16 e 17. Na tensão compressiva óssea, o maior pico se concentrou na região cervical do dente 13 e, nos dentes, os maiores picos se concentraram nas regiões cervicais dos dentes 13, 15, 16.

REFERÊNCIAS

1. Weiland FJ, Bantleon HP, Droschl H. Evaluation of continuous arch and segmented arch leveling techniques in adult patients – a clinical study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1996; 110:647-652.
2. Southard TE, Buckley MJ, Spivey JD, Krizan KE, Casko JS. Intrusion anchorage potential of teeth versus rigid endosseous implants: A clinical and radiographic evaluation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1995; 7 (2): 115-120.

3. Burstone CJ. Deep overbite correction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1977; 71 (1): 1-22.
4. Choi YJ, Chung CJ, Choy K, Kim K. Absolute anchorage with universal T-loop mechanics for severe deepbite and maxillary anterior protrusion and its 10-year stability. *Angle Orthod* 2010; 80(4): 771-782.
5. Van Steenberg E, Burstone CJ, Pahl-Andersen B, Aartman IHA. The influence of force magnitude on intrusion of maxillary segment. *Angle Orthod* 2005; 75(5): 723-729.
6. Kojima Y, Fukui H. Effects of transpalatal arch on molar movement produced by mesial force: A finite element simulation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008; 134:335.e1-335.e7.
7. Burstone CJ. The mechanics of the segmented arch techniques. *Angle Orthod* 1966; 36(2):99-120.
8. Sifakakis I, Pandis N, Makou M, Elaidis T, Bourauel C. Forces and moments generated with various incisor intrusion systems on maxillary and mandibular anterior teeth. *Angle Orthod* 2009; 79(5):928-933.
9. Burstone CJ. Biomechanics of deep overbite correction. *Semin Orthod.* 2001; 7: 26-33.
10. White TR, Caputo AA, Chaconas SJ. The measurement of utility archwire forces. *Angle Orthod* 1979; 49(4):272-281.
11. Van Steenberg E, Burstone CJ, Pahl-Andersen B, Aartman IHA. Influence of buccal segment size on prevention of side effects from incisor intrusion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006; 129(5):658-665.
12. Burstone CJ. A rationale of the segmented arch. *Am J Orthod.* 1962; 48:805-821.
13. Smith RJ, Burstone CJ. Mechanics of tooth movement. *Am J Orthod.* 1984; 85:294-307.
14. DeVincenzo JP, Winn MW. Maxillary incisor intrusion and facial growth. *Angle Orthod* 1987; 279-289.
15. Burstone CJ, Manhartberger C. Precision lingual arches-passive applications. *J Clin Orthod.* 1981; 22:444-451.
16. Woods MG. The mechanics of lower incisor intrusion: experiments in nongrowing baboons. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1988;93:186-195.
17. Lindhe J, Lang NP, Karring T. *Clinical Periodontology and Implant Dentistry.*

5th ed. Apr 2008.

18. Lekholm U, Zarb FL. Patient selection and preparation. *Tissue Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry*. Chicago: Quintessence, 1985.
19. Holmes DC. Influence of post dimension on stress distribution in dentin. *J Prosthet Dent*. 1996; 75(2):140-7.
20. Field C, Ichim I, Swain MV, Chan E, Darendeliler MA, Li W, Li Q. Mechanical responses to orthodontic loading: a 3-dimentional finite element multi-tooth model. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2009; 135(2):174-81.
21. Shroff B, Yonn WM, Lindauer SJ, Burstone CJ. Simultaneous intrusion and retraction using a three-piece base arch. *Angle Orthod* 1997; 67(6): 455-462.
22. Burstone CJ. The segmented arch approach to space closure. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1982; 82:361-78.
23. Kojima Y, Fukui H. Numeric simulations of en-masse space closure with sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2010;138:702.e1-702.e6.
24. Bauss O, Röhling J, Sadat-Khonsari R, Kiliaridis S. Influence of orthodontic intrusion on pulpal vitality of previously traumatized maxillary permanent incisors. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008; 134 (1): 12-17.
25. Van Steenberghe E, Burstone CJ, Prah-Andersen B, Aartman IHA. The relation between the point of force application and flaring of the anterior segment. *Angle Orthod* 2005; 75(5): 730-735.
26. Dermaut LR, DeMunck A. Apical root resorption of upper incisors caused by intrusive tooth movement: a radiographic study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1986; 90:321-6.
27. McFadden WM, Engstrom C, Engstrom H, Anholm JM. A study of the relationship between incisor intrusion and root shortening. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1989; 96:390-6.
28. Costopoulos G, Nanda R. An evaluation of root resorption incident to orthodontic intrusion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1996; 109:543-8.
29. Kojima Y, Fukui, H. Numeric simulations of en-masse space closure with sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2010; 138:702.e1-702.e6.

30. Zablocki HL, McNamara JA, Franchi L, Baccetti T. Effect of transpalatal arch during extraction treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008; 133:852-60.
31. Bobak V, Christiansen RL, Hollister SJ, Kohn DH. Stress-related molar responses to the transpalatal arch: a finite element analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1997; 112:512-8.

FIGURAS

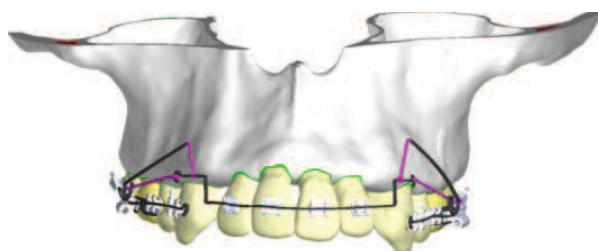


Fig 1. Modelos unidos. Estruturas construídas (em roxo) para possibilitar a simulação das tensões iniciais do modelo.

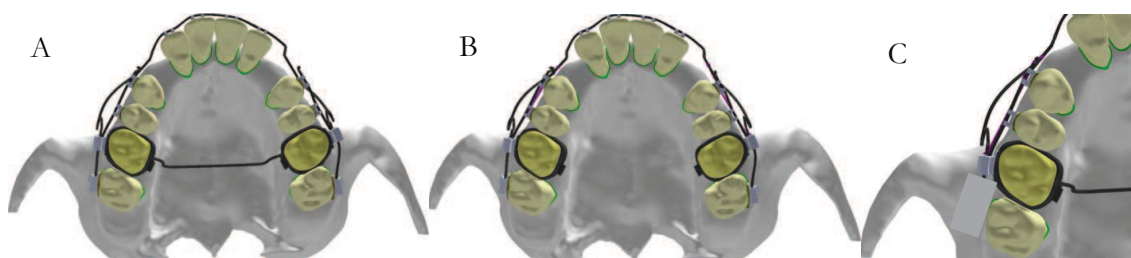


Fig 2. A. Modelo com todas as estruturas envolvidas (1^{os} e 2^{os} molares e arco transpalatino); B. Modelos com a remoção do arco transpalatino; C. Modelo com a remoção dos tubos dos 2^{os} molares (em aproximação).

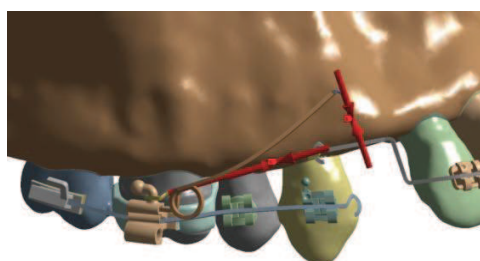


Fig 3. Localização e vetores das cargas aplicadas nos modelos.

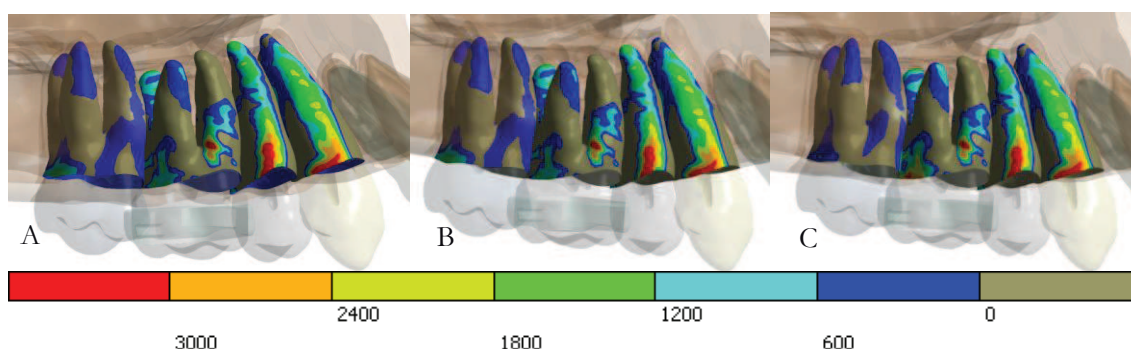


Fig 4. Plotagem das tensões de tração entre osso e ligamento periodontal. Vista vestibular. A. Todas as estruturas; B. Remoção do arco transpalatino; C. Remoção dos tubos dos 2^{os} molares.

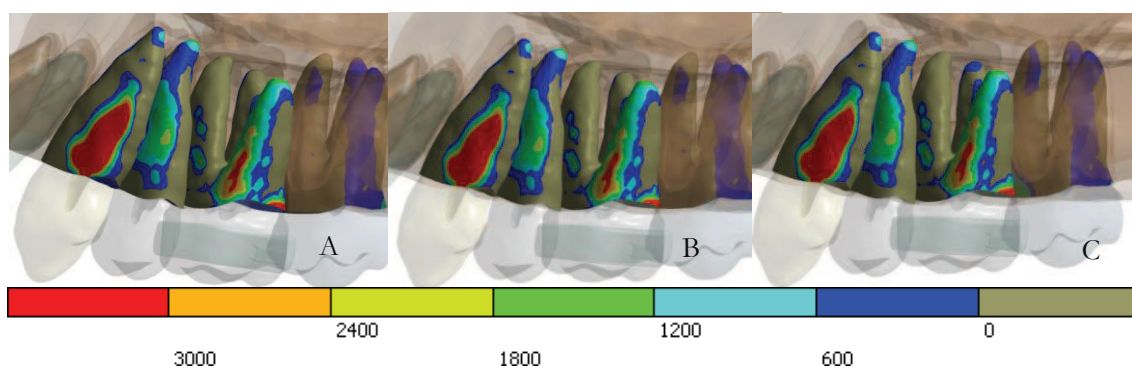


Fig 5. - Plotagem das tensões de tração geradas entre osso e ligamento periodontal. Vista palatina. A. Todas as estruturas; B. Remoção do arco transpalatino; C. Remoção dos tubos dos 2^{os} molares.

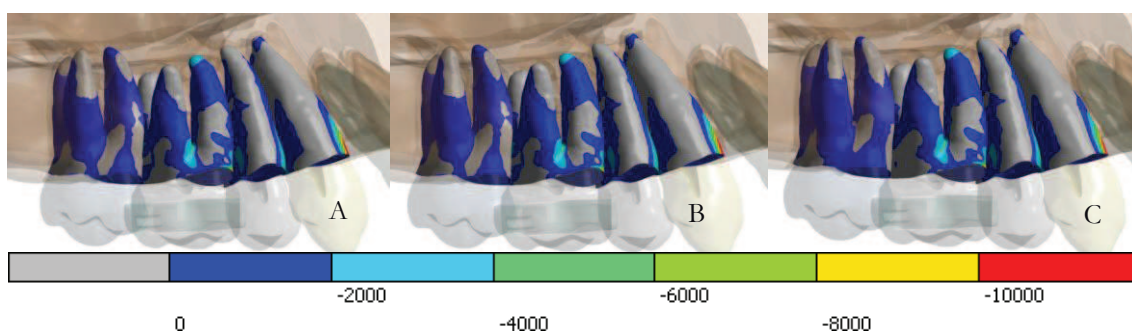


Fig 6. Plotagem das tensões compressivas geradas entre osso e ligamento periodontal. Vista vestibular. A. Todas as estruturas; B. Remoção do arco transpalatino; C. Remoção dos tubos dos 2^{os} molares.

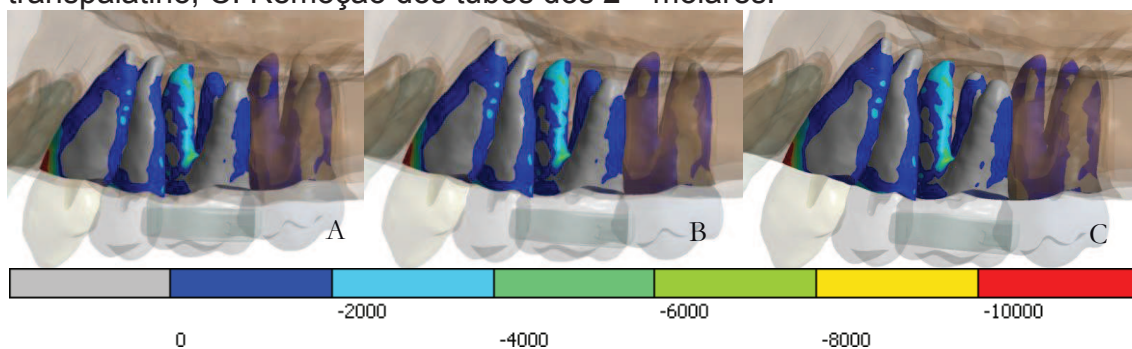


Fig 7. Plotagem das tensões compressivas geradas entre osso e ligamento periodontal. Vista palatina. A. Todas as estruturas; B. Remoção do arco transpalatino; C. Remoção dos tubos dos 2^{os} molares.

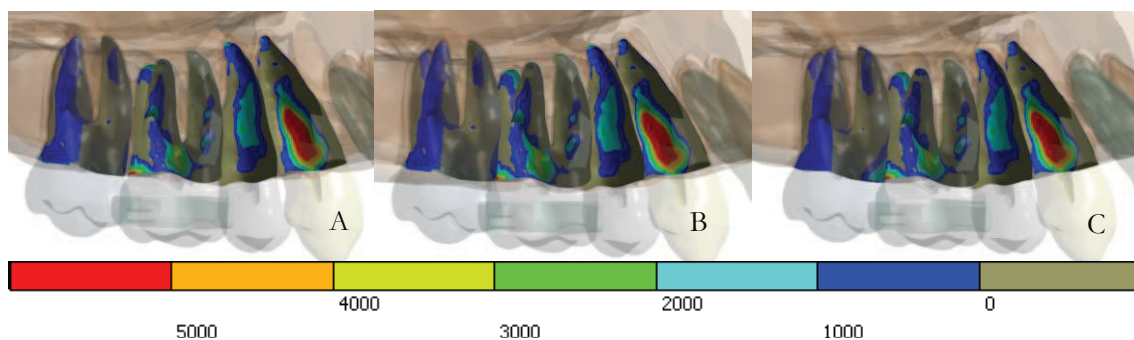


Fig 8. Plotagem das tensões de tração geradas entre dente e ligamento periodontal. Vista vestibular. A. Todas as estruturas; B. Remoção do arco transpalatino; C. Remoção dos tubos dos 2^{os} molares.

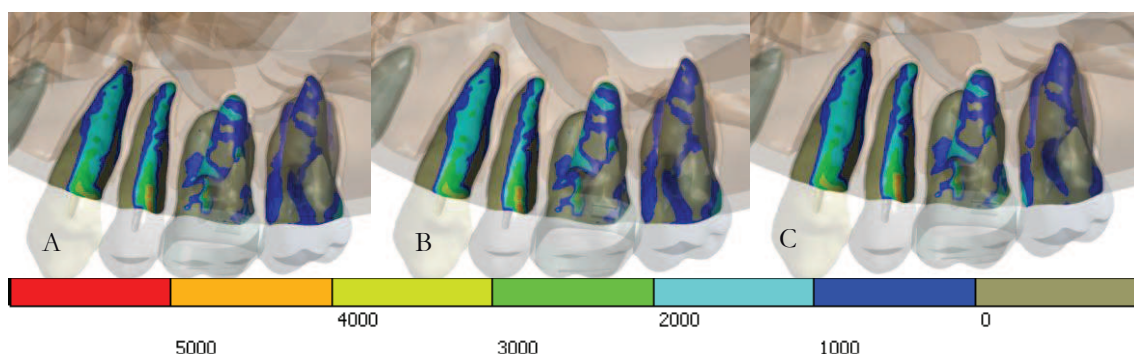


Fig 9. Plotagem das tensões de tração geradas entre dente e ligamento periodontal. Vista palatina. A. Todas as estruturas; B. Remoção do arco transpalatino; C. Remoção dos tubos dos 2^{os} molares.

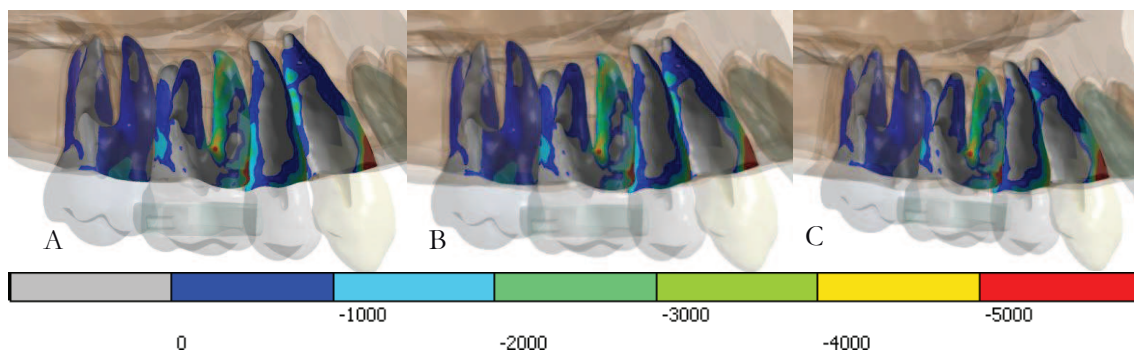


Fig 10. Plotagem das tensões compressivas geradas entre dente e ligamento periodontal. Vista vestibular. A. Todas as estruturas; B. Remoção do arco transpalatino; C. Remoção dos tubos dos 2^{os} molares.

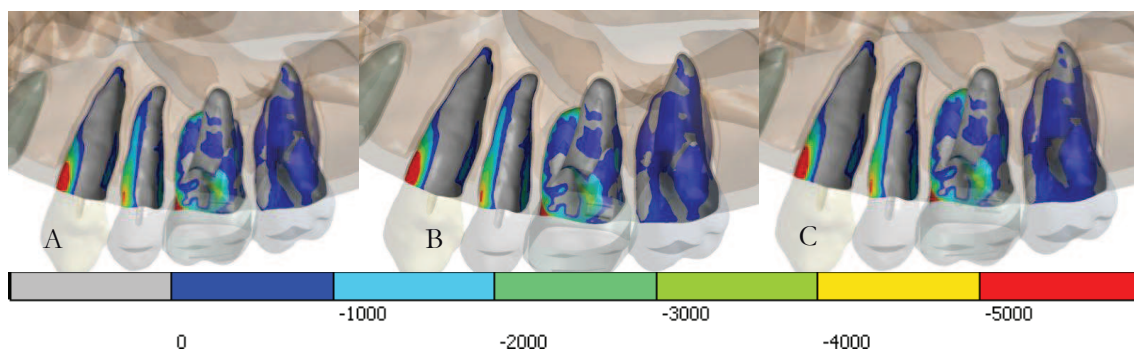


Fig 11. Plotagem das tensões compressivas geradas entre dente e ligamento periodontal. Vista palatina. A. Todas as estruturas; B. Remoção do arco transpalatino; C. Remoção dos tubos dos 2^{os} molares.

QUADROS

Quadro 1: Modelos do trabalho.	
Tipo do modelo	Característica
Modelo A	Todas as estruturas
Modelo B	Remoção do arco transpalatino
Modelo C	Remoção dos tubos e cimento dos dentes 17 e 27

Quadro 2: Propriedades mecânicas dos materiais.		
Material / propriedade	Módulo de elasticidade. (GPa)	Coefficiente de Poisson
Dentina ²⁰	18,6	0,31
Ligamento periodontal ²¹	1,18	0,45
Osso Medular ²⁰	1,37	0,3
Osso cortical ²⁰	13,7	0,3
Fios ortodônticos ²¹	210	0,3
<i>Brackets</i> ortodônticos ²¹	210	0,3
Bandas ²¹	210	0,3
Cimento ²¹	2,14	0,31

Quadro 3: Picos de tensão de tração no contato entre o osso e o ligamento periodontal na região posterior do primeiro quadrante (em Pa).			
	Modelo A	Modelo B	Modelo C
Dente 17	1836/100%	1837/100%	2075/113%
Dente 16	5523/100%	5519/100%	6262/113%
Dente 15	5566/100%	5566/100%	5806/104%
Dente 13	9415/100%	9419/100%	9474/100%

Modelo A: todas as estruturas

Modelo B: remoção do arco transpalatino

Modelo C: remoção dos tubos e cimento dos 2^{os} molares

Quadro 4: Picos de tensão compressiva no contato entre o osso periodontal e o ligamento periodontal na região posterior do primeiro quadrante (em Pa).

	Modelo A	Modelo B	Modelo C
Dente 17	1742/100%	1742/100%	874/50%
Dente 16	11037/100%	11032/100%	11274/102%
Dente 15	6092/100%	6090/100%	6213/102%
Dente 13	18400/100%	18398/100%	18551/101%

Modelo A: todas as estruturas

Modelo B: remoção do arco transpalatino

Modelo C: remoção dos tubos e cimento dos 2^{os} molares

Quadro 5: Picos de tensão de tração no contato entre o ligamento periodontal e os dentes na região posterior do primeiro quadrante (em Pa).

	Modelo A	Modelo B	Modelo C
Dente 17	2906/100%	2908/100%	1891/65%
Dente 16	8833/100%	8835/100%	10544/119%
Dente 15	5023/100%	5021/100%	5172/103%
Dente 13	9295/100%	9298/100%	9354/100%

Modelo A: todas as estruturas

Modelo B: remoção do arco transpalatino

Modelo C: remoção dos tubos e cimento dos 2^{os} molares

Quadro 6: Picos de tensão compressiva no contato entre o ligamento periodontal e os dentes na região posterior do primeiro quadrante (em Pa).

	Modelo A	Modelo B	Modelo C
Dente 17	2041/100%	2043/100%	919/45%
Dente 16	12328/100%	12334/100%	12756/103%
Dente 15	5284/100%	5283/100%	5331/101%
Dente 13	18985/100%	18986/100%	19234/101%

Modelo A: todas as estruturas

Modelo B: remoção do arco transpalatino

Modelo C: remoção dos tubos e cimento dos 2^{os} molares

ARTICLE 2

TITLE PAGE

**STRESS ANALYSIS DELIVERED TO REACTIVE UNIT IN THREE
DIFFERENT TYPES OF ANCHORAGE USING A THREE-PIECE ANTERIOR
INTRUSIVE MECHANICS WITH SIMULTANEOUS RETRACTION. A 3-D
FINITE ELEMENT STUDY**

AUTHORS:

GUILHERME ORTELLADO, DDS, MSc.

Orthodontic Postgraduate Student, (Phd Program)

Pontifical Catholic University of Parana, Curitiba, Brazil

School of Health and Biosciences

Email: guilherme.ortellado@hotmail.com

ODILON GUARIZA FILHO, DDS, PhD.

Full Professor, Graduate Dentistry Program, Orthodontics

Pontifical Catholic University of Parana, Curitiba, Brazil

School of Health and Biosciences

Email: odilongfilho@gmail.com

CORRESPONDING AUTHOR:

Odilon Guariza Filho

Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, Brasil

Rua Imaculada Conceição, 1155, Prado Velho

CEP: 80.215-901 – Curitiba – PR

Email: odilongfilho@gmail.com

ABSTRACT

Introduction: The aim of this research is to analyze, using a finite element study, stresses delivered to the interface between periodontal ligament and teeth and bone in the reactive unit using an anterior intrusive mechanics with simultaneous retraction in three different types of anchorage. **Methods:** The dental structures and periodontal ligament were constructed based on literature references. The orthodontics accessories were reconstructed on Solidworks software and connected to the clinical simulation presented. **Results:** The presence of the transpalatal arch was not determinant for the stresses delivered to teeth and bone in the reactive unit. The absence of the second molar tube; however, increased the tensile stress in the adjacent bone between 1st and 2nd molars by 13% and reduced the compressive stress by 50%. In the teeth, the tensile stress increased by 19% in the 1st molar and was reduced by 45% in the 2st molar. During compression analysis in teeth, the compressive stress reduction in the 2nd molar was by 65%. **Conclusion:** The highest tensile stress peaks in bone were concentrated in the buccal cervical region of teeth 13, 15 and 16 and palatal cervical region of teeth 13 and 16. In teeth, the highest compressive stress peaks were observed in the cervical area of tooth 13 as well as in its adjacent bone.

INTRODUCTION

Reactions effect during deep overbite correction, such as mandible clockwise rotation,^{1,2} exceeding the occlusal plane³, worsening Class II division 1 convex profile⁴ and shortening of the intermaxillary distance due to the lingual moment in the posterior segment,^{5,6} require an effective anchorage system to minimize these effects,^{4,7} once undesirable.

Using cantilevers or intrusion arches, both made of 0.017"x 0.025" stainless steel wires^{5,8} or TMA,⁸ the extrusion reaction of the posterior segment is caused by a force of equal magnitude, but in the opposite direction to the intrusive anterior force.^{3,9-13}

In patients with flared incisors, many times, it is necessary to extract the bicuspids, followed by anterior teeth retraction⁴ in masse, when anchorage loss is allowed, or to retract the canines first and then have a posterior incisors retraction.⁷

The anchorage system may be done with extraoral appliances, inclusion of the greatest possible number of teeth in the posterior segment^{3,5,9} using a passive 0.021"x 0.025" stainless steel wire placed into the slots of the brackets⁷ and/or the use of a 0.036" stainless steel transpalatal arch in the maxilla¹⁴ or a lingual arch in the mandible, joining thus, the right and left posterior segments, which are considered an unique multirrooted tooth.^{3,5,15} Including teeth in the posterior segment, increases the segment size and changes the center of resistance of this segment forward, reducing the moment in this region.^{11,16} Occlusal forces also counteract the extrusive effect.^{2,3,9-11} Recently, skeletal anchorage such as miniscrews and miniplates have also been used.⁴

Anchorage control is partially achieved by forces delivered to those teeth which are more capable of withstanding tooth movement. In a continuous arch, anchorage teeth are generally located beside those teeth that will be moved, once forces are delivered from brackets to brackets. Sectioning the arch, forces may be delivered along the segmented arch; thus, taking advantage of both reciprocal and dental anchorage, which is more resistant to dental movement.⁷

The aim of this article is to analyze, using a finite element study, the structural stresses delivered to the reaction unit during the anterior intrusive three-piece mechanics with simultaneous retraction in three different types of anchorage.

MATERIAL AND METHODS

A solid model was constructed from an adult patient full teeth maxilla CT (I-CAT, Xoran Technologies, Ann Arbor, USA). Transverse cuts were made, 0.25 mm apart, totaling 218 cuts with 640 x 640 pixels each, which were recorded in DICOM format (digital imaging and communication in medicine standard) and imported to a digital images and reconstruction program (Simpleware 4, Simpleware innovation Centre, Exeter, United Kingdom). Due to a non satisfactory definition and contrast, teeth and bone were manually

segmented and tridimensionally reconstructed into a non-parametric model, which was recorded in a STL format (3D systems, Rock Hill, USA).

These models, due to the large amount of polyhedral faces, had to be edited and were parameterized as NURBS faces (non-uniform rational bases splines) with minimal distortion, by the software Solidworks Premium “San to 3D” supplement (Dassault Systems, Solidworks, Corps, USA).

Teeth were manually edited in the CAD Solidworks software (Dassault Systems, Solidworks Corps, USA), based on literature references.¹⁸ The cortical bone was modeled with a thickness of 2 mm, the cortical bone around teeth with a thickness of 0.7 mm and the other internal portions were modeled as the marrow bone for representing a D3 bone according to Lekholm and Zarb classification¹⁹ (Figure 1).

Orthodontics accessories (brackets slot .022” and triple and single tubes – Roth) were measured by a digital caliper rule (Litz professional, Germany) and a digital microscope, DM-130U model 10x – 200x magnification and a measurement software (Miview, China) and reconstructed into the Software Solidworks and connected to the clinical simulation comprised of a anterior base arch and a sectioned posterior arch from the canine to the second molar bilaterally (0.017”x 0.025 stainless steel wire), two cantilevers (0.017”x 0.025 stainless steel) and a transpalatal arch (0.032” stainless steel). Retraction was simulated by chain elastic (short section – grey) from the hook located on the edge of the base arch to the triple tube of the first upper molar (Figure 1).

Three virtual models were built to simulate the three different types of anchorage, as shown in Table 1 and Figure 2.

Simulation

Models were exported into the Finite element simulation software ANSYS Workbench V11.0 (Swanson Analysis System Inc., Canonsburg, PA) and the mechanical behavior of each component was configured according to the modulus of elasticity and Poisson’s ratio (Table 2). The contact between the structures (teeth, teeth/brackets) was considered a non-friction one, as a perfect union to validate the finite element data.

It was applied a 0.4 N/side retraction by chain elastic force and a 0.4 N intrusion force (cantilever) to the model through a “bolt pretension” resource of the ANSYS (Figure 3).

All the models were solved (Windows 7 64 bits, Intel 17 q740, 14 Gb RAM memory). The graphical and numerical plotting results were registered, evaluated and compared. The discretization of the model was generated and validated through a process of refinement of tetrahedral mesh with quadratic elements of 10 knots (solid 187), which enabled the irregular geometry copy presented in the analyzed model.

RESULTS

The present research analyzed the stresses generated on the surfaces between bone and periodontal ligament and teeth themselves in order to evaluate the reactions on the posterior unit resulting from the force system generated due to the three-piece biomechanical system with simultaneous anterior retraction, using three different types of anchorage. Although there are anatomy differences and teeth positions between the hemi arcades, the relation is similar and so are the conclusions.

Results for tensile stress between bone and periodontal ligament

Concerning the results in table 3 regarding the bone tensile stress in the posterior region and using model A as a reference, it could be observed that the transpalatal arch removal did not affect the stresses applied to the bone. Tensions presented in Pa (table 3) in teeth 13, 15 and 17 had no alterations between models A and B. The highest peaks were concentrated in the buccal cervical regions of teeth 13 and 15, and in the furcation region of the tooth 16. By palatal, the greatest peaks were observed in the cervical palatal root of tooth 16. In the bone adjacent to tooth 13, the greatest stress peaks were concentrated at a higher intensity tending to understand the anchorage system effectiveness regarding the presented biomechanics (Figures 4 and 5).

The second molar tube removal increased by 13% (6262 Pa – Model C) the adjacent bone tensile stresses in the first molar when compared to the same tooth in model A (5523 Pa), which resulted from the second molar support loss.

The second molar also presented the highest tensile stress peaks (13%, 2075 Pa) in relation to models A and B (1836 Pa and 1837 Pa, respectively). This may be explained through the mesial movement of the second molar anterior region. However, this traction was created in the bone surface between the molars instead of the bracket/crown area. There was an increase in the bone tensile stress peak in the cervical buccal disto face of the tooth 16 (Figure 4C). In tooth 15, this tension increased by only 4% (5566 Pa – model A and 5806 – model C) and the stress difference between these models was not representative in tooth 13 (9415 Pa – model A and 9464 Pa – model C).

Comparing all the results in Table 1, the transpalatal arch presence or absence, was not relevant to the effects, but the second molar tube had a small, but relevant difference in the results.

Results for the compressive stress between bone and periodontal ligament

Concerning Table 4, the bone compressive stresses in the posterior region, it could be observed that the transpalatal arch presence also represented a non-significant effect in the study. The stresses simulated in Pa between teeth, which were analyzed in models A and B, did not produce significant alterations between them. The greatest compressive stress peaks were in the cervical mesial region of tooth 13 (Figs. 6 and 7, A and B), representing the opposite bone reaction in relation to the mesial reaction force in the presented biomechanics.

After removal of the second molar tube, this tension was reduced by its half in tooth 13 (874 Pa / 50%), in relation to the reference model (model A, 1742 Pa/100%). In this case, a mesial movement tendency happens creating an increase of the tensile stresses; however, most of the compressive stresses are related to the anterior stress caused by the device, which results in this compressive tension reduction, whereas there is no crown traction in the second molar by the bracket, just like in the other posterior teeth.

In relation to the other posterior teeth evaluates, there was a slight increase in the compressive bone stress, but a non-expressive one (1% to 2% - table 4), due to the second molar posterior anchorage support loss.

In both tables (3 and 4), it must be said that the highest stresses were generated in tooth 13 and that, in this tooth, the differences were very small. Thus, this means that in the adjacent region of the tooth that may be under the greatest risk of movement, the variations did not cause significant effects (Figures 3 to 6).

Results for the tensile and compressive stresses between tooth and periodontal ligament

When the results in Tables 5 and 6 were verified, the same considerations could be taken for Tables 3 and 4. One more time, the second molar tube removal altered the results, reducing the tensile stress (1891 Pa) in this tooth by 45% - Table 5 and the compressive stress (919 Pa) by 65% in relation to the reference model (model A). In tooth 16, the tooth tensile stress increased by 19% (10554 Pa/119%, model C and 8833 Pa 100%, model A), and tooth 13, which receives the highest concentrations (cervical region) from both stresses, is slightly affected by the variations (1%) (Figures 8 - 11).

Concerning the transpalatal arch removal, there were no significant differences in the stress value simulated (in Pa) in the teeth, both for tensile and compressive stresses (Table 5 and 6, model A and B). Similarly, the highest peaks for both stresses concentrated in the cervical region of tooth 13, which resulted from reaction forces to the dental movement in the anchorage system in the presented biomechanics.

DISCUSSION

Lack of anchorage may be a limiting factor to the anterior intrusive factor.⁴ The present research simulated an anterior intrusive system with simultaneous retraction with chain elastics,^{3,21} composed by a posterior unit of anchorage, an anterior base arch and cantilever made by a 0.017"x 0.025" stainless steel wire for the Class II, division 1 malocclusion treatment, in which there was the need of premolars extractions,⁴ and the canines retraction performed at the first instance.^{7,22,23}

The intrusive forces applied to the incisors by cantilevers,⁵ which represent a low load/deflexion rate, were of 0.4 N for each side, considering a

the force of 0.2 N for each root tooth,^{3,8,24,25} which may vary from 0.15 N²⁷ to 0.25 N.²⁶ For the retraction in the attraction mechanics, this research applied a force of 0.4N/side, despite the sliding mechanics suggesting a force of about 1N²⁹ for the four incisors retraction with elastics due to the friction that is presented.

The force magnitude may be related to the anchorage loss, mainly when intrusion is combined to the space closure.²⁵ Knowing that there is a force magnitude reciprocity in the opposite directions at the point of application,^{3,9-13,23} the anterior intrusive biomechanics with simultaneous retraction simulation was presented in association with three different types of anchorage, with the greatest number of teeth included in the posterior segment,^{3,5,9,30} the use^{6,14,30,31} and non use^{6,30,31} of a 0.032" stainless steel transpalatal arch, despite Burstone⁷ and Kojima and Fukui⁶ having recommended the use of a 0.036" stainless steel wire for that.⁷

In this research, when the analysis made between the models with all posterior teeth joined as anchorage and added to a transpalatal arch as anchorage (model A) and the model in which the transpalatal arch was not associated to (model B), the highest peaks of bone tensile stresses concentrated in the buccal cervical region and palatal region of the posterior teeth, mainly in tooth 13 for both situations, while the highest compressive stress was concentrated in the cervical region of the canine.

This tooth, which tends to be under the greatest mesial movement due to the reactive force presented, supported the same intensity of tensile and compressive stresses, regardless the use of the transpalatal arch. These results are in accordance to the Kojima and Fukui⁶ and Bobak et al.³¹ studies, once they concluded that there are no significant differences (less than 1%) in stresses applied to the periodontal ligament and mesial movement of posterior teeth in both situations. Similarly, Zablocki et al.³⁰ reported these same results in cephalometries studies. The transpalatal arch; however, acts keeping the intermaxillary intra arch distance^{6,30,31} which may be shortened due to vertical reactive forces in producing palatal moments in the reactive unit.^{5,6,30}

Tensile stress peaks, both in the adjacent bone as in the tooth in this research, were more expressive compared to the compressive one, which

explains the mesial movement resistance of the posterior teeth against the reactive retraction force of the anterior teeth.

The second molar tube removal in the anchorage system increased the tensile bone stress in the first molar by 13%, which is the result from the support loss of that tooth. This stress peak increased from 1836 Pa/100% (reference model A – table 3) to 2075 Pa/113% (model C – table 3). The compressive stress; however, was drastically reduced at the spot (50% - table 4), which may be explained by the increase of the tensile stress concentration in the first molar and indicating that the second molar did not present the anterior movement tendency due to the mesial reactive force. Kojima and Fukui⁶ reported that by adding teeth to the posterior segment, the rotation of these teeth was about half of those with less teeth. The bone and tooth tensile stress was distributed along the anchorage teeth, which increased it, however not expressively, when compared to the models (model A and C) in this study.

Despite the results using the finite element analysis indicating tooth movement only in the beginning, the anchorage system studied for this biomechanic was indifferent in relation to the stress distribution in the posterior segment in relation to the transpalatal arch, however, the greater number of teeth in this segment was more effective concerning their mesial movement tendency.

CONCLUSIONS

According to the stresses presented and taking model A as a reference, it may be concluded that:

- In the absence of the transpalatal arch (model B), the highest bone tensile stress concentration was in the buccal cervical region of teeth 13, 15 and 16 and palatal cervical region of teeth 13 and 16. In teeth, this stress presented its highest peaks in the third buccal cervical part of tooth 13. For the compressive stress, the highest peaks were concentrated in the cervical region of tooth 13 as well as in its adjacent bone.
- When removing the second molar tube (model C), the highest bone tensile stress concentrated in the buccal cervical region of teeth 13, 15

and 16, increasing slightly in the interproximal region of teeth 16 and 17. In the compressive bone stress, the highest peaks were concentrated in the cervical regions of teeth 13, 15, 16.

REFERENCES

1. Weiland FJ, Bantleon HP, Droschl H. Evaluation of continuous arch and segmented arch leveling techniques in adult patients – a clinical study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1996; 110:647-652.
2. Southard TE, Buckley MJ, Spivey JD, Krizan KE, Casko JS. Intrusion anchorage potential of teeth versus rigid endosseous implants: A clinical and radiographic evaluation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1995; 7 (2): 115-120.
3. Burstone CJ. Deep overbite correction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1977; 71 (1): 1-22.
4. Choi YJ, Chung CJ, Choy K, Kim K. Absolute anchorage with universal T-loop mechanics for severe deepbite and maxillary anterior protrusion and its 10-year stability. *Angle Orthod* 2010; 80(4): 771-782.
5. Van Steenberghe E, Burstone CJ, Pahl-Andersen B, Aartman IHA. The influence of force magnitude on intrusion of maxillary segment. *Angle Orthod* 2005; 75(5): 723-729.
6. Kojima Y, Fukui H. Effects of transpalatal arch on molar movement produced by mesial force: A finite element simulation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008; 134:335.e1-335.e7.
7. Burstone CJ. The mechanics of the segmented arch techniques. *Angle Orthod* 1966; 36(2):99-120.
8. Sifakakis I, Pandis N, Makou M, Elaidis T, Bourauel C. Forces and moments generated with various incisor intrusion systems on maxillary and mandibular anterior teeth. *Angle Orthod* 2009; 79(5):928-933.
9. Burstone CJ. Biomechanics of deep overbite correction. *Semin Orthod.* 2001; 7: 26-33.
10. White TR, Caputo AA, Chaconas SJ. The measurement of utility archwire forces. *Angle Orthod* 1979; 49(4):272-281.

11. Van Steenberghe E, Burstone CJ, Prah-Andersen B, Aartman IHA. Influence of buccal segment size on prevention of side effects from incisor intrusion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2006; 129(5):658-665.
12. Burstone CJ. A rationale of the segmented arch. *Am J Orthod*. 1962; 48:805-821.
13. Smith RJ, Burstone CJ. Mechanics of tooth movement. *Am J Orthod*. 1984; 85:294-307.
14. DeVincenzo JP, Winn MW. Maxillary incisor intrusion and facial growth. *Angle Orthod* 1987; 279-289.
15. Burstone CJ, Manhartberger C. Precision lingual arches-passive applications. *J Clin Orthod*. 1981; 22:444-451.
16. Woods MG. The mechanics of lower incisor intrusion: experiments in nongrowing baboons. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1988;93:186-195.
17. Lindhe J, Lang NP, Karring T. *Clinical Periodontology and Implant Dentistry*. 5th ed. Apr 2008.
18. Lekholm U, Zarb FL. Patient selection and preparation. *Tissue Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry*. Chicago: Quintessence, 1985.
19. Holmes DC. Influence of post dimension on stress distribution in dentin. *J Prosthet Dent*. 1996; 75(2):140-7.
20. Field C, Ichim I, Swain MV, Chan E, Darendeliler MA, Li W, Li Q. Mechanical responses to orthodontic loading: a 3-dimensional finite element multi-tooth model. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2009; 135(2):174-81.
21. Shroff B, Yonn WM, Lindauer SJ, Burstone CJ. Simultaneous intrusion and retraction using a three-piece base arch. *Angle Orthod* 1997; 67(6): 455-462.
22. Burstone CJ. The segmented arch approach to space closure. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1982; 82:361-78.
23. Kojima Y, Fukui H. Numeric simulations of en-masse space closure with sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2010;138:702.e1-702.e6.
24. Bauss O, Röhling J, Sadat-Khonsari R, Kiliaridis S. Influence of orthodontic intrusion on pulpal vitality of previously traumatized maxillary permanent incisors. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008; 134 (1): 12-17.

25. Van Steenberghe E, Burstone CJ, Prah-Andersen B, Aartman IHA. The relation between the point of force application and flaring of the anterior segment. *Angle Orthod* 2005; 75(5): 730-735.
26. Dermaut LR, DeMunck A. Apical root resorption of upper incisors caused by intrusive tooth movement: a radiographic study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1986; 90:321-6.
27. McFadden WM, Engstrom C, Engstrom H, Anholm JM. A study of the relationship between incisor intrusion and root shortening. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1989; 96:390-6.
28. Costopoulos G, Nanda R. An evaluation of root resorption incident to orthodontic intrusion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1996; 109:543-8.
29. Kojima Y, Fukui, H. Numeric simulations of en-masse space closure with sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2010; 138:702.e1-702.e6.
30. Zablocki HL, McNamara JA, Franchi L, Baccetti T. Effect of transpalatal arch during extraction treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008; 133:852-60.
31. Bobak V, Christiansen RL, Hollister SJ, Kohn DH. Stress-related molar responses to the transpalatal arch: a finite element analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1997; 112:512-8.

FIGURE CAPTIONS

Fig 1. Joint models. Structures built (purple) to simulate the initial stresses in the model.

Fig 2. A. All structures presented in the model (1st and 2nd molars and transpalatal arch); B. Transpalatal arch removal model; C. Second molars tube removal model (Close view).

Fig 3. Location and applied loads vector in the model.

Fig 4. Tensile stress plotting between bone and periodontal ligament. Buccal View. A. All the structures presented; B. Transpalatal arch removal; C. 2nd molars tubes removal.

Fig 5. Tensile stress plotting between bone and periodontal ligament. Palatal View. A. All the structures presented; B. Transpalatal arch removal; C. 2nd molars tubes removal.

Fig 6. Compressive stress plotting between bone and periodontal ligament. Buccal View. A. All the structures presented; B. Transpalatal arch removal; C. 2nd molars tubes removal.

Fig 7. Compressive stress plotting between bone and periodontal ligament. Palatal View. A. All the structures presented; B. Transpalatal arch removal; C. 2nd molars tubes removal.

Fig 8. Tensile stress plotting between tooth and periodontal ligament. Buccal View. A. All the structures presented; B. Transpalatal arch removal; C. 2nd molars tubes removal.

Fig 9. Tensile stress plotting between tooth and periodontal ligament. Palatal View. A. All the structures presented; B. Transpalatal arch removal; C. 2nd molars tubes removal.

Fig 10. Compressive stress plotting between tooth and periodontal ligament. Buccal View. A. All the structures presented; B. Transpalatal arch removal; C. 2nd molars tubes removal.

Fig 11. Compressive stress plotting between tooth and periodontal ligament. Palatal View. A. All the structures presented; B. Transpalatal arch removal; C. 2nd molars tubes removal.

TABLE CAPTIONS

Table 1. Models.

Table 2. Material's mechanical properties.

Table 3. Tensile stress peaks in the contact between bone and periodontal ligament in the posterior region of the first quarter (in Pa).

Table 4. Compressive stress peaks in the contact between bone and periodontal ligament in the posterior region of the first quarter (in Pa).

Table 5. Tensile stress peaks in the contact between tooth and periodontal ligament in the posterior region of the first quarter (in Pa).

Table 6. Compressive stress peaks in the contact between tooth and periodontal ligament in the posterior region of the first quarter (in Pa).

Figures

Fig 1

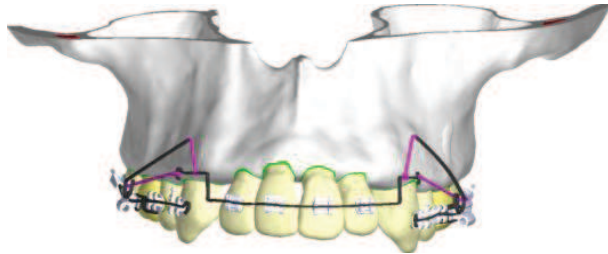


Fig 2

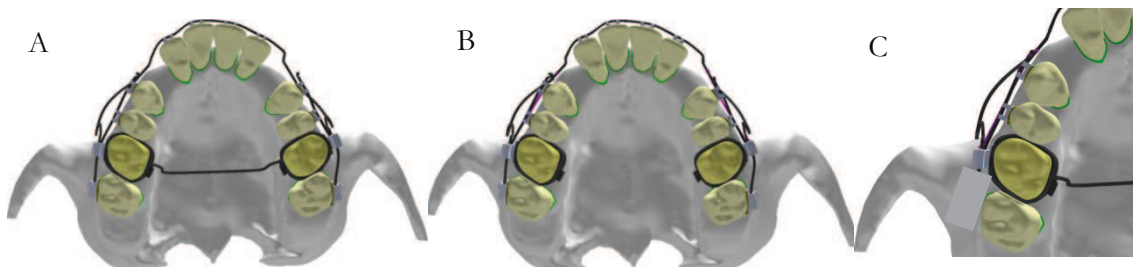


Fig 3

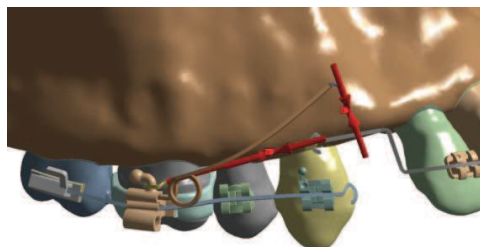


Fig 4

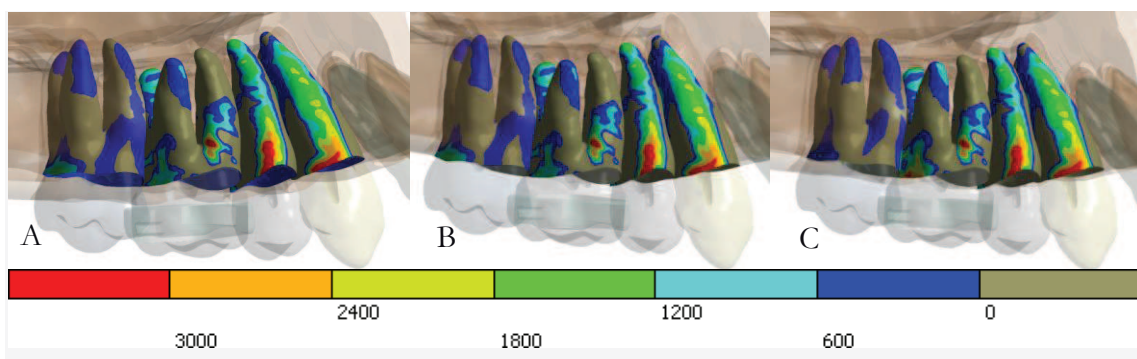


Fig 5

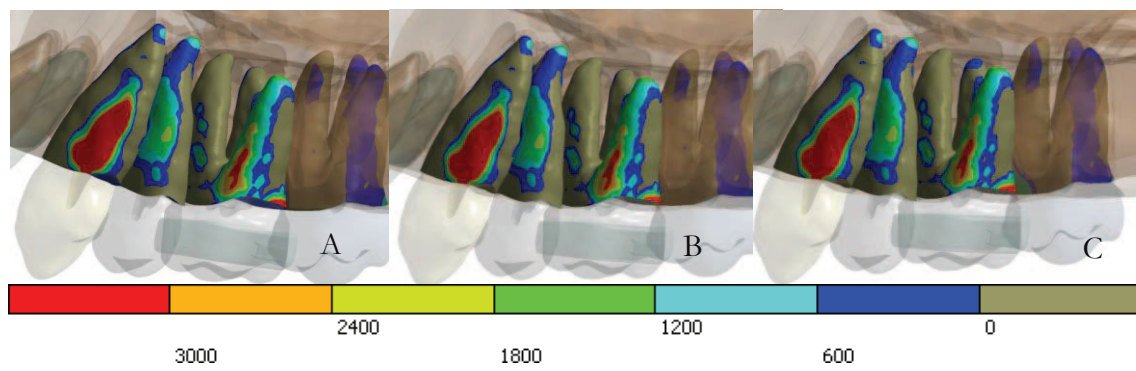


Fig 6

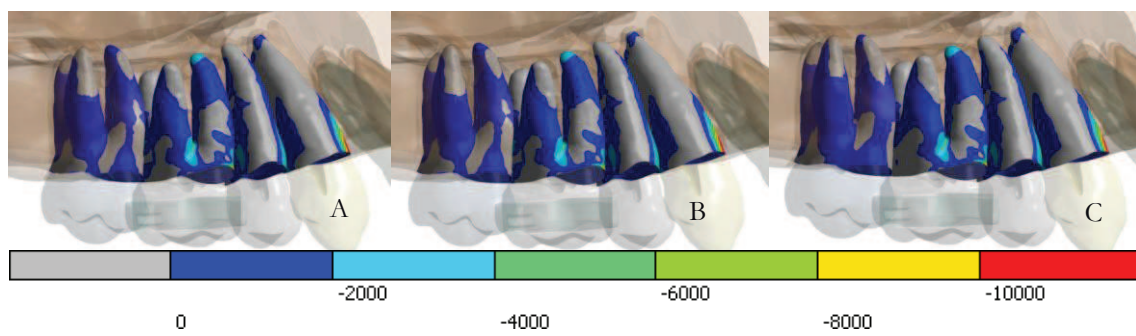


Fig 7

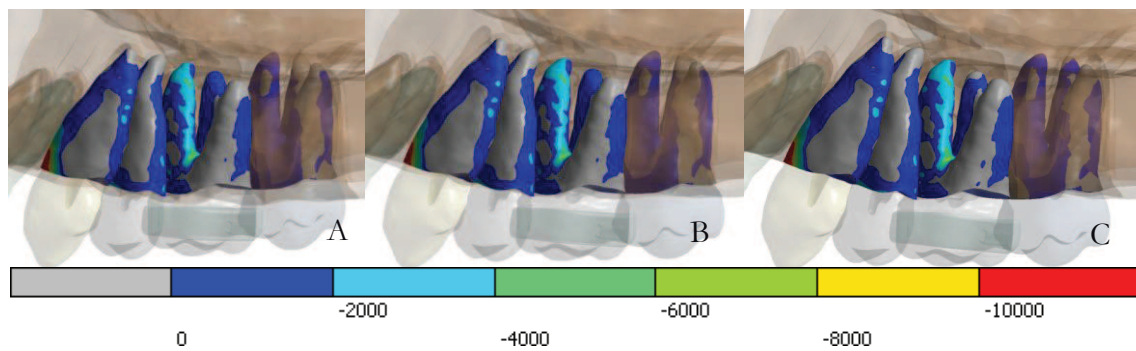


Fig 8

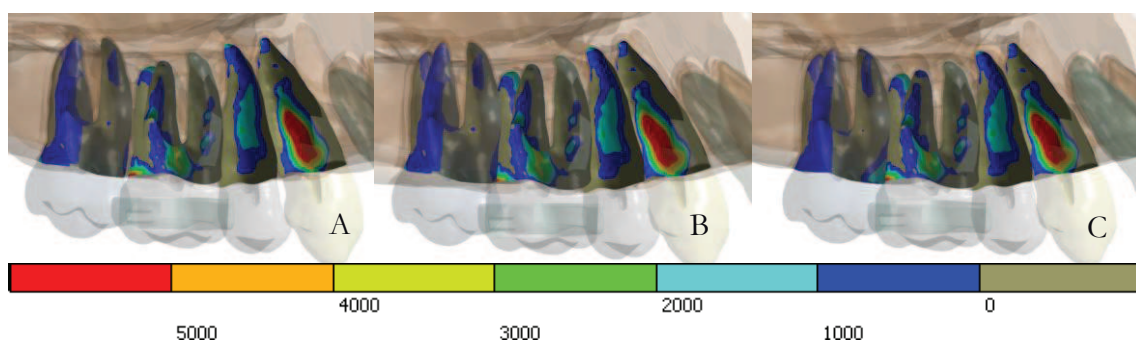


Fig 9

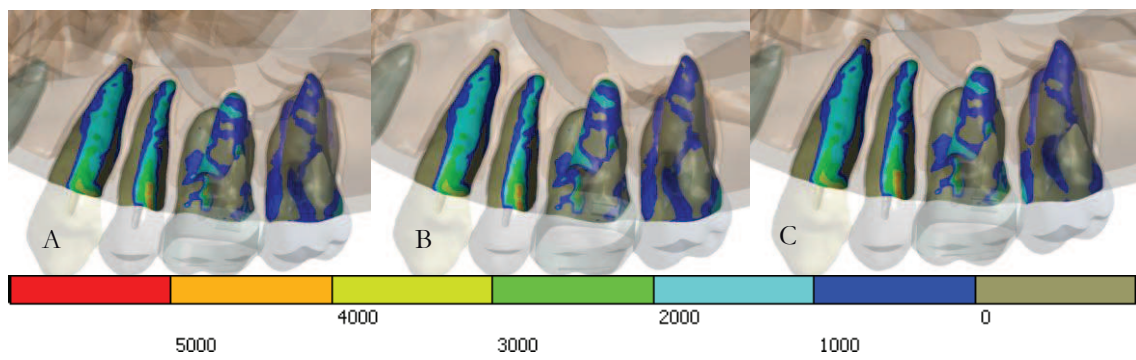


Fig 10

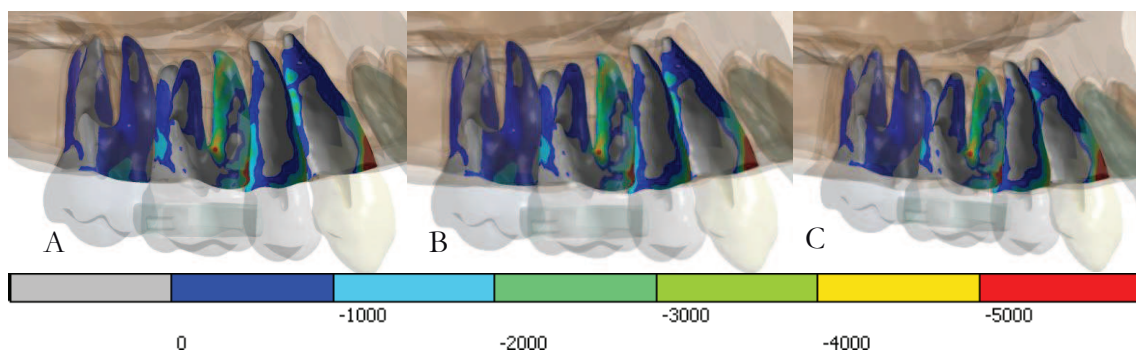
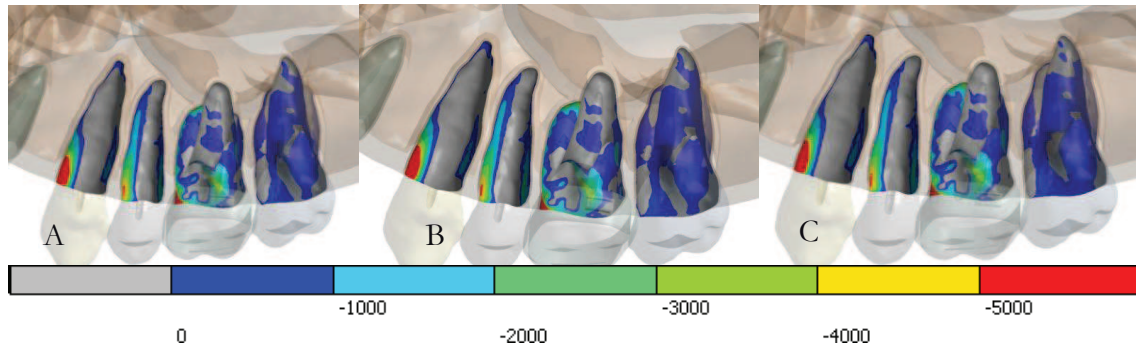


Fig 11



Tables

Table 1. Models	
Type of model	Feature
Model A	All structures
Model B	Transpalatal arch removal
Model C	Second molars tube removal

Table 2. Material's mechanical properties		
material / property	Modulus of elasticity (GPa)	Poisson's ratio
Dentine ²⁰	18.6	0.31
Periodontal ligament ²¹	1.18	0.45
Marrow bone ²⁰	1.37	0.3
Cortical bone ²⁰	13.7	0.3
Orthodontic Wires ²¹	210	0.3
Orthodontic Brackets ²¹	210	0.3
Bands ²¹	210	0.3
Resin ²¹	2.14	0.31

Table 3. Tensile stress peaks in the contact between bone and periodontal ligament in the posterior region of the first quarter (in Pa).			
	Model A	Model B	Model C
Tooth 17	1836/100%	1837/100%	2075/113%
Tooth 16	5523/100%	5519/100%	6262/113%
Tooth 15	5566/100%	5566/100%	5806/104%
Tooth 13	9415/100%	9419/100%	9474/100%
<i>Model A: All the structures presented</i> <i>Model B: Transpalatal arch removal</i> <i>Model C: 2nd molars tubes removal</i>			

Table 4. Compressive stress peaks in the contact between bone and periodontal ligament in the posterior region of the first quarter (in Pa).

	Model A	Model B	Model C
Tooth 17	1742/100%	1742/100%	874/50%
Tooth 16	11037/100%	11032/100%	11274/102%
Tooth 15	6092/100%	6090/100%	6213/102%
Tooth 13	18400/100%	18398/100%	18551/101%
<i>Model A: All the structures presented</i>			
<i>Model B: Transpalatal arch removal</i>			
<i>Model C: 2nd molars tubes removal</i>			

Table 5. Tensile stress peaks in the contact between tooth and periodontal ligament in the posterior region of the first quarter (in Pa).

	Model A	Model B	Model C
Tooth 17	2906/100%	2908/100%	1891/65%
Tooth 16	8833/100%	8835/100%	10544/119%
Tooth 15	5023/100%	5021/100%	5172/103%
Tooth 13	9295/100%	9298/100%	9354/100%
<i>Model A: All the structures presented</i>			
<i>Model B: Transpalatal arch removal</i>			
<i>Model C: 2nd molars tubes removal</i>			

Table 6. Compressive stress peaks in the contact between tooth and periodontal ligament in the posterior region of the first quarter (in Pa).

	Model A	Model B	Model C
Tooth 17	2041/100%	2043/100%	919/45%
Tooth 16	12328/100%	12334/100%	12756/103%
Tooth 15	5284/100%	5283/100%	5331/101%
Tooth 13	18985/100%	18986/100%	19234/101%
<i>Model A: All the structures presented</i>			
<i>Model B: Transpalatal arch removal</i>			
<i>Model C: 2nd molars tubes removal</i>			

ANEXOS

METODOLOGIA

Para a simulação com o método de Dentes finitos, é necessário a construção de um modelo sólido que fornecerá a geometria base, pelo qual o processo de simulação ocorre. Nesse contexto, o texto se concentrará primeiro na construção do modelo geométrico virtual, para então descrever os passos da simulação de elementos finitos.

Escaneamento dos modelos de referência

Uma tomografia computadorizada (I-CAT, Xoran Technologies, Ann Arbor, USA) foi utilizada no presente trabalho, proveniente de um paciente com todos os dentes na maxila, e utilizada para tratamento ortodôntico. O exame foi realizado analisando o terço ântero-médio da face, com objetivo de analisar a região da maxila, em cortes transversais de 0,25 mm de distância, perfazendo um total de 218 cortes com 640 x 640 pixels cada. Esses cortes foram gravados no formato Dicom (digital imaging and communications in medicine standard) e importados para um programa de processamento de imagens e reconstrução digital (Simpleware 4, Simpleware Ltd, Exeter, United Kingdom). Devido ao nível de contraste e definição da maxila, os recursos de segmentação automática das estruturas tiveram resultados insatisfatórios, sendo impossível determinar automaticamente os limites de estruturas como ligamento periodontal, esmalte ou mesmo osso cortical e medular. A figura 1 mostra uma imagem 2D da tomografia.



Figura 1: imagem da tomografia computadorizada

Para obtenção das geometrias desejadas primeiro os dentes e a superfície óssea externa foram segmentados manualmente e reconstruídos tridimensionalmente num modelo não paramétrico. Os modelos foram gravados no formato STL (3D systems, Rock Hill, USA). O modelo ósseo possuía 956196 faces e cada dente aproximadamente 30 mil faces poliédricas. Nesta etapa o modelo ainda não está pronto e para editá-lo era necessária a diminuição do número de faces para no máximo alguns milhares. A simples diminuição do número de faces não paramétricas levaria a uma grande distorção do modelo devido a essas faces serem exclusivamente triangulares e planas. Para possibilitar a edição posterior, mas sem distorção significativa, os modelos foram parametrizados através do suplemento do software Solidworks Premium “Scan to 3D” (Dassault Systemes, Solidworks Corps, USA). Através desse suplemento é possível a transformação de modelos não paramétricos em paramétricos com faces do tipo NURBS (non uniform rational bases splines) com mínima distorção. A figura 2 demonstra a plotagem do processo na superfície óssea, transformada para um modelo NURBS com 4000 faces e a figura 3 a distorção que ocorre com a simples diminuição do número de faces não paramétricas.

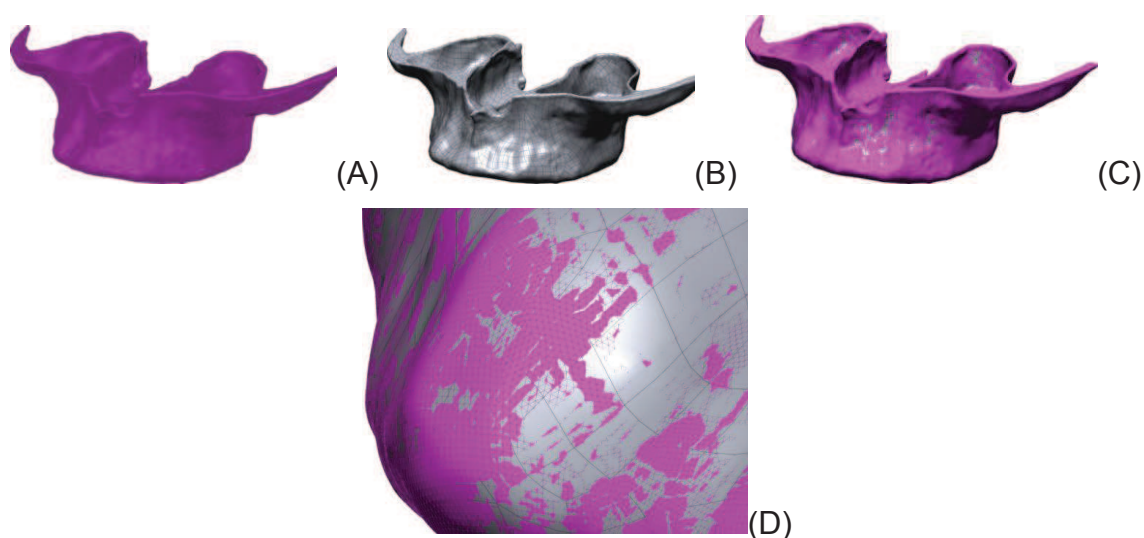


Figura 2: Vista da parametrização do osso cortical. A= modelo não paramétrico de 956 mil faces, B= Modelo paramétrico com 4000 faces, C e D= modelos sobrepostos para visualização da mínima distorção.

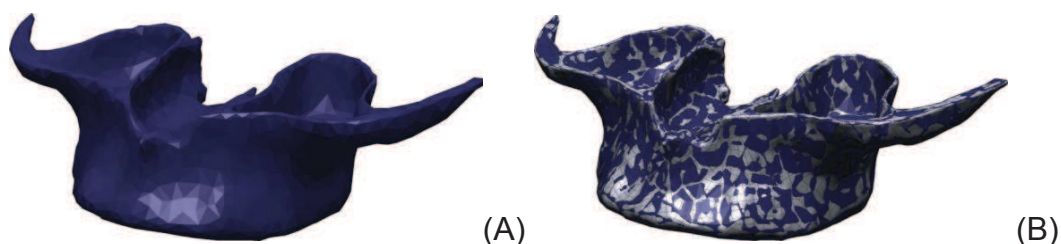
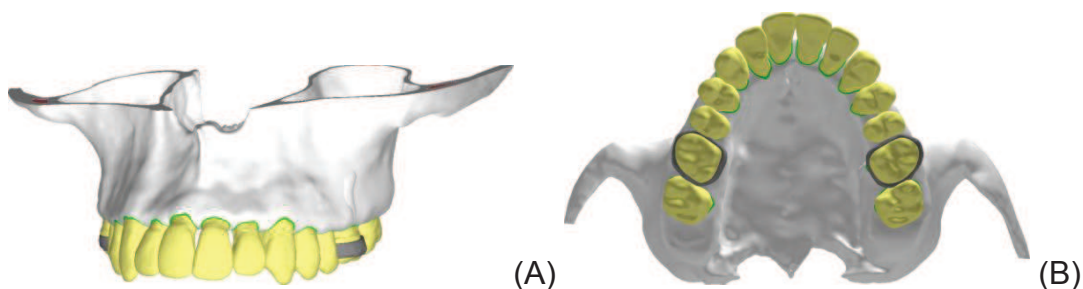


Figura 3: Modelo não paramétrico com 4000 faces e sobreposição para visualização da distorção pela diminuição de faces sem parametrização.

Nessa etapa o modelo só possuía a geometria do osso e dos dentes. Para definir o restante das geometrias necessárias os modelos foram manualmente editados no software tipo CAD¹ SolidWorks (Dassault Systems, Solidworks Corps, USA), com base em referências da literatura quanto a características geométricas médias das estruturas remanescentes como o ligamento periodontal (Lindhe e Karring, 1997). O osso cortical superficial foi modelado com uma espessura de 2 mm, o osso cortical ao redor dos dentes com 0,7 mm e o restante das porções internas como osso medular para representar um osso tipo D3 segundo a classificação de Lekholm e Zarb (Lekholm e Zarb, 1985). Não existem valores definidos de espessura óssea para essas estruturas, sendo utilizado o critério subjetivo de uma “cortical fina”. A figura 4 mostra a reconstrução da maxila com os dentes a partir da tomografia.



¹ Computer Aided Design

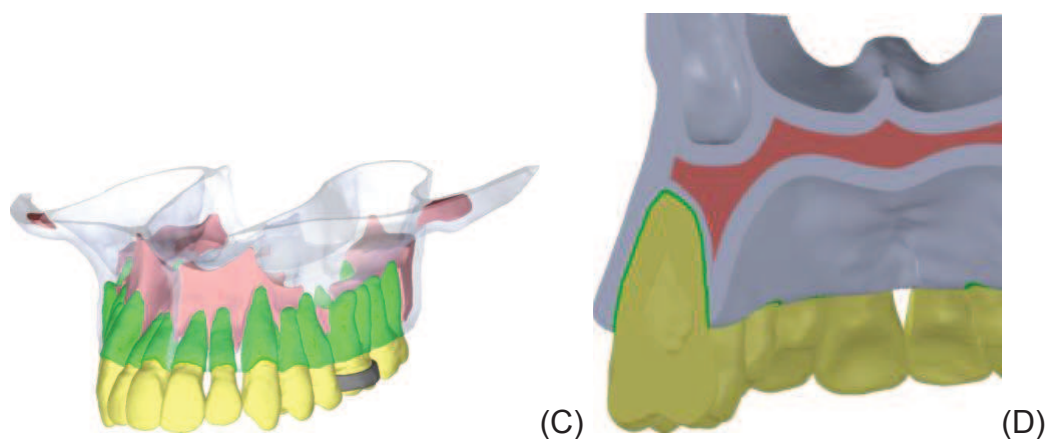


Figura 4: Modelo da maxila a partir da tomografia. A = Vista de perfil, B= Vista oclusal, C= Vista com osso cortical semitransparente para visualização das estruturas internas, D= Vista da secção.

O modelo foi então editado com a remoção dos primeiros pré-molares e a distalização dos caninos, para simulação da condição clínica da técnica analisada, como mostra a figura 5.

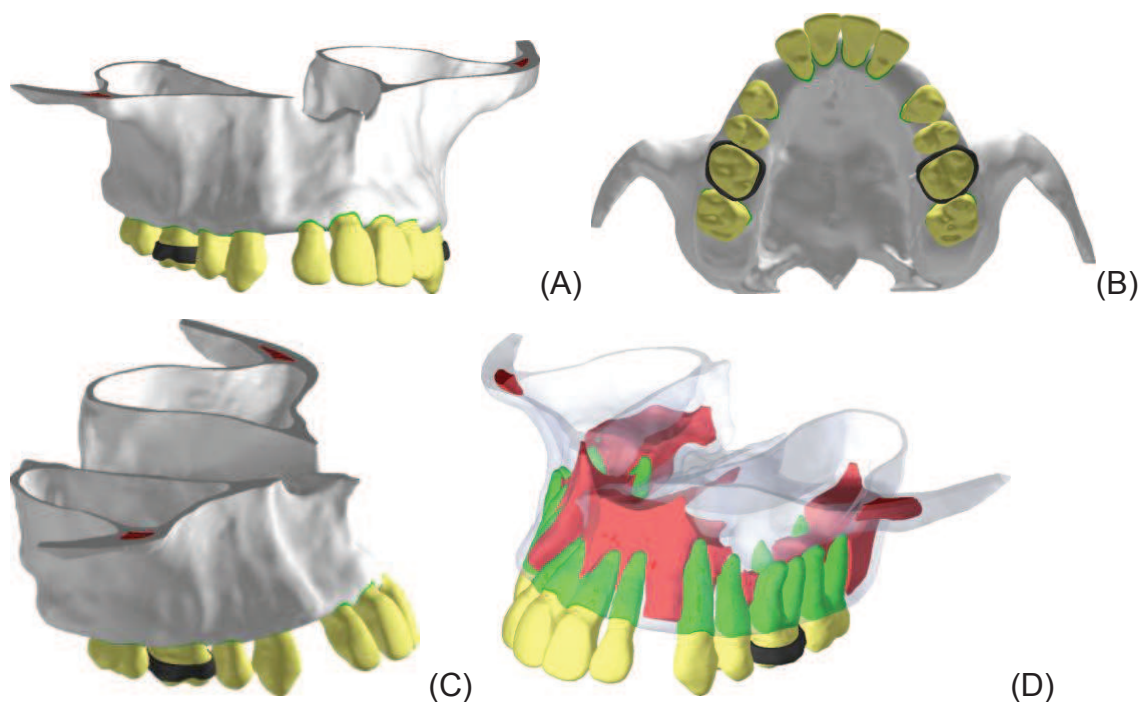


Figura 5: Modelo editado sem os primeiros pré-molares e com os caninos distalizados. A= vista de perfil, B = Vista oclusal, C= Vista oclusal, D= Vista com o osso semitransparente.

Para possibilitar a reconstrução fiel dos *brackets* e tubos, foram

adquiridos e analisados *brackets* e tubos (ABZIL- BRASIL) reais através de paquímetro digital (Litz professional, Alemanha) e microscópio digital, modelo DM-130U com aumento de 10x - 200X e software de mensuração proprietário (Miview, China). Através da análise e mensuração detalhada dos *brackets*, foi possível a reconstrução dos modelos no *software* SolidWorks, como mostram as figuras 6 e 7.

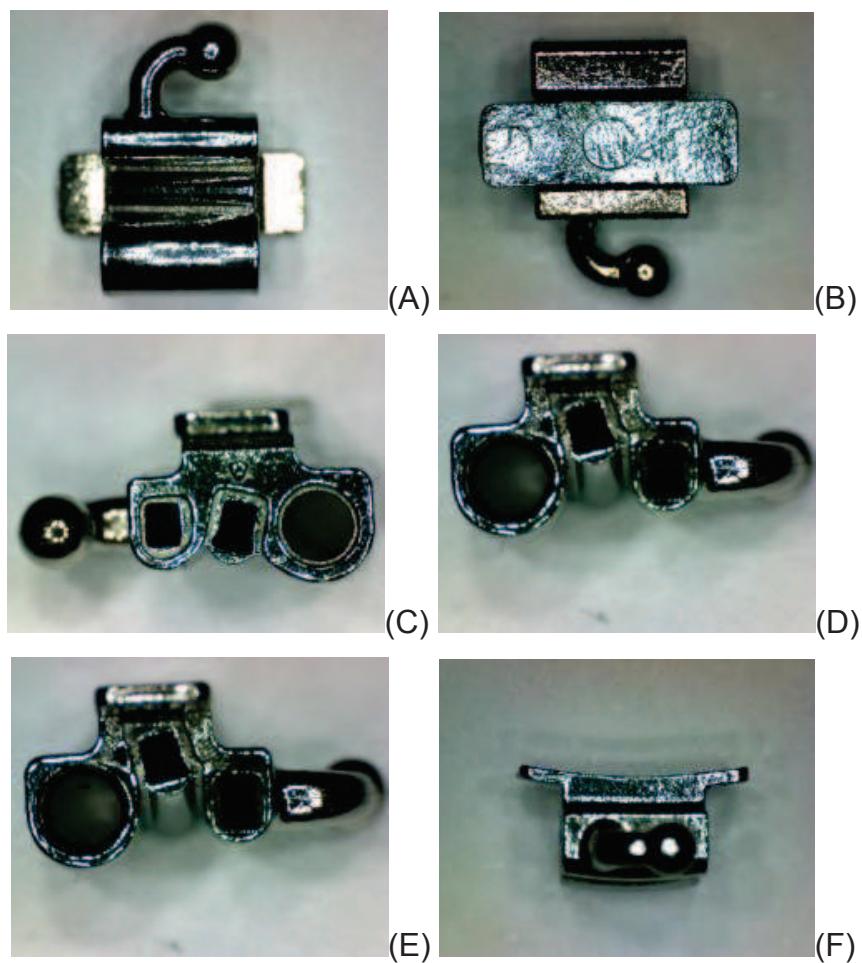
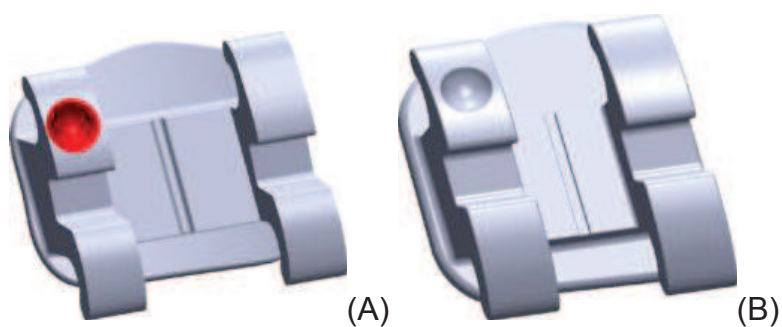


Figura 6: Figuras do microscópio digital para mensuração de um *bracket*.



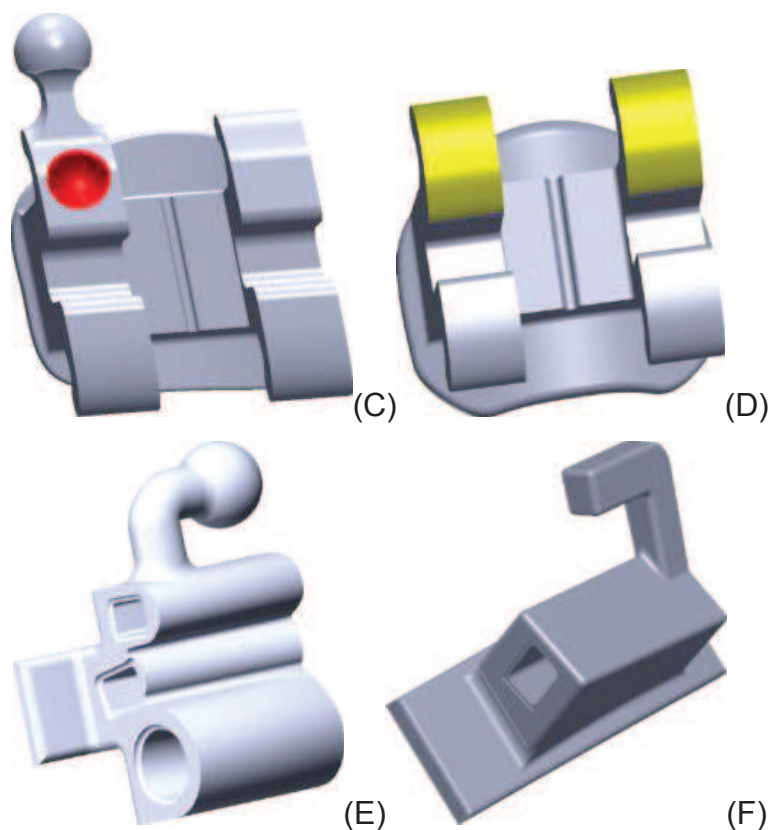
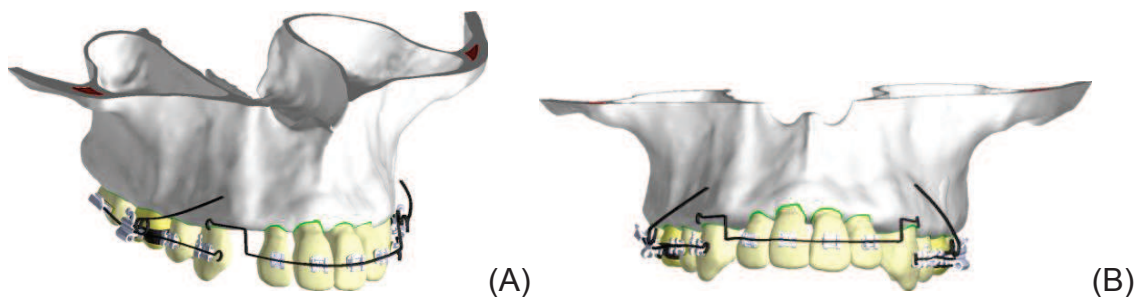


Figura 7: Figuras dos modelos tridimensionais dos *brackets* obtidos. O (E) se refere ao *bracket* da figura 6.

Ainda no *software* Solidworks os modelos foram unidos à semelhança de uma situação clínica. Uma fina camada de cimento/resina, com espessura variável devido à forma irregular dos dentes, foi modelada entre os dentes e os *brackets*. Ainda nessa etapa foram construídos os arcos ortodônticos de aço inoxidável 0,017"x 0,025" e uma barra palatina de aço inoxidável 0,032" conforme técnica clínica convencional. A figura 8 mostra o resultado final do modelo geométrico.



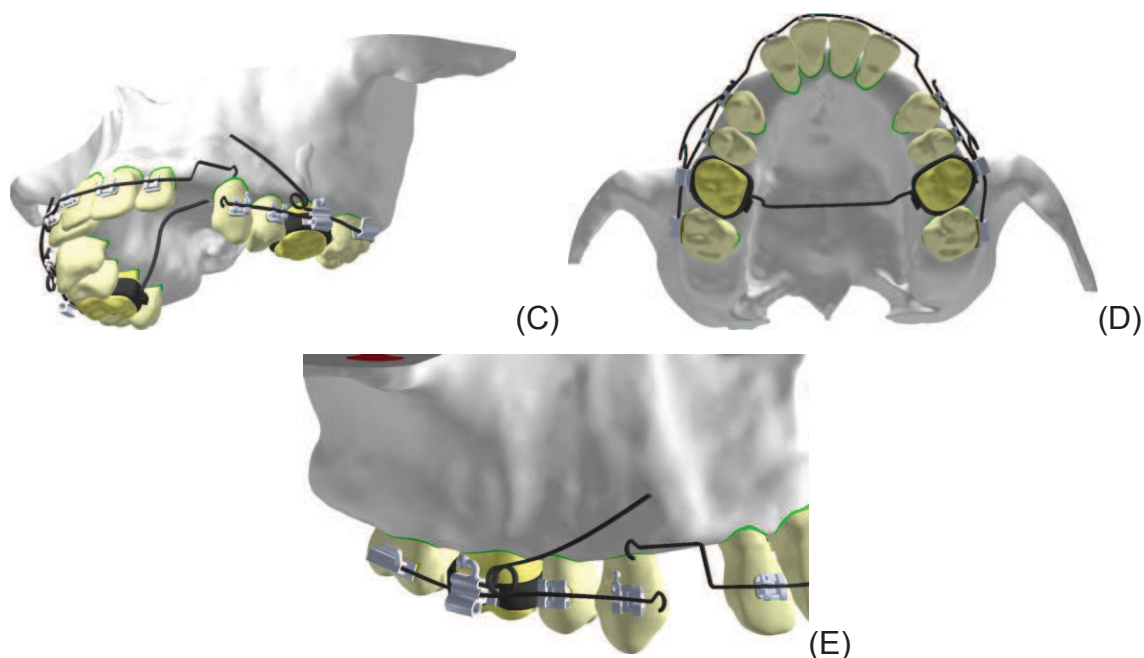


Figura 8: Modelos unidos

Os arcos entre os dentes possuem secção retangular com espessura de 0,5 mm. O arco transpalatino possui secção redonda com diâmetro de 0,8 mm. Um *cantilever* com fio de aço inoxidável 0,017"x 0,025" foi construído partindo da mesial do tubo acessório do molar no segmento posterior. Embora esse *cantilever* se conecte ao arco anterior na situação clínica, para simular a tensão de torção do arco, ele foi modelado com uma posição inicial de repouso para na etapa de simulação se conectar ao arco base anterior.

Para facilitar a simulação das forças geradas pelos *cantilevers* (20g de força por raiz de dente) e elástico em corrente para retração (20g de força por dente retraído), duas estruturas foram modeladas de cada lado como mostra a figura 9.

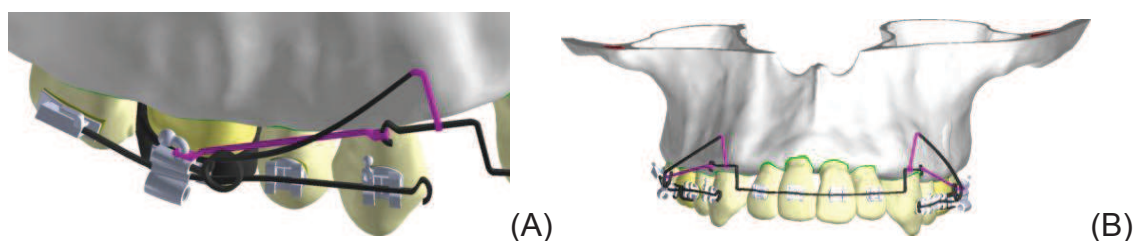


Figura 9: Estruturas construídas (em roxo) para possibilitar a simulação das tensões iniciais do modelo.

No total foram confeccionados três modelos. O primeiro modelo possui

todas as estruturas descritas e visualizadas. No segundo modelo o arco transpalatino foi suprimido, efetivamente tirando-o do modelo e no terceiro os tubos e cimento dos dentes 17 e 27 foram removidos, conforme mostra a tabela 1 e a figura 10.

Tabela 1: Modelos do trabalho	
Tipo do modelo	Característica
Modelo A	Todas as estruturas
Modelo B	Remoção do arco transpalatino
Modelo C	Remoção dos tubos e cimento dos dentes 17 e 27

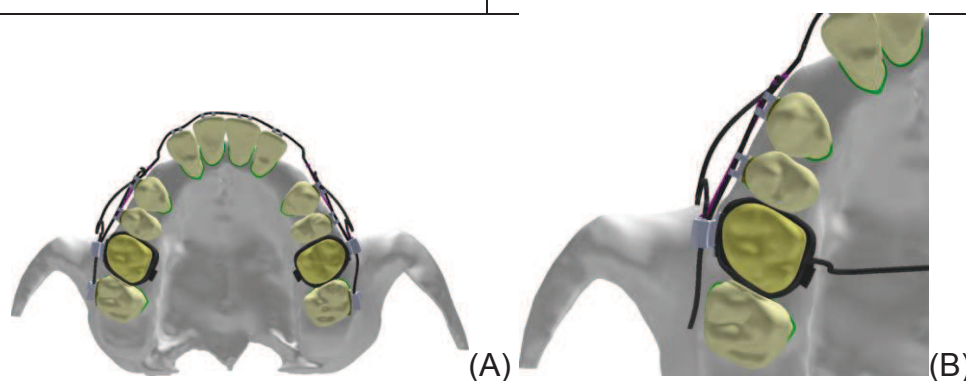


Figura 10: A= modelo B com arco transpalatino removido e B= modelo C com tubo e cimento do dente 17 removidos

Simulação

Todos os modelos foram exportados do *software* Solidworks, para o *software* de simulação de elementos finitos Ansys Workbench V11. (Ansys Inc., Canonsburg, PA, USA), por meio de suplemento de importação, próprio do Ansys.

Para representar de forma correta o comportamento mecânico de cada componente, os diferentes dentes dos modelos foram configurados com um módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson retirados da literatura, conforme mostra a tabela 2.

Tabela 2: Propriedades mecânicas dos materiais		
material / propriedade	Módulo de elasticidade. (GPa)	Coeficiente de Poisson
Dentina (Holmes, Diaz-Arnold <i>et al.</i> , 1996)	18,6	0,31
Ligamento periodontal (Field <i>et al.</i> , 2009)	1,18	0,45
Osso Medular (Holmes, Diaz-Arnold <i>et al.</i> , 1996)	1,37	0,3
Osso cortical (Holmes, Diaz-Arnold <i>et al.</i> , 1996)	13,7	0,3
Fios ortodônticos (Field <i>et al.</i> , 2009)	210	0,3
<i>Brackets</i> ortodônticos (Field <i>et al.</i> , 2009)	210	0,3
Bandas (Field <i>et al.</i> , 2009)	210	0,3
Cimento (Field <i>et al.</i> , 2009)	2,14	0,31

Todos os contatos entre as estruturas foram considerados como união perfeita, com exceção dos contatos entre os dentes, entre dentes adjacentes e banda e entre arcos e *brackets*. Os contatos entre dentes e entre bandas e dentes foram considerados como sem fricção (*frictionless*). Esse contato permite deslizamento entre as superfícies e formação de *gaps* entre as superfícies, mas por simplificação considera um coeficiente de fricção 0. O coeficiente de fricção depende de vários fatores, como lisura de superfície, tipo e qualidade de saliva entre outros, mas nesse trabalho ele foi considerado como não significativo referente ao objeto de estudo. Entre arcos e bandas foi simulado um contato do tipo “*no separation*”, que permite pequenos deslizamentos entre as superfícies, mas não permite a separação entre elas. Suportes rígidos foram adicionados na região da maxila para simular o seu contato com o restante do crânio, como mostra a figura 10.

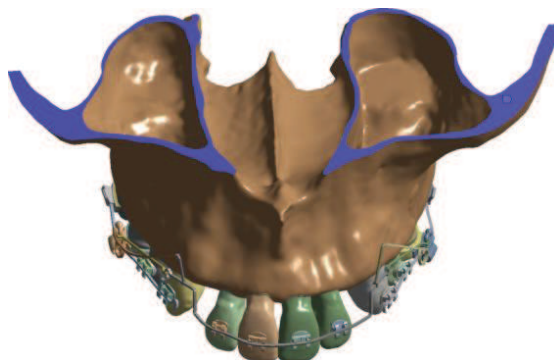


Figura 10: área configurada com suporte fixo em azul.

Dois passos de carga foram aplicados nos modelos. O primeiro foi a aplicação de uma força de tração entre o *bracket* do dente 17 com o arco anterior e do *bracket* do dente 27 com o arco anterior, através do recurso “*bolt pretension*” do Ansys. As estruturas demonstradas na figura 9 foram construídas para permitir a utilização desse recurso. Com base numa referência de uma carga de 40g, e considerando que gramas é uma unidade de massa e não de força, podemos através da relação $F = m \cdot a$ onde F representa força, m a massa e a a aceleração, e considerando que a gravidade terrestre é de 9.8 m/s^2 , temos que 40 gramas representam 0,407747 N. Essa carga foi aplicada de cada lado no primeiro passo.

Para o segundo passo de carga uma força de 40g, mas entre o *cantilever* e o arco anterior foi simulada de cada lado. A força de tração do primeiro passo foi mantida durante o segundo passo. A figura 11 mostra a localização das cargas e seus vetores.

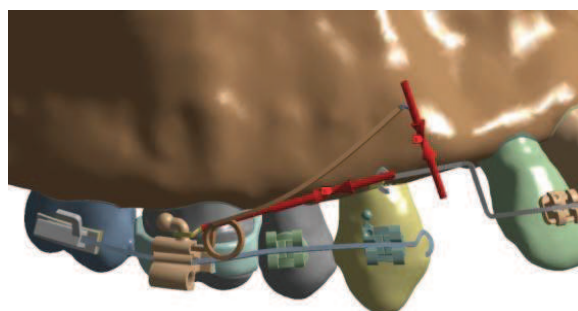


Figura 11: Localização e vetores das cargas aplicadas nos modelos.

A discretização do modelo, que é a transformação do modelo sólido numa malha de nós e elementos, para possibilitar a análise pelo método, foi

realizada. A malha foi gerada e validada através de um processo de refinamento da malha, verificando-se a convergência dos resultados, sendo o número de nós e elementos gradualmente aumentados, até que a diferença nos picos de tensão entre um refinamento de malha e outro fosse de 5% ou menos. Com estas medidas, o erro geométrico característico de um processo de discretização de malha foi minimizado. A malha foi gerada com elementos quadráticos tetraédricos de 10 nós (solid 187), o que possibilita a cópia da geometria irregular presente nos modelos analisados. Tendo o modelo total uma malha de 1181606 nós e 651574 elementos. A figura 11 mostra algumas vistas das malhas obtidas.

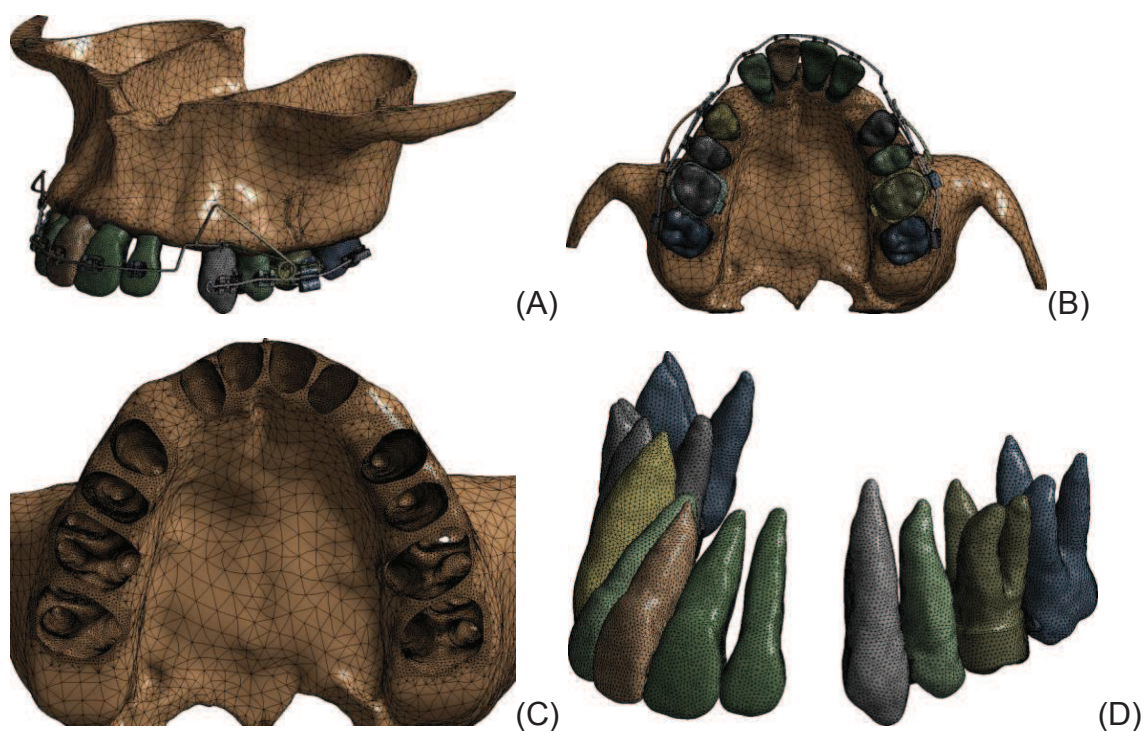


Figura 11: Malha de diferentes estruturas com refinamento de malhas nas áreas de importância para melhorar a precisão do resultado.

Todas as simulações foram lineares em relação ao contato. Todos os modelos foram então resolvidos (Windows 7 64 bits, processador Intel I7 q740, 14 Gb memória RAM). A plotagem gráfica e numérica dos resultados foi registrada, avaliada e comparada.

Resultados

Primeiramente, plotagens dos resultados foram realizadas para visualizar a tendência de movimento dos diferentes modelos. Para facilitar a visualização, a deformação dos corpos foi multiplicada por 15000x, demonstrada junto aos corpos em estado de repouso para comparação, como mostram as figuras 12 a 14.



Modelo em estado de repouso (A) Modelo 1: todas as estruturas



Modelo 2: remoção do arco transpalatino cimento.

Modelo 3: remoção dos tubos e dos 2^{os} molares.

Figura 12: Vista inferior/posterior. A = Modelo sem aplicação de cargas. Modelo 1, 2 e 3 com deformação multiplicada por 15000x para evidenciar a tendência de deformação dos modelos



Modelo em estado de repouso (A) Modelo 1: todas as estruturas.



Modelo 2: remoção do arco transpalatino cimento.

Modelo 3: remoção dos tubos e dos 2^{os} molares.

Figura 13: Vista superior/frontal. A = Modelo sem aplicação de cargas. Modelo 1, 2 e 3 com deformação multiplicada por 15000x para evidenciar a tendência de deformação dos modelos.



Modelo em estado de repouso (A)

Modelo 1: todas as estruturas



Modelo 2: remoção do arco transpalatino cimento.

Modelo 3: remoção dos tubos e dos 2^{os} molares.

Figura 14: Vista lateral. A = Modelo sem aplicação de cargas. Modelo 1, 2 e 3 com deformação multiplicada por 15000x para evidenciar a tendência de deformação dos modelos.

A presente pesquisa analisou as tensões geradas na superfície de

contato entre o osso periodontal e o ligamento periodontal, para analisar o comportamento dos diferentes tratamentos no osso e seu impacto nas tendências de remodelação óssea. Também analisou as tensões geradas na superfície de contato entre o ligamento periodontal e o dente (raiz) para verificar a tendência de concentração das tensões em danos estruturais.

Quando comparamos os resultados das duas hemiarcadas, embora os resultados sejam quantitativamente diferentes devido a diferenças na anatomia e posição dos dentes, a relação entre os lados é semelhante e, portanto as conclusões são semelhantes. Dessa forma, para facilitar a compreensão e evitar colocar informações desnecessárias, apenas os resultados do quadrante 1 serão colocados.

As tabelas 3 e 4 e as figuras 15 a 20 mostram os resultados para a pressão entre o osso periodontal e o ligamento periodontal na região posterior do primeiro quadrante.

Tabela 3: Picos de tensão trativa no contato entre o osso periodontal e o ligamento periodontal na região posterior do primeiro quadrante. (em Pa)

	Modelo 1	Modelo 2	Modelo 3
Dente 17	1836/100%	1837/100%	2075/113%
Dente 16	5523/100%	5519/100%	6262/113%
Dente 15	5566/100%	5566/100%	5806/104%
Dente 13	9415/100%	9419/100%	9474/100%

Modelo 1: todas as estruturas

Modelo 2: remoção do arco transpalatino

Modelo 3: remoção dos brackets e cimento dos 2^{os} molares

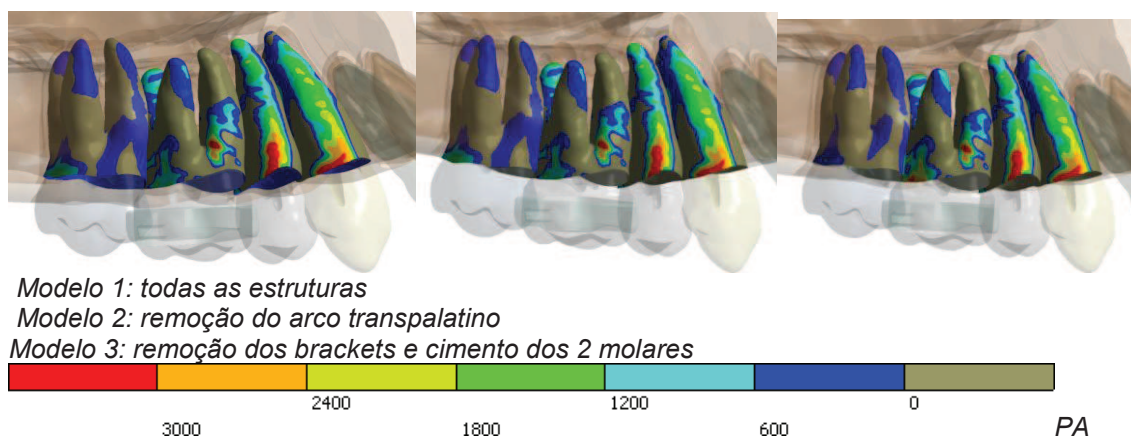
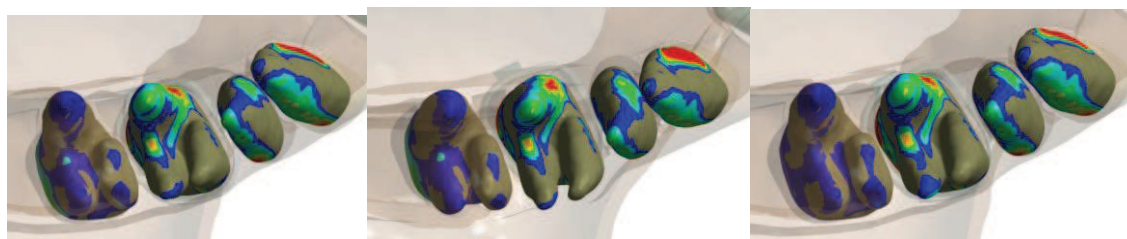


Figura 15: Plotagem das tensões trativas geradas entre o ligamento periodontal e o osso periodontal na região posterior do primeiro quadrante. Vista vestibular.



Modelo 1: todas as estruturas

Modelo 2: remoção do arco transpalatino

Modelo 3: remoção dos brackets e cimento dos 2^{os} molares

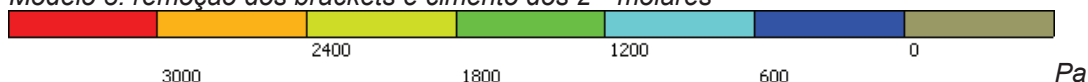
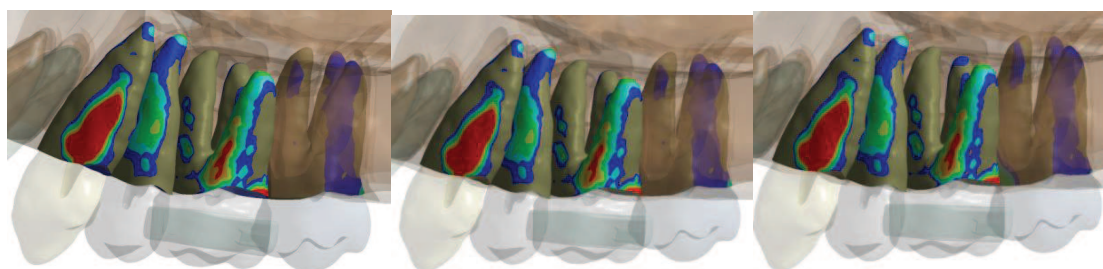


Figura 16: Plotagem das tensões trativas geradas entre o ligamento periodontal e o osso periodontal na região posterior do primeiro quadrante. Vista apical



Modelo 1: todas as estruturas

Modelo 2: remoção do arco transpalatino

Modelo 3: remoção dos brackets e cimento dos 2^{os} molares

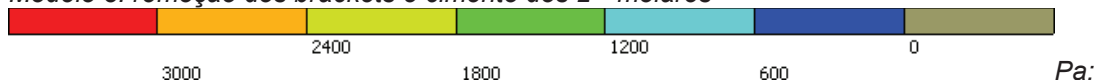


Figura 17: Plotagem das tensões trativas geradas entre o ligamento periodontal e o osso periodontal na região posterior do primeiro quadrante. Vista palatina.

Tabela 4: Picos de tensão compressiva no contato entre o osso periodontal e o ligamento periodontal na região posterior do primeiro quadrante. (em Pa)

	Modelo 1	Modelo 2	Modelo 3
Dente 17	1742/100%	1742/100%	874/50%
Dente 16	11037/100%	11032/100%	11274/102%
Dente 15	6092/100%	6090/100%	6213/102%
Dente 13	18400/100%	18398/100%	18551/101%

Modelo 1: todas as estruturas

Modelo 2: remoção do arco transpalatino

Modelo 3: remoção dos brackets e cimento dos 2^{os} molares



Modelo 1: todas as estruturas

Modelo 2: remoção do arco transpalatino

Modelo 3: remoção dos brackets e cimento dos 2^{os} molares

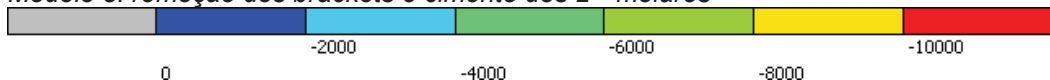
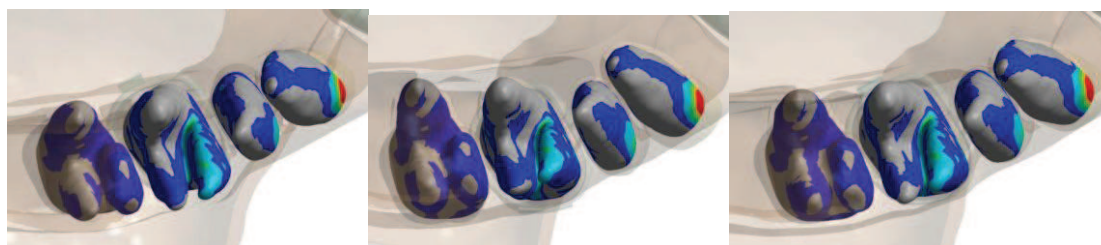


Figura 18: Plotagem das tensões compressivas geradas entre o ligamento periodontal e o osso periodontal na região posterior do primeiro quadrante. Vista vestibular.



Modelo 1: todas as estruturas

Modelo 2: remoção do arco transpalatino

Modelo 3: remoção dos brackets e cimento dos 2^{os} molares

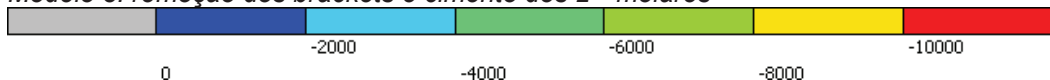
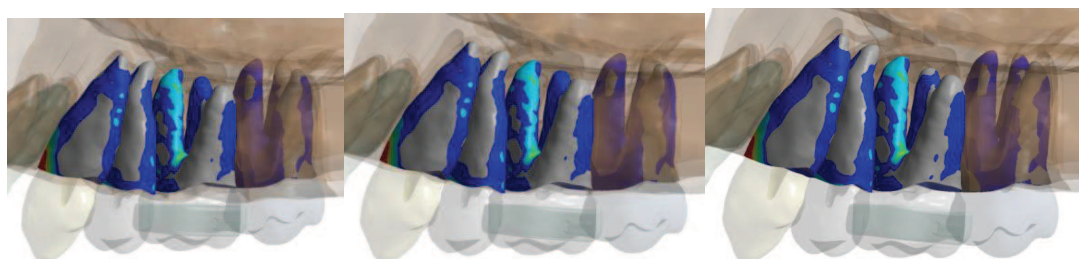


Figura 19: Plotagem das tensões compressivas geradas entre o ligamento periodontal e o osso periodontal na região posterior do primeiro quadrante. Vista apical.



Modelo 1: todas as estruturas

Modelo 2: remoção do arco transpalatino

Modelo 3: remoção dos brackets e cimento dos 2^{os} molares

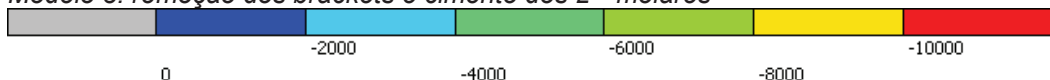


Figura 20: Plotagem das tensões compressivas geradas entre o ligamento periodontal e o osso periodontal na região posterior do primeiro quadrante. Vista palatina.

As tabelas 5 e 6 e as figuras 21 a 26 mostram os resultados para a

pressão entre o osso periodontal e o ligamento periodontal na região anterior do primeiro quadrante.

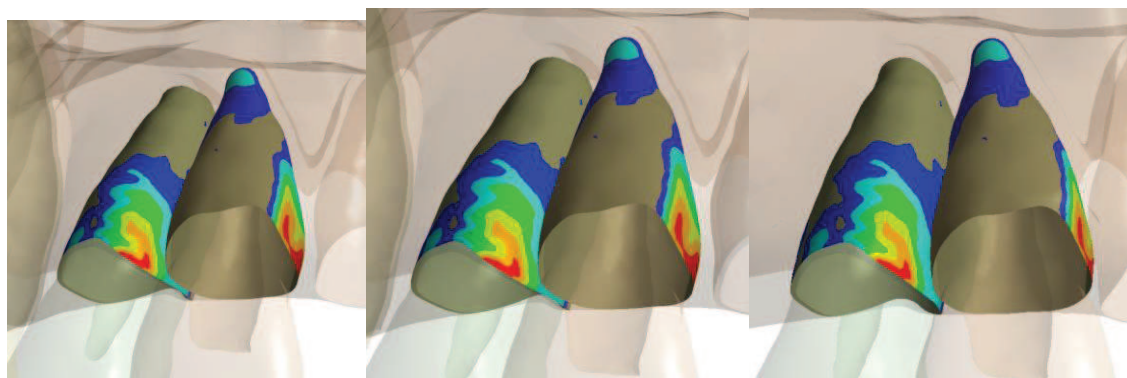
Tabela 5: Picos de pressão trativa no contato entre o osso periodontal e o ligamento periodontal na região anterior do primeiro quadrante. (em Pa)

	Modelo 1	Modelo 2	Modelo 3
Dente 12	93479/100%	93481/100%	93475/100%
Dente 11	124620/100%	124930/100%	125220/100%

Modelo 1: todas as estruturas

Modelo 2: remoção do arco transpalatino

Modelo 3: remoção dos brackets e cimento dos 2^{os} molares



Modelo 1: todas as estruturas

Modelo 2: remoção do arco transpalatino

Modelo 3: remoção dos brackets e cimento dos 2^{os} molares

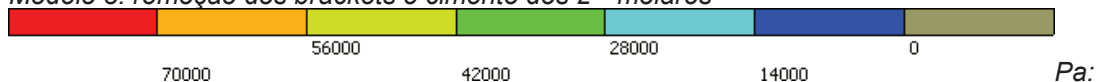
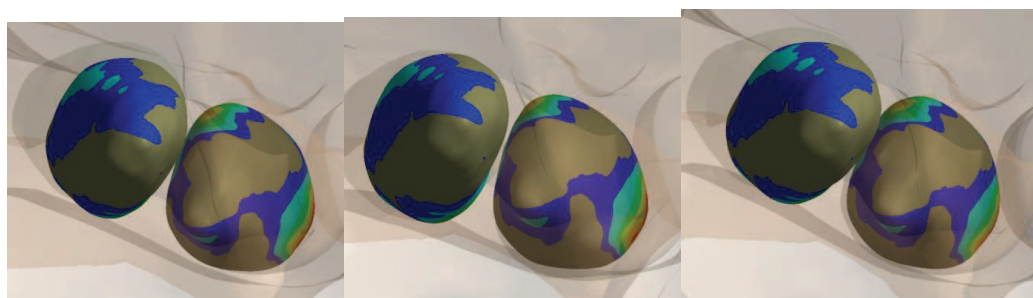


Figura 21: Plotagem das tensões trativas geradas entre o ligamento periodontal e o osso periodontal na região anterior do primeiro quadrante. Vista vestibular.



Modelo 1: todas as estruturas

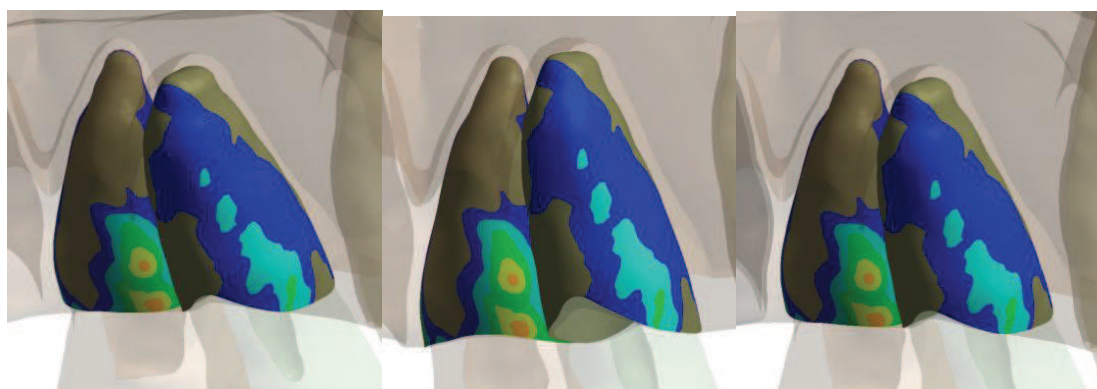
Modelo 2: remoção do arco transpalatino

Modelo 3: remoção dos brackets e cimento dos 2^{os} molares



Figura 22: Plotagem das tensões trativas geradas entre o ligamento periodontal e o osso periodontal na região anterior do primeiro quadrante. Vista lingual.

e o osso periodontal na região anterior do primeiro quadrante. Vista apical.



Modelo 1: todas as estruturas

Modelo 2: remoção do arco transpalatino

Modelo 3: remoção dos brackets e cimento dos 2^{os} molares

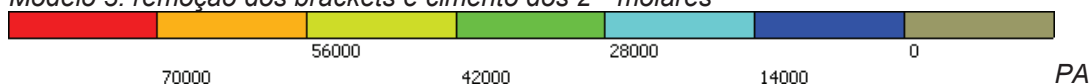


Figura 23: Plotagem das tensões trativas geradas entre o ligamento periodontal e o osso periodontal na região anterior do primeiro quadrante. Vista palatina

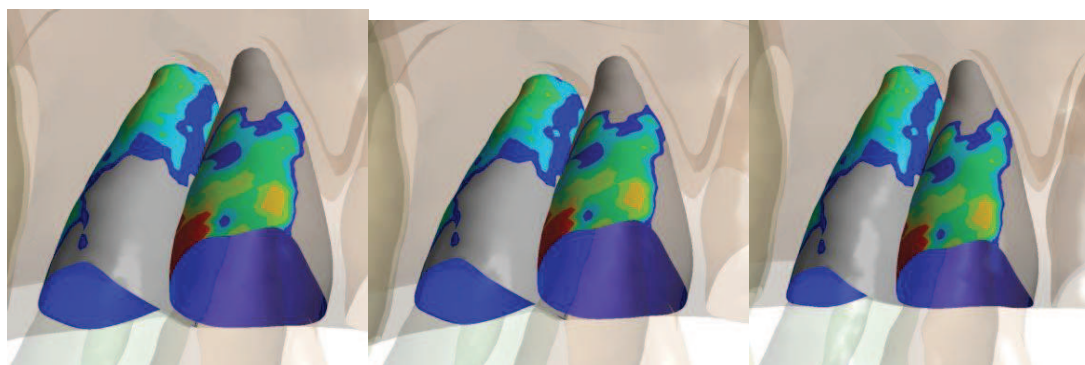
Tabela 6: Picos de tensão compressiva no contato entre o osso periodontal e o ligamento periodontal na região anterior do primeiro quadrante. (em Pa)

	Modelo 1	Modelo 2	Modelo 3
Dente 12	57767/100%	57705/100%	57567/99%
Dente 11	56700/100%	56735/100%	56752/100%

Modelo 1: todas as estruturas

Modelo 2: remoção do arco transpalatino

Modelo 3: remoção dos brackets e cimento dos 2^{os} molares



Modelo 1: todas as estruturas

Modelo 2: remoção do arco transpalatino

Modelo 3: remoção dos brackets e cimento dos 2^{os} molares

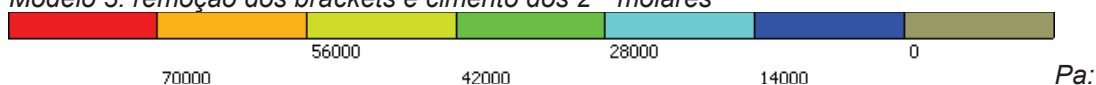


Figura 24: Plotagem das tensões compressivas geradas entre o ligamento periodontal e o osso periodontal na região anterior do primeiro quadrante. Vista

vestibular.

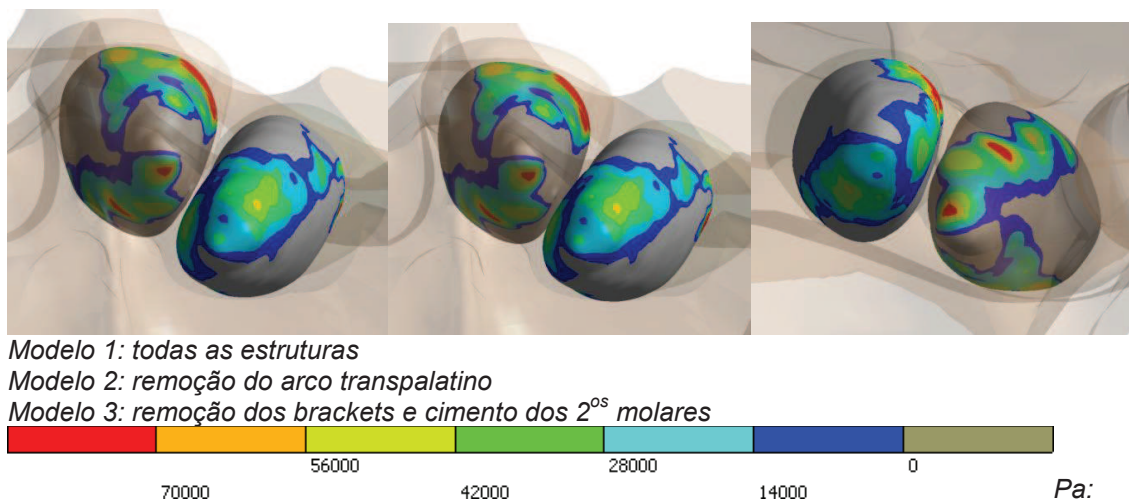


Figura 25: Plotagem das tensões compressivas geradas entre o ligamento periodontal e o osso periodontal na região anterior do primeiro quadrante. Vista apical.

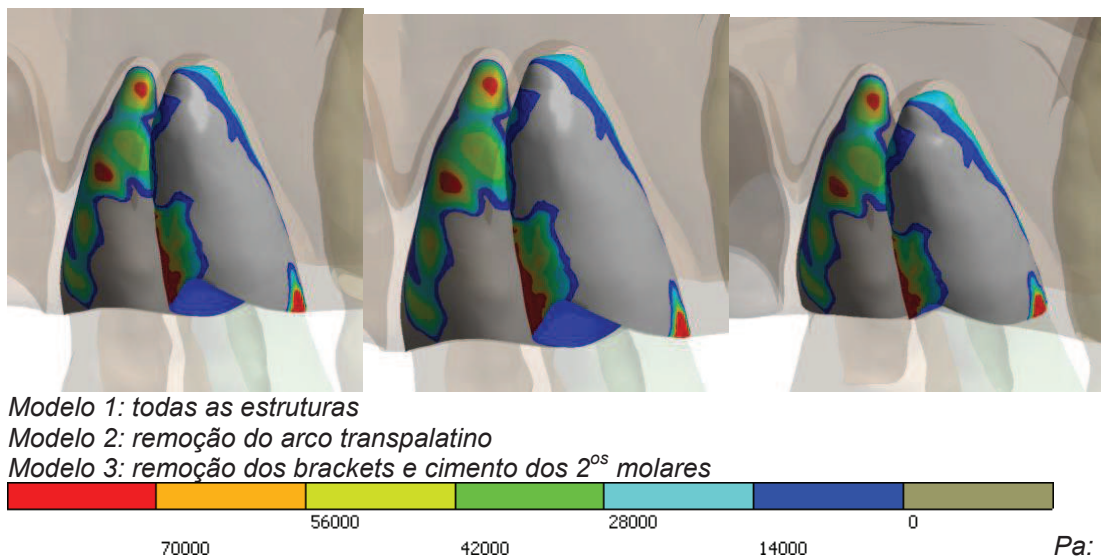


Figura 26: Plotagem das tensões compressivas geradas entre o ligamento periodontal e o osso periodontal na região anterior do primeiro quadrante. Vista palatina.

As tabelas 7 e 8 e as figuras 27 a 32 mostram os resultados para a pressão entre o ligamento periodontal e o dente na região posterior do primeiro quadrante.

Tabela 7: Picos de tensão trativa no contato entre o ligamento periodontal e os dentes na região posterior do primeiro quadrante. (em Pa)

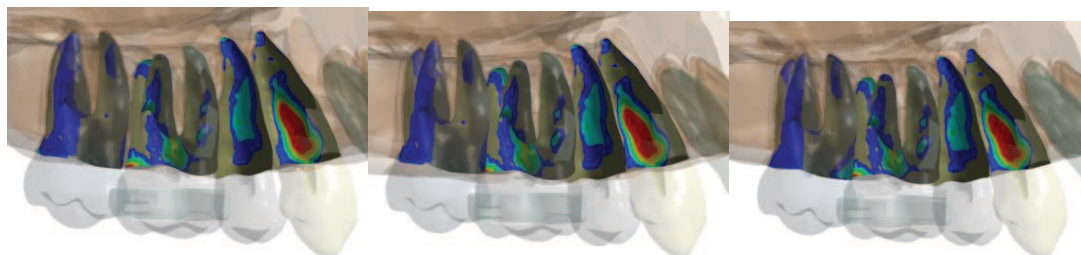
	Modelo 1	Modelo 2	Modelo 3
--	----------	----------	----------

Dente 17	2906/100%	2908/100%	1891/65%
Dente 16	8833/100%	8835/100%	10544/119%
Dente 15	5023/100%	5021/100%	5172/103%
Dente 13	9295/100%	9298/100%	9354/100%

Modelo 1: todas as estruturas

Modelo 2: remoção do arco transpalatino

Modelo 3: remoção dos brackets e cimento dos 2^{os} molares



Modelo 1: todas as estruturas

Modelo 2: remoção do arco transpalatino

Modelo 3: remoção dos brackets e cimento dos 2^{os} molares

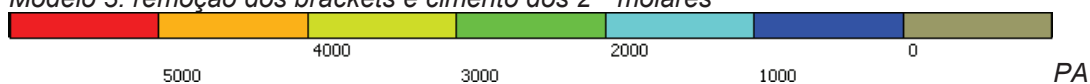
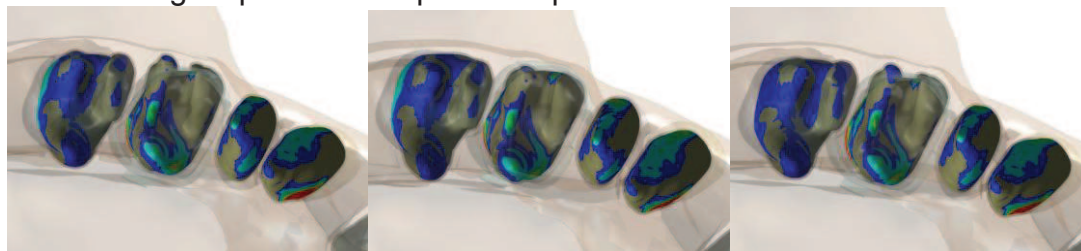


Figura 27: Plotagem das tensões trativas geradas entre o osso periodontal e o dente na região posterior do primeiro quadrante. Vista vestibular.



Modelo 1: todas as estruturas

Modelo 2: remoção do arco transpalatino

Modelo 3: remoção dos brackets e cimento dos 2^{os} molares

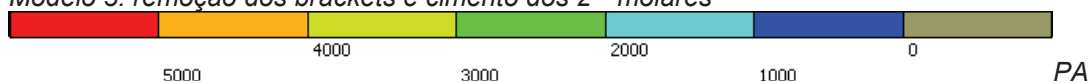
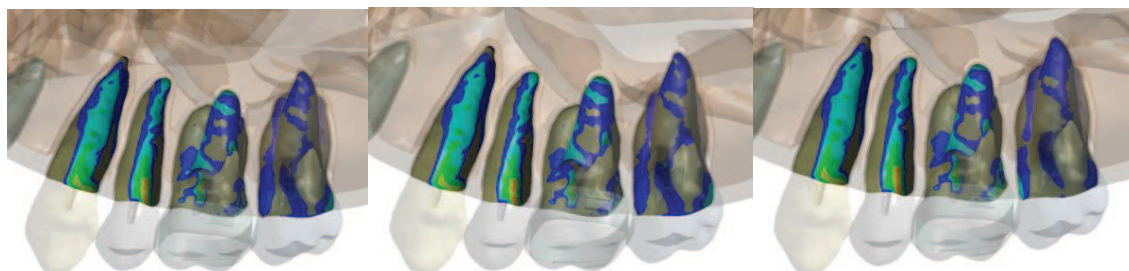


Figura 28: Plotagem das tensões trativas geradas entre o osso periodontal e o dente na região posterior do primeiro quadrante. Vista oclusal



Modelo 1: todas as estruturas

Modelo 2: remoção do arco transpalatino

Modelo 3: remoção dos brackets e cimento dos 2^{os} molares



Figura 29: Plotagem das tensões trativas geradas entre o osso periodontal e o dente na região posterior do primeiro quadrante. Vista palatina

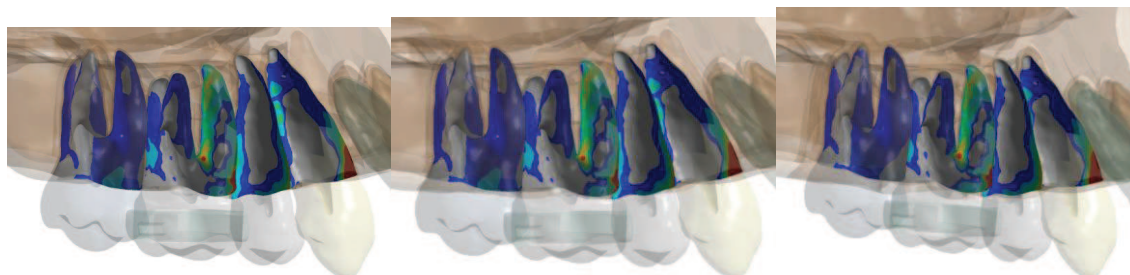
Tabela 8: Picos de pressão compressiva no contato entre o ligamento periodontal e os dentes na região posterior do primeiro quadrante. (em Pa)

	Modelo 1	Modelo 2	Modelo 3
Dente 17	2041/100%	2043/100%	919/45%
Dente 16	12328/100%	12334/100%	12756/103%
Dente 15	5284/100%	5283/100%	5331/101%
Dente 13	18985/100%	18986/100%	19234/101%

Modelo 1: todas as estruturas

Modelo 2: remoção do arco transpalatino

Modelo 3: remoção dos brackets e cimento dos 2^{os} molares



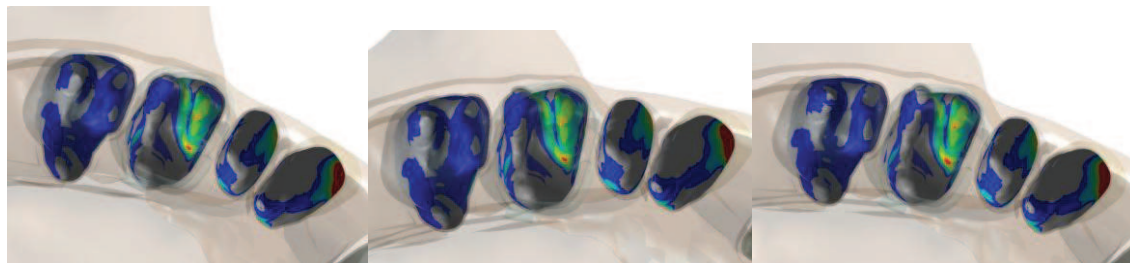
Modelo 1: todas as estruturas

Modelo 2: remoção do arco transpalatino

Modelo 3: remoção dos brackets e cimento dos 2^{os} molares



Figura 30: Plotagem das tensões compressivas geradas entre o osso periodontal e o dente na região posterior do primeiro quadrante. Vista vestibular



Modelo 1: todas as estruturas

Modelo 2: remoção do arco transpalatino

Modelo 3: remoção dos brackets e cimento dos 2^{os} molares



Figura 31: Plotagem das tensões compressivas geradas entre o osso periodontal e o dente na região posterior do primeiro quadrante. Vista oclusal.

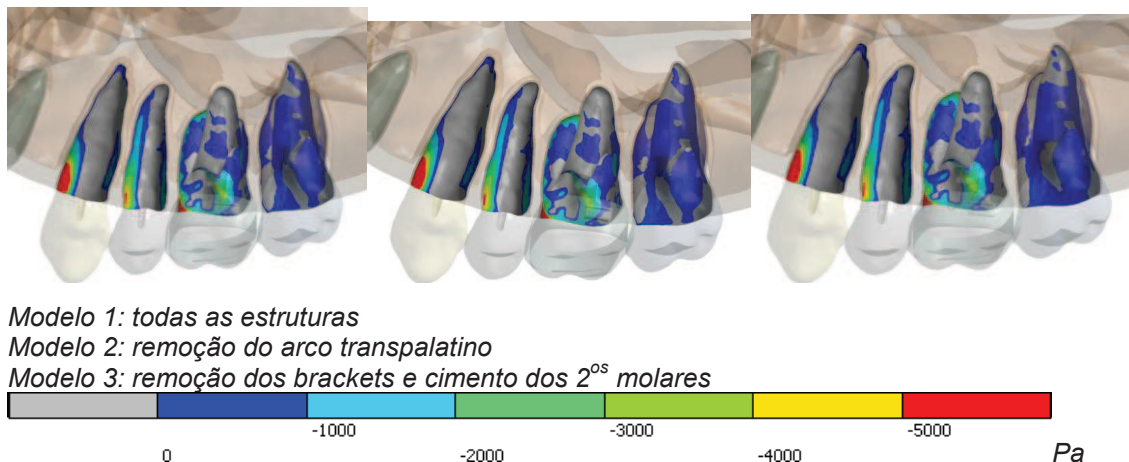


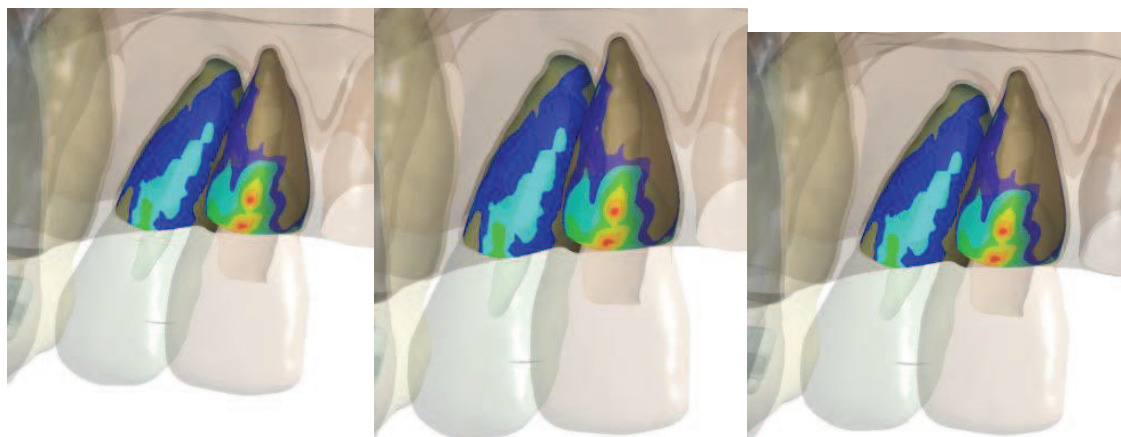
Figura 32: Plotagem das tensões compressivas geradas entre o osso periodontal e o dente na região posterior do primeiro quadrante. Vista palatina.

As tabelas 9 e 10 e as figuras 33 a 38 mostram os resultados para a pressão entre o ligamento periodontal e o dente na região anterior do primeiro quadrante.

Tabela 9: Picos de tensão trativa no contato entre o ligamento periodontal e os dentes na região anterior do primeiro quadrante. (em Pa)

	Modelo 1	Modelo 2	Modelo 3
Dente 12	109360/100%	109430/100%	109490/100%
Dente 11	118910/100%	119280/100%	119630/100%

Modelo 1: todas as estruturas
 Modelo 2: remoção do arco transpalatino
 Modelo 3: remoção dos brackets e cimento dos 2^{os} molares



Modelo 1: todas as estruturas

Modelo 2: remoção do arco transpalatino

Modelo 3: remoção dos brackets e cimento dos 2^{os} molares

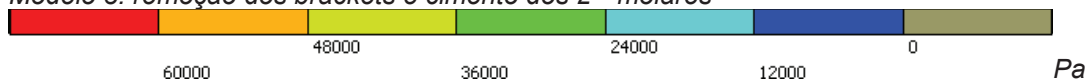
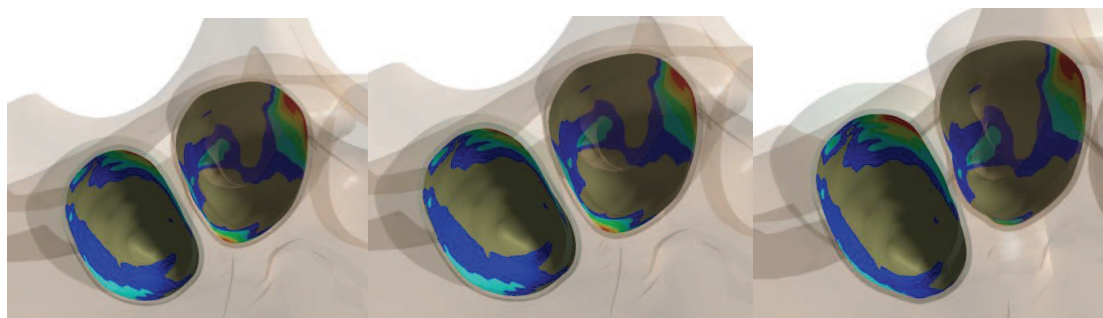


Figura 33: Plotagem das tensões trativas geradas entre o osso periodontal e o dente na região anterior do primeiro quadrante. Vista vestibular.



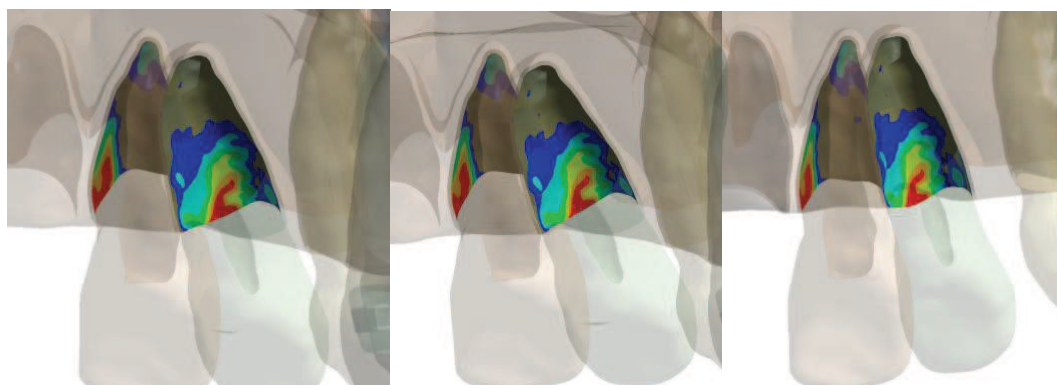
Modelo 1: todas as estruturas

Modelo 2: remoção do arco transpalatino

Modelo 3: remoção dos brackets e cimento dos 2^{os} molares



Figura 34: Plotagem das tensões trativas geradas entre o osso periodontal e o dente na região anterior do primeiro quadrante. Vista incisal.



Modelo 1: todas as estruturas

Modelo 2: remoção do arco transpalatino

Modelo 3: remoção dos brackets e cimento dos 2^{os} molares



Figura 35: Plotagem das tensões trativas geradas entre o osso periodontal e o dente na região anterior do primeiro quadrante. Vista palatina.

Tabela 10: Picos de tensão compressiva no contato entre o dentes e o ligamento periodontal na região anterior do primeiro quadrante. (em Pa)

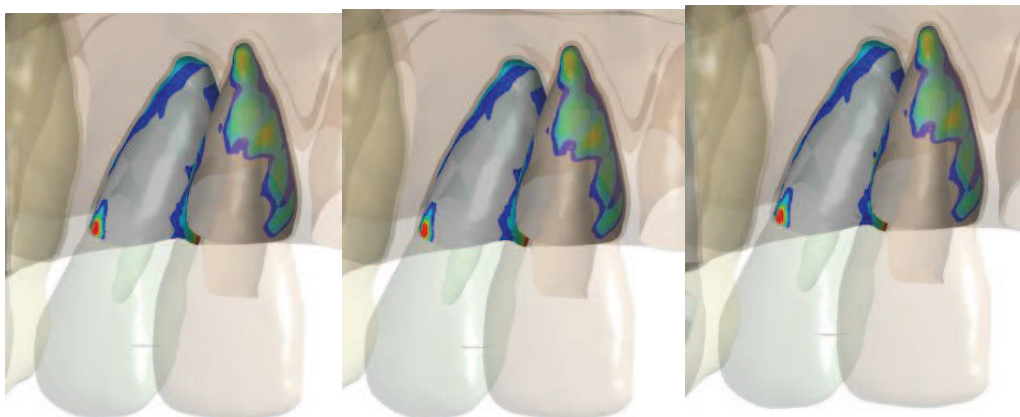
	Modelo 1	Modelo 2	Modelo 3
Dente 12	50561/100%	50497/100%	50358/99%

Dente 11	49195/100%	49200/100%	49207/100%
----------	------------	------------	------------

Modelo 1: todas as estruturas

Modelo 2: remoção do arco transpalatino

Modelo 3: remoção dos tubos e cimento dos 2^{os} molares



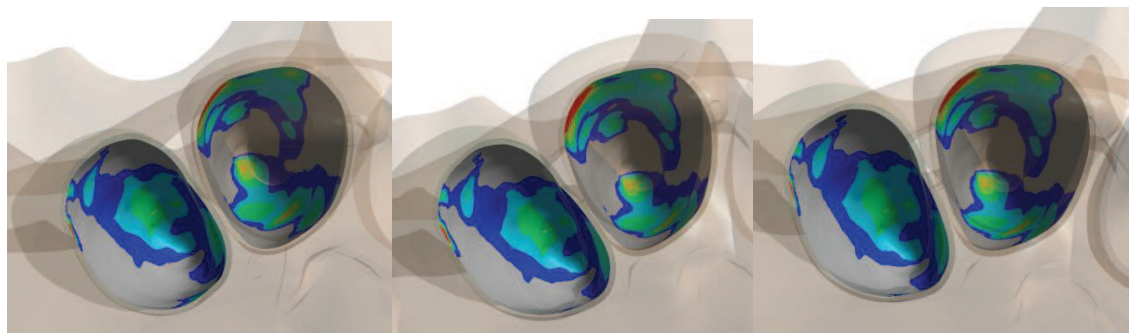
Modelo 1: todas as estruturas

Modelo 2: remoção do arco transpalatino

Modelo 3: remoção dos brackets e cimento dos 2^{os} molares



Figura 36: Plotagem das tensões compressivas geradas entre o osso periodontal e o dente na região anterior do primeiro quadrante. Vista vestibular.



Modelo 1: todas as estruturas

Modelo 2: remoção do arco transpalatino

Modelo 3: remoção dos brackets e cimento dos 2^{os} molares

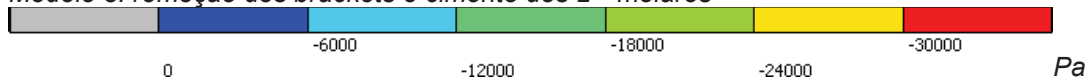
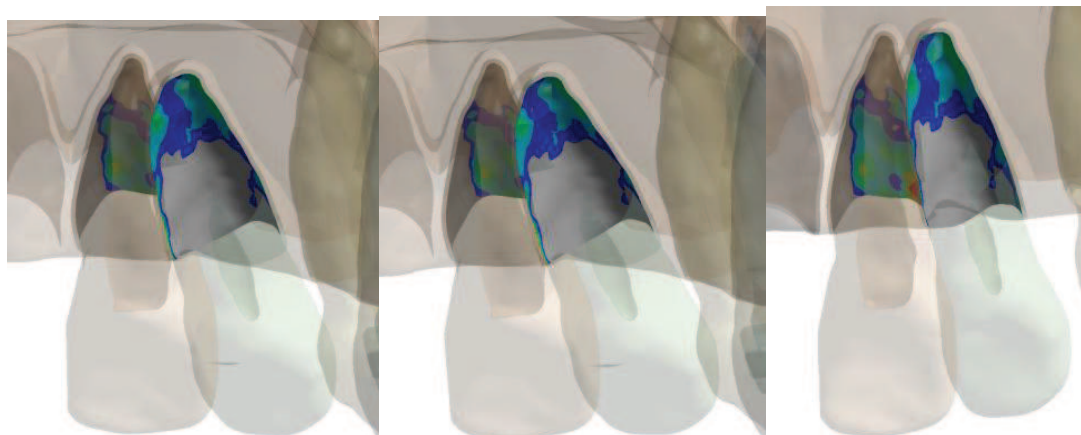


Figura 37: Plotagem das tensões compressivas geradas entre o osso periodontal e o dente na região anterior do primeiro quadrante. Vista incisal.



Modelo 1: todas as estruturas

Modelo 2: remoção do arco transpalatino

Modelo 3: remoção dos brackets e cimento dos 2^{os} molares

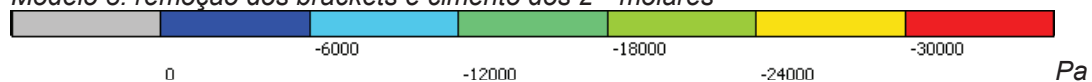


Figura 38: Plotagem das tensões compressivas geradas entre o osso periodontal e o dente na região anterior do primeiro quadrante. Vista palatina.

RESUMO DOS ARTIGOS DA DISCUSSÃO

Burstone, em 1962, apresentou a técnica do arco segmentado, onde relatou que a mecânica foi desenhada para liberar forças leves e constantes com um controle razoável na unidade de ancoragem. Assim, alguns princípios únicos foram incorporados a técnica. Essa técnica consiste de múltiplas secções de fios, de diferentes espessuras em diferentes partes da arcada, não necessariamente conectando brackets adjacentes. Os dentes que devem ser movimentados são considerados como unidade ativa enquanto que os de ancoragem são considerados como unidade reativa. Os arcos usados para a movimentação dentária devem apresentar uma taxa de carga/deflexão relativamente baixa. Essa taxa se refere a quantidade de força produzida por unidade de ativação no fio ortodôntico ou em uma mola, e pode-se dizer que quanto menor a taxa, mais constante é a força durante a movimentação dentária. A taxa carga/deflexão está diretamente relacionada com a espessura do fio. Entretanto não se deve reduzir excessivamente essa espessura porque assim permitiria uma deformação permanente durante a ativação.

Quando uma carga é aplicada a unidade de ancoragem e se esta estiver unida por um fio rígido, os estresses serão distribuídos mais uniformemente na membrana periodontal. Dessa forma, quanto mais rígido for o fio nessa região, menos estresses serão distribuídos diretamente aos dentes. Dessa forma, também, aumenta-se a ancoragem e diminui os efeitos colaterais. O segmento posterior são ancorados com um fio rígido 0,021"x 0,028" de aço inoxidável e uma barra transpalatina. No arco segmentado é possível aumentar a distância interbrackets. Dessa forma, aumentando a distância de aplicação entre dois pontos, há três fatores importantes em relação a distribuição das forças: diminui a taxa de carga/deflexão, minimiza as mudanças na direção da força durante a movimentação dentária, e aumenta o espaço disponível para a longas ativações, o que é necessário para se ter taxas de carga/deflexão baixas.

Burstone, em 1966, relatou a mecânica da técnica do arco segmentado. O arco segmentado foi desenvolvido para que forças contínuas sejam utilizadas para a movimentação dentária sem a perda do seu controle. Em um

aparelho ortodôntico, o controle sobre a proporção momento/força, a magnitude e a constância do momento ou força determinam o sucesso da sua aplicação. Uma magnitude de força ótima é aquela que rapidamente move o dente com mínima dor e injúria tecidual. A mecânica segmentada foi desenhada para controlar a movimentação dentária com a proporção momento/força conhecido e objetivar respostas biológicas com a constância das forças produzidas. Os casos com extrações São muitos favoráveis para se demonstrar as potencialidades da técnica.

Dependendo do plano de tratamento, quando há um apinhamento anterior e se faz necessário extrações, se faz primeiramente a retração dos caninos com uma inclinação controlada uma vez que o centro de rotação fique localizado no ápice do dente, seguido da retração de corpo para depois corrigir sua inclinação axial. Nesses casos de retração muitas vezes os segundos molares são bandados como unidade de ancoragem. Após o alinhamento do segmento posterior, foi colocado um fio rígido 0,021"x 0,028" e uma barra palatina removível de aço inoxidável de 0,036". Assim, o segmento posterior não é composto por seis dentes individuais, mas como um grande dente multirradiculado. Para a retração do canino, se a perda de ancoragem não for permitida, recomenda-se que seja feita em duas fases. A retração do canino foi feita com uma mola fabricada com fio 0,010"x 0,020" e para a correção radicular foi construída uma mola de aço inoxidável 0,018"x 0,025". Da mesma maneira, foi feita a retração dos incisivos e depois feito a correção radicular dos mesmos.

Para a correção da mordida profunda, o mecanismo consistiu de 3 partes: uma unidade posterior de estabilização, um segmento posterior e o arco base que é fabricado com fio 0,021"x 0,025". A ativação do arco base produz momentos que tendem a inclinar o plano oclusal posterior. Quando indesejado, se faz necessário um sistema de ancoragem apropriado.

Dellinger, em 1967, fez uma avaliação histológica e cefalométrica da intrusão de pré-molares em macacos. Muitos pacientes ortodônticos podem ser tratados satisfatoriamente com a intrusão de apenas alguns dentes. Nos casos de maloclusões Classe II na qual a erupção dos dentes posteriores torna um perfil mais convexo, a intrusão desses dentes sob forças específicas tornam

esse movimento possível. A intrusão pode ser definida como uma mudança do dente e do seu tecido de suporte causado pela retrusão dentro do alvéolo. O estudo propôs intruir dentes com um sistema de força controlada e demonstrar a quantidade de intrusão com o uso de técnicas cefalométricas. Valores diferentes de forças foram usados para determinar se a magnitude influencia da quantidade de intrusão durante intervalos de tempos específicos. Secções histológicas foram feitas para demonstrar o mecanismo de intrusão e indicar se a reabsorção óssea, dentária ou a combinação de ambas permitiria a intrusão dentária. A intrusão foi feita por meio de cantilever com forças aplicadas de 300, 100, 50 e 10 gramas as quais aturam em torno de 60 dias. A força de 10 gramas foi a menos eficiente, seguida pela força de 300 gramas que apresentou uma pequena melhor intrusão. A força de 100 gramas foi mais eficiente e a força de 50 gramas promoveu a maior quantidade de intrusão. Em relação a análise histológica, a reabsorção radicular foi mais expressiva com a aplicação da força de 300 gramas, enquanto que com 100 gramas causou uma reabsorção radicular moderada e com 10 e 50 gramas, pouca reabsorção radicular foi evidenciada. A intrusão radicular foi independente da quantidade de reabsorção da mesma.

Burstone, em 1977, descreveu a correção da mordida profunda com a intrusão. A quantidade de intrusão varia de paciente para paciente. Deve ser levada em consideração a rotação mandibular que muitas vezes é indesejado em pacientes com crescimento vertical. A mecânica extrusiva piora o padrão esquelético quando há um mínimo crescimento mandibular durante o tratamento. O controle dessa dimensão vertical faz com que o espaço interoclusal não seja ultrapassado e se tenha maior estabilidade. Nesse caso, alguns fatores devem ser considerados como o plano oclusal, a estética anterior, a quantidade de gengiva inserida na região dos incisivos mandibulares e a discrepância entre os pontos A e B. O plano oclusal não deve permitir que se tenha mais de 3 mm de incisivos expostos em relação ao lábio superior. Todo paciente deve ter um planejamento adequado de onde se deseja a localização do plano oclusal. Assim, a mordida profunda pode ser corrigida com a extrusão dos dentes posteriores ou a intrusão dos dentes anteriores. A intrusão se refere como um movimento vertical em relação ao centro de

resistência dos dentes. Uma força aplicada anteriormente ao mesmo produz uma pseudo-intrusão.

Na década de 50 foi desenvolvido um sistema que não fazia o uso de arcos contínuos conhecida como Arco Segmentado, que usava diferentes secções de fios dentro da mesma arcada, sem ser contínuo de brackets a brackets. O arco segmentado possibilita uma serie de vantagens nos casos de fechamento de espaço com mínimos efeitos colaterais. Uma das limitações do arco contínuo convencional é a incapacidade de se fazer a intrusão genuinamente. O mecanismo básico para a intrusão consiste em três partes: unidade posterior de ancoragem, segmento anterior e uma mola intrusiva. O segmento posterior deve ser estabilizado por, pelo menos, um fio 0,018"x 0,025". Uma barra palatina une os segmentos posteriores direito e esquerdo, o que passa a ser considerada como um dente multirradiculado. O arco de intrusão é confeccionado com fio 0,018"x 0,022" ou 0,018"x 0,025" e quando amarrado ao nível dos incisivos produz movimento intrusivo.

É importante que a magnitude da força seja baixa. Forças muito alta não permitem uma maior intrusão, mas aumentam a chance de reabsorção radicular. Ainda, as forças extrusivas reacionais no segmento posterior serão maiores. A força recomendada para a intrusão dos anteriores superiores é de aproximadamente 25g/dente. Para os inferiores, a metade e para os caninos, 50g de força em média. As forças devem ser ótimas e constantes. As molas devem apresentar uma taxa de carga/deflexão baixa.

A vantagem de não se posicionar diretamente o arco de intrusão nos slots dos brackets permite-se conhecer mais positivamente o sistema de força gerado, tornando esse sistema determinado.

Nos casos de incisivos protruídos, o segmento anterior é feito com uma extensão de fio para distal onde será aplicada a força para que não haja um momento que acarrete ainda mais na vestibularização desses dentes. Na unidade reativa, deve-se minimizar ação contrária da força intrusiva. Deve-se unir a maior quantidade de dentes possíveis nesse segmento posterior com pelo menos um fio rígido 0,018"x 0,022" e associar uma barra palatina. A reação da força de intrusão tende a criar um momento que pode mudar o plano oclusal do segmento posterior. Pode-se fazer o uso de aparelho extrabucais para minimizar esses efeitos, pelo fato de produzir um momento oposto ao arco

de intrusão nessa região. Uma das funções do uso da barra palatina nesse caso é que permite que não haja a redução da distância intramolares.

White et al., em 1979, mensuraram as forças geradas pelo arco utilidade. Há muitos estudos sobre o limitar e o nível ótimo das forças e do desenho apropriado do aparelho para ativar essas forças. Até mesmo o arco segmentado relativamente não complicado para a retração do canino pode ser complexo e envolver forças inesperadas com movimentação dentária indesejada concomitantemente. Um arco contínuo pode envolver um conjunto de forças que desafiam a análise. O entendimento da distribuição das forças em um aparelho é um exercício na engenharia mecânica. Embora trabalhos significativos sobre esse assunto tenham sido acompanhados por Burstone, esses assuntos são limitados como nos casos de retração de canino no arco segmentado. O objetivo desse trabalho foi desenvolver uma metodologia determinar as forças originadas por um arco contínuo e segmentado. O arco utilidade (blue elgiloy 0,016"x0,016") mandibular foi escolhido para a análise. O estudo consiste basicamente em postes contendo brackets no qual o fio é inserido. Esses postes simulam a posição dos dentes e gravam as forças que são transmitidas ao fio. As forças são primeiramente transmitidas aos molares e aos incisivos laterais. Mínimas forças são transmitidas aos incisivos centrais. Essas forças diferentes provavelmente persistem durante a intrusão dos incisivos. A força extrusiva nos molares é da mesma magnitude dos incisivos.

Steigman e Michaeli, em 1981, avaliaram a relação entre cargas intrusivas contínuas e a taxa de intrusão em incisivos de ratos. Muitos movimentos ortodônticos têm recebido especial atenção em relação a intensidade e duração da aplicação das forças. Burstone recomenda cerca de 25 g de força para a intrusão em incisivos humanos e diferentes magnitudes de forças para cada incisivo, baseado em experimentos clínicos. Enquanto que forças ideais produzem uma movimentação dentária constante, forças pesadas caracterizam movimentos rápidos e com períodos intermitentes. Embora atualmente haja pequenas diferenças em relação a quantidade de movimentação dentária com a aplicação de forças leves e pesadas, esta última sempre vem acompanhada com forças teciduais indesejadas. O estudo

consistiu de experimentos em 21 ratos femininos aos quais foi submetida uma mola de fechamento de espaço com forças leves ($1,5$ a 8 g/cm^2), forças médias (12 a $18,5 \text{ g/cm}^2$) e forças pesadas ($30,5$ a 32 g/cm^2) em um período de 12 dias. Pode-se concluir que as forças leves não causaram intrusão efetiva nos dentes. As forças médias causaram uma reação expressiva inicial, seguido por um período curto sem movimentação, seguido por uma movimentação constante. Já as forças pesadas tiveram um movimento intrusivo expressivo, porém apenas 8 dias após a aplicação da força.

Burstone, em 1982, introduziu o arco segmentado no fechamento de espaço com molas de atração sem atrito. Conhecimentos novos em relação a biomecânica do desenho de uma mola, assim como o desenvolvimento de novos materiais, simplificam a mecânica, melhoram a resposta biológica e oferece um aparelho mais higiênico. Pelo menos 6 objetivos devem ser considerados em um fechamento de espaço: 1. Fechamento de espaço diferencial – capacidade de retração anterior, protração posterior ou combinação de ambos; 2. Mínima cooperação do paciente; 3. Controle da inclinação axial; 4. Controle das rotações e dimensões do arco; 5. Resposta biológica ótima; 6. Entendimento da mecânica pelo profissional. A resposta biológica, independente do tipo de aparelho, requer um sistema de força ideal. Para ilustrar a mecânica de fechamento de espaço, Burstone usou uma mola em T com fio de TMA $0,017'' \times 0,025''$ ativada em 6 mm. A taxa de carga/deflexão sendo baixa nessa mola permite o ortodontista a liberar magnitudes de força ótimas. Algumas características devem ser consideradas para a aplicação clínica do mecanismo de atração do arco segmentado: Direção e magnitude de força; forças constantes com taxa de carga/deflexão baixa e proporção momento/força apropriado.

Chaconas et al., estudaram a comparação da distribuição das forças de vários arcos de retração pelo método de fotoelasticidade. Durante a mecânica de retração, forças recíprocas causam movimentos dentários recíprocos. Relataram também que Davis recomendou forças de 100g a 150g para a retração de incisivos com elástico em mecânica em deslize. O método de elasticidade é baseado na propriedade de alguns materiais transparentes em

exibir padrões de cores que podem ser visualizadas com luz polarizada. Os resultados são vistos como uma alteração dessa luz por estresses internos.

No estudo os caninos foram retraídos em primeira instância e vários arcos de retração foram construídos usando fio Blue Elgiloy 0,016"x0,016". O arco duplo delta causa grande quantidade de torque lingual durante a retração. O arco utilidade reflete as movimentações dentárias mais desejadas, como o fechamento de espaço, intrusão e torque lingual de raiz. Com o arco duplo delta, os estresses se concentraram entre os incisivos centrais, central e lateral, e lateral e canino indicando a inclinação distal da coroa dos incisivos. Os estresses localizados nos ápices das raízes dos incisivos indicam a inclinação para lingual das coroas ou vestibularização das raízes. Como arco de torque de retração, os estresses se localizaram no espaço edêntulo indicando a movimentação para distal. Quando aplicado somente o torque sem a retração ao arco, os estresses se localizaram no ápice dos incisivos, indicando a intrusão combinado com o torque lingual. Quando o torque foi combinado com a retração, os estresses concentrados no espaço edêntulo foram bastante menores daquele quando aplicado com o arco apenas de retração. Os efeitos desses arcos são similares na região posterior o que produziria uma inclinação das coroas desses dentes durante a retração.

Smith e Burstone, em 1984, estudaram a mecânica da movimentação dentária. As forças ortodônticas são representadas matematicamente como vetores. Quando mais de uma força é aplicada a um dente, a combinação delas determina uma resultante de força. As forças podem ser divididas em componentes que determinam efeitos paralelos e perpendiculares ao plano oclusal, ao plano de Frankfort ou ao longo eixo de um dente. Ainda, as forças produzem movimentos de translação, rotação, ou uma combinação de rotação com translação dependendo da relação entre a linha de ação da força ao centro de resistência de um dente. A tendência de rotação é devido ao momento de uma força que é gerado, que é igual a magnitude da força multiplicada pela distância perpendicular a linha de ação ao centro de resistência. O único sistema de força que pode produzir uma rotação pura é um binário, que são duas forças iguais e opostas, não colineares, mas paralelas. O movimento de um dente pode ser descrito através do centro de rotação. A

proporção entre o momento e a força em um dente com relação ao centro de resistência determina o centro de rotação. Uma vez que a maioria das forças é aplicada aos brackets, é necessário computar o sistema de força equivalente ao centro de resistência para que se possa prever o movimento dentário.

Dermaut e De Munck, em 1986, investigaram se ocorre a reabsorção radicular durante a intrusão dos incisivos, levando em consideração entre a quantidade de encurtamento radicular e a duração da força intrusiva. Muitos estudos analisaram a reabsorção radicular por meio de radiografias, embora haja uma grande diferença nos métodos e técnicas de avaliações, o que dificulta os estudos. No estudo 20 pacientes foram submetidos a uma força intrusiva nos incisivos centrais e laterais, sendo que 35 incisivos centrais e 31 incisivos laterais apresentaram reabsorção. O tempo de intrusão se deu entre 8 a 64 semanas (média 29 semanas). Para a intrusão foi feita uma modificação da técnica de Burstone para que as forças pudessem ser transmitidas a todos os dentes anteriores. A ancoragem dos molares foi mantida usando um aparelho extrabucal com tração alta e barra palatina. O arco de intrusão não foi inserido diretamente nos slots dos brackets dos incisivos, mas amarrado a um arco seccionado que consolidava os quatro incisivos. Dessa maneira, a força passaria através do centro de resistência desses dentes evitando a vestibularização dos mesmos. A força aplicada foi constante de 100 g. Com essa técnica intrusiva modificada, o movimento vertical foi feito com uma retração simultânea. A quantidade de intrusão foi avaliada em telerradiografias. Nenhuma correlação foi encontrada entre a quantidade de reabsorção e a quantidade da duração da intrusão. O assoalho nasal pode ser um fator limitante para a intrusão, e essa pode ter sido a causa da reabsorção radicular.

DeVincenzo e Winn, em 1987, descreveram uma situação clínica de intrusão de incisivos superiores e avaliaram os efeitos dessa intrusão no crescimento facial. Evidências clínicas sugerem que o movimento vertical dos incisivos influencia na direção e/ou crescimento do crescimento mandibular. Para a mecânica intrusiva foi confeccionado um arco de intrusão de aço inoxidável 0,016"x 0,022" e a força aplicada nos incisivos foi de 4oz. Para a ancoragem foi feito uma barra palatina de aço inoxidável 0,036" unindo os

primeiros molares no qual foi soldado um botão de acrílico. A barra palatina sem o acrílico preveniu qualquer mudança na distância intermolar. Com o sistema de ancoragem proposto, não houve rotação mandibular para anterior nem um aumento no comprimento desse osso.

Woods, em 1988, demonstrou os efeitos de diferentes combinações de arco segmentado de intrusão e unidades de ancoragem nos dentes anteriores e posteriores inferiores em baboons. Embora seja dito como controverso a intrusão de incisivos inferiores, muitos autores relatam a possibilidade dessa mecânica em alguns casos. A maioria dessas mecânicas envolve sistema segmentado que incorporam princípios de molas longas para manter a taxa carga/deflexão baixa, produzindo grandes efeitos mecânicos mantendo a força relativamente constante. Dois métodos comuns a serem usados para a mecânica intrusiva são os de Burstone e o de Ricketts. Foi aplicada uma força intrusiva em torno de 90 g a 100 g por um período de 5 meses. As mudanças que ocorreram nos dentes e no osso foram avaliados por meio de telerradiografias. Os efeitos da mecânica nos dentes anteriores e posteriores dependeram da magnitude dos momentos reacionais na unidade de ancoragem. Quanto mais para anterior estiver posicionado o centro de resistência na unidade de ancoragem, menor será o momento reacional esperando, dessa forma, maior intrusão dos dentes anteriores.

McFadden et al., em 1989, avaliaram a relação entre a intrusão do incisivo e o encurtamento radicular. A força intrusiva aplicada foi de baixa magnitude (25g) usando o arco utilidade da técnica bioprogressiva. O encurtamento radicular foi em média 1,84 mm para os incisivos maxilares e 0.61 mm para os mandibulares sujeitos a força intrusiva nas radiografias periapicais. Quando a extração foi feita como parte do plano de tratamento na maxila e não na mandíbula, não foi relacionada a quantidade de encurtamento radicular com a quantidade de ativação da intrusão. Porém o tempo de tratamento esteve relacionado com o encurtamento radicular. No presente estudo, o uso do arco utilidade não teve correlação com o encurtamento radicular, mas sim o tempo de tratamento. Existem pessoas com maiores

tendências a ter reabsorção radicular e que para essas pessoas há a necessidade de uma mecânica intrusiva mais cuidadosa e monitorada.

Shroff et al., em 1995, estudaram a intrusão simultânea ao fechamento de espaço com a biomecânica de três peças, sem atrito, com um bom controle de ancoragem. A correção da mordida profunda com incisivos vestibularizados se torna uma mecânica difícil uma vez que para verticalizar esses incisivos pode aprofundar ainda mais a mordida. Nos casos de extração, o alinhamento não corrige a inclinação dos incisivos ou a mordida profunda. A correção da mordida profunda deve ser corrigida para que o fechamento de espaço seja garantido. Durante a intrusão dos incisivos é necessário que haja um bom controle da inclinação vestibulo-lingual desses dentes.

A correção da mordida profunda pode ser feita com a intrusão dos dentes anteriores, extrusão dos posteriores ou combinação de ambos. Durante a intrusão dos dentes anteriores as forças devem ser de boa magnitude e constantes usando molas com carga/deflexão baixa, para evitar a reabsorção radicular e diminuir os efeitos colaterais na unidade reativa. As molas são apoiadas a determinados pontos no segmento anterior caracterizando um sistema estaticamente determinado. O ponto de aplicação da força é importante para definir o tipo de movimentação dentária. Para que não haja a vestibularização dos incisivos durante a intrusão, uma opção é o uso de extensões distais do arco anterior onde as molas podem ser apoiadas distalmente ao centro de resistência dos incisivos. Nos casos quando a retração dos incisivos se torna limitada pela presença da mordida profunda, faz-se a intrusão para abrir a mordida e subsequentemente fechar o espaço.

A mecânica proposta faz o uso dos princípios da técnica do arco segmentado. Níveis de forças constantes podem ser mantidos e a proporção M/F no centro de resistência pode ser facilmente regulado para produzir movimentos dentários desejados. Foi feito um alinhamento e nivelamento inicial. Após um segmento de fio passivo de aço 0,017"x0,025" foi posicionado no segmento posterior para ancoragem. Uma barra palatina 0,032" foi posicionada passivamente consolidando os segmentos posteriores como ancoragem. Os caninos foram retraído separadamente e incluídos no segmento posterior. O arco base anterior foi confeccionado com fio de aço

0,018"x0,025" com extensão de 2 a 3 mm para distal e as forças foram aplicadas com cantilevers confeccionados com fio TMA 0,017"x 0,025". A aplicação da força de retração foi feita com elásticos Classe I.

Este método biomecânico é clinicamente vantajoso porque permite um controle simultâneo da movimentação dentária nos planos verticais e antero-posterior.

Costopoulos e Nanda, em 1996, avaliaram o desenvolvimento de uma técnica para quantificar a reabsorção apical de raiz. O estudo avaliou 17 pacientes que foram submetidos a intrusão de 2 a 4 mm dos incisivos com formação radicular completa, sem relato de reabsorção dentária e trauma antes do tratamento ortodôntico. A mecânica de intrusão foi feita com o arco de Burstone imediatamente após o alinhamento inicial. Esse arco tem uma taxa de carga /deflexão baixa e é capaz de liberar uma força intrusiva constante sem torque. O arco foi construído com fio TMA 0,017"x0,025" partindo do tubo do molar direito ao esquerdo e ativado através de uma dobra na mesial dos primeiros molares e amarrado a um segmento de fio anterior com um tie back posterior. O nível de força usada foi de 15 g por dente o qual era verificada a cada consulta. Os primeiros molares foram unidos aos pré-molares com um fio rígido passivo. Ainda foi instalada uma barra palatina e se fez o uso de aparelho extrabucal com força direcionada através do centro de resistência da maxila para o aumento da ancoragem.

As medições foram feitas antes e após o tratamento através de teleradiografias. O movimento do incisivo central foi medido tendo o plano palatino como referência: intrusão (definido pelo movimento vertical do centro de resistência), mudança vertical da borda incisal, mudança na proinclinação, mudança anteroposterior da borda incisal, e movimento linear do ápice (sem respeitar a direção).

Depois de um período de 4 meses, a comparação entre o grupo controle e o grupo experimental tiveram uma diferença de reabsorção radicular de 0,6mm contra 0,2mm o que foi estatisticamente significante. A intrusão medida a partir do centro de resistência do incisivo central foi de 1,9mm. A quantidade de reabsorção não foi relacionada com a quantidade de intrusão. Os resultados desse estudo indicam que a intrusão com cargas baixas pode ser efetiva na

correção da mordida profunda causando apenas uma quantidade de reabsorção apical insignificante.

Bobak et al., em 1997, analisaram por meio do estudo com elementos finitos os efeitos da barra palatina nos estresses periodontais dos molares submetidos a força de retração. A barra palatina deve ser capaz de modificar os estresses periodontais como pré-requisito para aumentar a ancoragem ortodôntica. Foi construído um modelo de dois primeiros molares, assim como o seu ligamento periodontal e osso alveolar. Esses modelos foram submetidos a uma força de 2N com e sem a barra palatina. Como resultados, tanto o uso como o não uso da barra palatina revelaram uma diferença de estresse menor de 1%. A barra palatina, entretanto, controla a rotação do molar pelo fato de ter alterado as propriedades físicas do osso, mas não teve influência na inclinação dos mesmos. A barra palatina não interfere nos estresses periodontais em relação a ancoragem ortodôntica. Pela análise de elementos finitos a presença da barra palatina induz apenas pequenas mudanças na distribuição dos estresses nos dentes e ligamento periodontal.

Shroff et al., em 1997, descreveram o uso do arco de intrusão de três peças com retração simultânea com elástico Classe I para a correção da mordida profunda enquanto ocorre o fechamento de espaço. Situações clínicas envolvendo incisivos inclinados e com mordida profunda requerem um planejamento cuidadoso. A presença da mordida profunda limita o fechamento de espaço nos casos de retração. O foco da mecânica de intrusão com o arco de três peças é de como uma força intrusiva pode auxiliar na retração dos dentes anteriores. O tratamento da mordida profunda pode ser feito com a extrusão dos dentes posteriores, principalmente para os pacientes com altura facial pequena e que permite uma maior convexidade no perfil. A correção da mordida profunda pode ser feita com a intrusão dos anteriores nos pacientes que apresentam muito dos incisivos a mostra. O ideal é que cerca de 3 mm de incisivos fique a mostra para uma boa estética. A intrusão dos incisivos também permite um bom controle da dimensão vertical e a rotação para frente da mandíbula o que pode ajudar na correção da Classe II. Ainda, pode ser

associado a intrusão dos anteriores com a extrusão dos posteriores para a correção desta maloclusão.

Comumente, usa-se o arco utilidade com fio Blue Elgiloy 0,016"x 0,016" para a correção da mordida profunda com uma força de 150 g para os quatro incisivos. Nesse caso, a exata quantidade de força dissipada é desconhecida por ser um sistema estaticamente indeterminado. Arcos contínuos associados com o uso da técnica do arco segmentado podem ser usados para se conseguir a intrusão verdadeira dos incisivos. Esse arco confeccionado com fio TMA 0,017"x 0,025" é amarrado a um arco rígido posicionado nos brackets dos incisivos. Devido a força extrusiva reacional que acontece nos molares, faz-se o uso de uma barra palatina de aço inoxidável para estabilizar os molares. Pode-se ainda fazer o uso de um aparelho extrabucal com tração alta direcionado ao centro de resistência dos molares.

Uma intrusão verdadeira é obtida quando a força passa pelo centro de resistência de um dente ou de um grupo de dentes. Um aparelho que permite que a força intrusiva seja direcionada ao centro de resistência dos dentes anteriores é o arco de intrusão de três peças, que consiste em um segmento de fio anterior com extensão para a distal dos incisivos laterais, confeccionado com fio de aço 0,021"x 0,025" para evitar a deformação decorrente das forças intrusivas. Composto também por molas bilaterais confeccionadas com fio de TMA 0,017"x 0,025" que parte do tubo auxiliar do molar e apoiado a extensão do fio mais próxima possível ao centro de resistência dos quatro incisivos. A quantidade de força intrusiva aplicada é de 60 g sendo 30 g de cada lado. O centro de resistência dos quatro incisivos está localizado como sendo na metade da distância entre a crista alveolar e o ápice radicular na distal do incisivo lateral no plano sagital.

A mordida profunda com incisivos vestibularizados está associada com espaços que devem ser fechados nos casos de não extração. Quando há a presença de apinhamento, há a necessidade de extração. Tradicionalmente a correção da mordida profunda é feita antes do fechamento de espaço. Entretanto é possível intruir incisivos vestibularizados e retrá-los simultaneamente usando um sistema de força preciso. A retração dos incisivos nesses casos ocorre primeiramente devido ao momento que se cria ao redor do centro de resistência dos incisivos. O restante do sistema de força aplicado

inclui a intrusão e extrusão. Quando uma pequena força é aplicada entre os segmentos posteriores e anteriores gera um momento para anterior e posterior, respectivamente. Uma barra palatina com fio de aço inoxidável 0,036" é posicionada entre os molares direito e esquerdo para manter a distância intermolar e a inclinação axial desses dentes. Nos casos de extração, os caninos são retraídos primeiramente e incluído ao segmento posterior.

Burstone, em 2001, descreveu a biomecânica da correção da mordida profunda. A mordida profunda é comum de ser observado em muitas maloclusões. Devido ao fato da mordida profunda ser um sintoma não é de se surpreender que há vários fatores etiológicos que levam a mordida profunda e muitos tipos diferentes para a sua correção. Pacientes com faces longas ou com relação Classe II requerem controle da dimensão vertical sem que haja uma rotação da mandíbula para baixo e para trás. Nesses pacientes a intrusão dos incisivos é mais indicada. Por outro lado, pacientes com dimensão vertical diminuída, a extrusão dos dentes posteriores é indicada. Nos pacientes em que se espera ter mínimo crescimento durante o tratamento, o controle da dimensão vertical se faz necessário, nesse caso intruindo os incisivos. A decisão de se intruir ou extruir dentes é baseada em três fatores: convexidade óssea, dimensão vertical, e espaço interoclusal. Pacientes com planos mandibulares planos e com dimensões verticais pequenas faz-se necessário aumentar a dimensão vertical dos mesmos embora não seja a estabilidade fique comprometida caso não haja crescimento futuro. Uma alternativa biomecânica para os pacientes com dimensão vertical diminuída é extruir os dentes posteriores e manter arcos fixos durante o tratamento para que a adaptação ocorra.

Para a mecânica intrusiva, Burstone relatou que por muitos anos era impossível de se intruir dentes e que se isso fosse realizado, sequelas como a desvitalização dentária ocorreria. Estudos recentes relataram que a intrusão dos dentes anteriores ocorreu devido a extrusão dos posteriores. Forças leves e constantes permitem a intrusão dos dentes anteriores sem o rompimento da unidade de ancoragem posterior. Ainda, se uma maior quantidade de força intrusiva é aplicada, há uma maior chance de reabsorção radicular e não há necessariamente uma maior quantidade de intrusão. Os incisivos superiores

devem ser mais intruídos dos que os incisivos inferiores para que se mantenha o plano oclusal original. É necessário um bom controle biomecânico nos pacientes Classe II porque o uso de elásticos Classe II ou aparelho extrabucal com tração cervical e outras mecânicas similares podem inclinar o plano oclusal e dificultar os efeitos da mecânica intrusiva.

Existem dois tipos de arco de intrusão: o contínuo e o arco de intrusão de três peças. Para o arco contínuo, um sistema rígido de ancoragem posterior é requerido e é feito um degrau no arco sobressaltando os pré-molares e caninos para ser conectado a um fio rígido anterior. O arco de intrusão com fio de TMA 0,017"x 0,025" ou 0,016"x 0,022" partindo dos tubos auxiliares dos molares sendo apoiado entre os incisivos centrais ou na região dos incisivos laterais. A chave do sucesso da intrusão é ter um bom controle do sistema de força, especialmente a magnitude e a constância da força. Se uma força excessiva é aplicada, pode inclinar o plano oclusal e inclinar o molar para distal. A quantidade de força depende da quantidade dentes que devem ser intruídos. Para a intrusão dos quatro incisivos recomenda-se em torno de 60 g de força. A taxa de carga/deflexão do arco de intrusão é bastante baixa devido ao fato da distância interbrackets ser grande. Isso não apenas produz uma maior deflexão do fio, mas também minimiza a necessidade de reativação além de assegurar a constância da força. Um aspecto importante para controlar o sistema de força durante a intrusão é direcionar a força paralela ao longo eixo do dente. Com os incisivos verticais, a força pode ser direcionada ao centro de resistência e paralela ao longo eixo dos dentes. Os incisivos irão intruir e não inclinar. Incisivos com inclinação para lingual, a força aplicada anterior ao centro de resistência fará com que haja um momento fazendo com que haja uma retração radicular e intrusão. E para os incisivos vestibularizados se faz necessário a mecânica de três peças para que haja um momento para lingual e intrusão dos mesmos. Esse mecanismo de três peças requer um sistema de ancoragem estável e é composto por cantilever que liberam as forças intrusivas na distal dos brackets dos incisivos laterais.

Com incisivos vestibularizados, pode ser necessário redirecionar a força como fazer o uso de uma força intrusiva suplementada por uma força distal por meio do uso com elástico em corrente. A resultante pode, assim, ficar paralela ao longo eixo do dente.

O sistema de ancoragem, além de se manter as forças baixas e o uso de fios rígidos posteriores, é uma barra transpalatina para manter a largura posterior. Ainda, pode-se fazer o uso de aparelho extrabucal com tração alta.

Rudolph et al., em 2001, determinaram os tipos de forças ortodônticas que causam maiores estresses nos ápices radiculares. Para o estudo, foi feito um modelo tridimensional de um incisivo central superior, ligamento periodontal e osso alveolar baseados na morfologia anatômica. O incisivo central foi escolhido para o estudo por ser um dos dentes com maior risco de reabsorção radicular. Foram avaliados os movimentos de intrusão, inclinação, extrusão, translação e rotação. A aplicação de forças externas produz movimentos dentários com alguns riscos. Os movimentos que mais tendenciam a reabsorção radicular são a inclinação, intrusão e o movimento de corpo na cortical maxilar. Os tipos movimentação dentária produzem diferentes estresses que podem variar em diferentes locais na raiz.

O método de elementos finitos é uma técnica altamente precisa usada para analisar os estresses estruturais. Usado na engenharia, esse método usa o computador para resolver um grande número de equações para calcular os estresses com base nas propriedades físicas das estruturas analisadas. Apresenta muitas vantagens sobre outros métodos (como por a fotoelasticidade) com destaque pela habilidade de incluir a heterogeneidade do material dentário e a irregularidade do contorno do dente em um modelo. Ainda, é relativamente fácil de aplicar cargas nas diferentes localizações. Na odontologia tem sido usado em diversas áreas, sendo que na ortodontia tem sido usado com sucesso na aplicação de forças em um dente. A perda de osso alveolar faz com que mude o centro de resistência do dente e altera os padrões de estresses radiculares. As propriedades biomecânicas no ligamento periodontal são diferentes entre adultos e adolescentes. Alguns estudos indicam que os estresses nos molares se concentram na região de furca e não no ápice radicular.

A força aplicada para as diferentes movimentações foi de 25 g. Os principais estresses das forças de inclinação se concentraram na crista alveolar. Para o movimento de corpo, os estresses foram distribuídos ao longo do ligamento periodontal, embora mais concentrados na crista alveolar. As

forças intrusivas, extrusivas e rotacionais produziram mais estresses no ápice radicular.

Han et al., em 2005, compararam a reabsorção radicular no mesmo indivíduo depois da aplicação de forças intrusivas e extrusivas contínuas. A reabsorção radicular é uma consequência iatrogênica comum associada ao tratamento ortodôntico. Alguns estudos com microscopia eletrônica revelaram que a reabsorção radicular é dependente da força e do tempo, e o tipo de movimentação dentária também parece estar relacionado. Alguns estudos com elementos finitos relacionaram a concentração de estresse nos ápices radiculares devido ao formato das raízes. Em relação a extrusão, relatam que alguns autores verificaram reabsorção na região interproximal do terço cervical da raiz. O estudo avaliou 18 primeiros pré-molares de 9 pacientes tratados com arco utilidade de aço 0,017"x 0,025". A força intrusiva aplicada de 100cN induz cerca de 4 vezes mais reabsorção do que a mesma força sendo extrusiva. Sugere-se que a localização da reabsorção na raiz pode estar relacionada com a dureza e a densidade da dentina e do cemento. As reabsorções se localizaram nas partes apicais das raízes do experimento.

Van Steenbergem et al., em 2005 avaliaram se a magnitude da força intrusiva no segmento maxilar influencia a quantidade de intrusão dos incisivos ou a inclinação axial dos mesmos, extrusão e estreitamento dos segmentos posteriores. Foram avaliados 20 pacientes que necessitavam de intrusão de incisivos, sendo que em um grupo foi aplicada uma força de 40g e em outro grupo uma força de 80g. Entretanto não foi apresentado diferenças significativas entre esses grupos referente a intrusão. Uma força intrusiva maior resulta em uma força extrusiva maior no segmento posterior, o que pode causar um estreitamento na distância intermaxilar. Porém, diante da aplicação dessas duas forças, não houve diferença significativa também em relação ao estreitamento intra-arco. As forças oclusais associadas com a maior quantidade de dentes no segmento foram suficientes para manter essa distância. Os incisivos foram intruídos com forças de 10g a 20g por dente.

Van Steenbergem et al., em 2005, avaliaram se a aplicação da força intrusiva por um arco de intrusão nas asas distais aos brackets dos incisivos laterais causa mudança na inclinação axial normal do segmento anterior. Foram avaliados 40 pacientes no início e no final da intrusão. Foram estudadas várias opções para se tentar diminuir os efeitos colaterais e o aumento da eficiência da mecânica com a mínima cooperação do paciente. A localização do ponto de aplicação da força em relação ao centro de resistência do segmento anterior pode alterar a inclinação axial do mesmo. Quanto mais anterior causa vestibularização e quanto mais posterior causa verticalização. O centro de resistência dos quatro incisivos se localiza na distal do incisivo lateral. Se a força for aplicada na direção do centro de resistência, os incisivos serão intruídos em corpo. Quanto mais inclinados estiverem os incisivos, mais para distal deveria ser o ponto de aplicação da força. No estudo, alguns fatores foram considerados como: aplicação da força na asa distal aos brackets dos laterais não causa mudança na inclinação dos dentes; correlação da distância da aplicação da força ao centro de resistência no início da intrusão e a mudança na inclinação axial; correlação da distância do ponto de aplicação da força no início da intrusão e a mudança na distância da borda incisal ao primeiro molar no início e final da intrusão; correlação da distância do ponto de aplicação da força ao centro de resistência no início da intrusão e a mudança dessa distância no início de final do mesmo; correlação entre a quantidade de intrusão e a mudança na inclinação axial. Foi concluído que o ponto de aplicação de força na distal dos laterais causou mudança significativa na inclinação dos incisivos centrais em 8° a 9°. Não houve correlação estatisticamente significativa entre a distância da borda incisal e o primeiro molar. Não houve correlação estatisticamente significativa entre a distância o ponto de aplicação de força e o centro de resistência. Não houve correlação estatisticamente significativa entre a quantidade de intrusão e a mudança na inclinação axial dos dentes.

Van Steenbergem et al., em 2006, estudaram a influência do segmento posterior na prevenção dos efeitos colaterais como a quantidade de inclinação, extrusão e estreitamento do mesmo durante a intrusão dos incisivos. Foram analisados pacientes que foram divididos em grupos nos quais caninos, pré-

molares e primeiros molares foram agrupados e outro constituído apenas pelos primeiros molares.

O tratamento de mordida profunda pode ser feito com a intrusão dos incisivos, extrusão dos posteriores ou combinação de ambos. A inclinação do segmento posterior é causada pelo momento ($M = Fxd$). A inclusão de dentes, por exemplo, o canino ao segmento posterior, move o centro de resistência desse segmento para posterior e diminui o momento nessa região. As forças extrusivas são de igual magnitude as forças intrusivas. As forças oclusais também previnem, em partes, a extrusão. Devido ao fato da força extrusiva passar por vestibular ao centro de resistência do segmento posterior, cria-se um momento que diminui a distância inter-molares. Aplicando forças baixas e constantes, aumentando o número de dentes e usando um aparelho extrabucal com tração alta contrapõe as forças extrusivas. Ainda, pode-se usar uma barra transpalatina para manter a distância inter-molar. Uma mola nessas características de força deve apresentar uma taxa de carga/deflexão baixa. Para o sistema de força ser conhecido, a mola deve ser apoiada ou amarrada em um determinado ponto, caracterizando um sistema estaticamente determinado. Os segmentos de fios foram confeccionados com fio de aço 0,018"x 0,025" e foi aplicada 40g de força.

A partir do estudo pode-se concluir que em ambos os grupos a intrusão dos dentes anteriores excederam 2 mm; a distância intermolar aumentou no grupo com apenas o molar e diminuiu no grupo com maior número de dentes; a inclinação do grupo com apenas o molar foi de 14° enquanto que o grupo com mais dentes foi de 0,6°; em ambos os grupos houve extrusão de menos de 0,5mm; a proinclinação dos dentes anteriores foi maior no grupo com mais dentes posteriores agrupados; a distância entre o ponto de aplicação de força e o centro de resistência aumentou de 1 a 2 mm em ambos os grupos; a distância entre a borda incisal e a distal do molar aumentou 2,4 mm no grupo com mais dentes e 1 mm no grupo do molar; aumentando o segmento posterior com a adição do canino, aumenta a ancoragem; não houve diferença da quantidade de intrusão em ambos os grupos; o tamanho do segmento posterior teve influência na inclinação e no estreitamento do mesmo, mas não na sua extrusão.

Bauss et al., em 2008, analisaram a influência da intrusão ortodôntica na vitalidade pulpar de incisivos maxilares permanentes previamente traumatizados. O trauma dentário parece aumentar a susceptibilidade de complicações durante o tratamento ortodôntico. Muitos estudos examinaram a incidência de reabsorção radicular depois do tratamento ortodôntico de dentes traumatizados, mas poucos analisaram o efeito do movimento dentário ortodôntico na vitalidade pulpar desses dentes. O estudo compôs três grupos sendo um com incisivos traumatizados tratados ortodonticamente, outro sem estar traumatizado também tratado ortodonticamente e outro com pacientes que sofreram trauma prévio sem tratamento ortodôntico subsequente. Os resultados indicam que a intrusão de dentes, e especialmente dos incisivos laterais com injúrias periodontais, aumentam o risco de necrose pulpar comparados com a intrusão dos dentes não traumatizados. A maioria da necrose pulpar ocorreu na fase inicial da mecânica intrusiva. Os incisivos previamente traumatizados devem ser intruídos com o arco utilidade com forças leves. Uma força de inclinação de 50 g induz a diminuição do fluxo sanguíneo da polpa, seguido de uma hiperemia reativa, compensando pela falta de perfusão tecidual. Uma força intrusiva de 50 g durante 6 dias indicam uma supressão significativa de suprimento sanguíneo devido ao movimento apical do dente.

Chiqueto et al., em 2008, avaliaram a influência da mecânica intrusiva com o uso de curva reversa e acentuada na reabsorção radicular dos incisivos maxilares e mandibulares. A quantidade de forças de intrusão foi de 100g a 150g conforme determinado pelo departamento de ortodontia do local. Foi estudada uma amostra de 60 pacientes com maloclusão Classe I e Classe II, divisão 1 sem extrações, as quais foram divididas em 2 grupos, sendo um tratado com curva reversa e acentuada e outro sem mecânica intrusiva. Foram tomadas radiografias periapicais pré e pós tratamento e pode-se concluir que os pacientes tratados com a mecânica intrusiva de curva reversa e acentuada apresentaram reabsorção radicular estatisticamente maior do que o outro grupo.

Kojima e Fukui, em 2008, avaliaram, através do estudo com elementos finitos, os efeitos da barra transpalatina 0,036" na movimentação do molar produzido por uma força mesial. Os estresses produzidos no ligamento periodontal nos molares com e sem a barra transpalatina mostraram que a magnitude dos estresses produzidos foi menos de 1%. Isso significa que a barra transpalatina não tem nenhum efeito na ancoragem em si. Entretanto a barra transpalatina preservou a rotação dos dentes e movimentos transversais intra-arcos. Nesses casos, a presença barra transpalatina diminuiu a concentração dos estresses nos dentes que rotacionaram. Ainda, a adição do pré-molar ao bloco posterior diminuiu a tendência de inclinação dos dentes pela metade sem levar em consideração a barra palatina.

Zablocki et al., em 2008, avaliaram os efeitos da barra palatina durante o tratamento com extração. A mecânica envolvendo o fechamento de espaço de extração depende de uma ancoragem eficiente. Muitos dispositivos como arco extrabucal, barra palatina, botão de Nance têm sido propostos para o aumento da ancoragem. O estudo avaliou telerradiografias de pacientes tratados com extrações dos 4 primeiros pré-molares com e sem barra palatina. Analisando as mudanças pré e pós tratamento dos grupos que usaram e não usaram a barra palatina, foi estabelecido que não houve diferenças estatisticamente significante entre eles, concluindo que a barra palatina não tem efeito significativo na movimentação ântero-posterior nos tratamentos com extrações.

Sifakakis et al., em 2009, fizeram uma avaliação comparativa das forças intrusivas e torques no plano sagital durante a intrusão dos dentes anteriores usando diferentes mecânicas, tanto na maxila como na mandíbula. Foram avaliados o arco utilidade confeccionado com fio Blure Elgiloy 0,016"x0,016", arco utilidade TMA 0,017"x 0,025" e arco de intrusão de Burstone TMA 0,017"x 0,025" de acordo com as especificações feitas pelos seus inventores. O Arco de intrusão de Burstone produz apenas um sistema de forças, com momentos e forças fáceis de serem mensurados. O arco utilidade apresenta dois sistemas de forças criados pelo fato do arco ser posicionado dentro dos slots dos brackets. Dessa forma, os momentos e as forças não podem ser mensurados com exatidão. A maioria dos estudos clínicos dessas duas técnicas se

concentra na extensão da reabsorção radicular, na magnitude e ponto de aplicação da força. No estudo, o segmento posterior foi consistiu de molares e pré-molares estabilizados por um fio de aço inoxidável 0,018"x 0,025", assim como um segmento de fio anterior da mesma espessura. Não se fez o uso de barra palatina, uma vez que o segmento posterior estava unido. A quantidade de força intrusiva aplicada foi de 1N. Relatam também que estudos recentes indicam que uma força de 0,4N pode intruir os 4 incisivos com a mesma magnitude do que o dobro dessa força. Como resultado, o arco de intrusão de Burstone com fio TMA 0,017"x 0,025" liberou menos forças seguido do arco utilidade TMA 0,017"x 0,025" e o 0,016"x 0,016" Blue Elgiloy. Uma dobra distal de 45° nos fios retangulares produzem uma força além do nível biológico, principalmente nos casos do arco utilidade. O menor momento gerado no plano sagital foi com o Arco de intrusão de Burstone, seguido pelos arcos utilidades com o fio Blue Elgiloy e TMA, respectivamente.

Choi et al., em 2010, demonstraram um caso clínico de uma paciente com protrusão maxilar severa e mordida profunda tratada com extrações dos primeiros pré-molares e retração feita com alça em T. A mordida profunda pode ser tratada com a intrusão dos dentes anteriores, extrusão dos posteriores ou combinação de ambos. Quando tratada com arco contínuo pode ocorrer rotação mandibular posterior, o que pode piorar o perfil convexo de Classe II do paciente. Uma vez que o arco segmentado pode minimizar a extrusão dos dentes posteriores pode ser mais estável e indicado para a correção dessa maloclusão. Para a correção dos dentes anteriores protruídos com extração dos pré-molares, um sistema de ancoragem deve ser efetivo durante a retração.

Kojima e Fukui, em 2010, fizeram uma simulação numérica do fechamento de espaço em massa com mecânica em deslize. Dois métodos são usados para o fechamento de espaço, o qual envolve a retração do canino seguido da retração dos incisivos e retração em massa dos seis dentes anteriores. A mecânica de deslize acontece na interface braquete/fio. A Fricção dissipa as forças aplicadas e diminui a velocidade do fechamento de espaço. É difícil saber se a magnitude da força aplicada é suficiente para permitir a

movimentação dentária. A aplicação das forças mais elevadas, na tentativa de superar a fricção pode aumentar a movimentação dos dentes de ancoragem, acreditando-se que a fricção pode ser prejudicial à ancoragem.

A força de retração no estudo foi de 1N aplicada no canino e nos pré-molares ao quais estavam unidos aos molares, sendo que a força aplicada nos pré-molares é dissipada aos molares. A fricção cinética é produzida quando o arco desliza nos slots dos brackets dos pré-molares e molares. Forças de fricção no sentido mesial agem no arco e no sentido distal agem nos brackets. Quando a força de retração foi aumentada para 5N a inclinação lingual do ângulo do incisivo aumentou para 8,5° devido à deflexão do fio. Quando não há fricção entre o fio e o bracket, o ângulo de inclinação foi de 5,9°.

A partir dos resultados simulados, foi entendido como os dentes se movimentaram em uma mecânica de deslize em massa. Ainda pode-se entender o sistema de força durante a movimentação dentária. Imediatamente após a aplicação das forças, não foi produzida fricção, sendo que todas as forças trabalharam para movimentar os dentes. A inclinação dos dentes anteriores aconteceu no plano sagital, ou seja, as coroas se moveram distalmente e a raiz mesialmente. Os dentes, embora conectados a um arco, se movimentaram individualmente.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS – INTRODUÇÃO

1. Burstone, CR. Deep overbite correction. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1977; 71 (1): 1-22;
2. Van Steenberghe, E, Burstone, CJ, Prahl-Andersen, B, Aartman, IHA. The influence of magnitude on intrusion of maxillary segment. The Angle Orthodontist 2005; 75(5): 723-729.
3. Shroff, B, Yonn, WM, Lindauer, SJ, Burstone, CJ. Simultaneous intrusion and retraction using a three-piece base arch. The Angle Orthodontist 1997; 67(6): 455-462;
4. Burstone, CJ. Biomechanics of deep overbite correction. Semin Orthod. 2001; 7: 26-33;
5. Dermaut, LR, Bulcke, V. Evaluation of intrusive mechanics of the type “segmented arch” on a macerated human skull using the laser reflection technique and holographic interferometry. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1986;89:251-263;
6. Matsui, S, Caputo, AA, Chaconas, SJ, Kiyomura, H. Center of resistance of anterior arch segment. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2000;118(2):171-178;
7. Smith, RJ, Burstone, CJ. Mechanics of tooth movement. Am J Orthod 1984; 85(4): 294-307;
8. Sifakakis, I, Pandis, N, Makou, M, Elaidis, T, Bourauel, C. Forces and moments generated with various incisor intrusion systems on maxillary and mandibular anterior teeth. The Angle Orthodontist 2009;79(5):928-933;
9. DeVincenzo, JP, Winn, MW. Maxillary incisor intrusion and facial growth. The Angle Orthodontist 1987; 279-289;
10. Burstone, CJ, Manhartberger, C. Precision lingual arches- passive applications. J Clin Orthod. 1981;22:444-451;
11. Rudolph, DJ, Willes, MG, Sameshima, GT. A finite element model of apical force distribution from orthodontic tooth movement. The Angle Orthodontist 2001;71(2):127-131;
12. Jeon, PD, Turley, PK, Ting, K. Three-dimensional finite element analysis of stress in the periodontal ligament of the maxillary first molar with

simulated bone loss. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2001;119(5):498-504;