

**PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO PARANÁ
CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO EM ORTODONTIA**

IVAN TOSHIO MARUO

**ANÁLISE DE ELEMENTOS FINITOS DA AÇÃO DO APARELHO EXTRABUCAL E
SEUS EFEITOS NOS DENTES E NO LIGAMENTO PERIODONTAL**

CURITIBA

2011

IVAN TOSHIO MARUO

ANÁLISE DE ELEMENTOS FINITOS DA AÇÃO DO APARELHO EXTRABUCAL E SEUS EFEITOS NOS DENTES E NO LIGAMENTO PERIODONTAL

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. Orlando Tanaka

CURITIBA

2011

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

M389a
2011 Maruo, Ivan Toshio
Análise de elementos finitos da ação do aparelho extrabucal e seus efeitos nos dentes e no ligamento periodontal / Ivan Toshio Maruo ; orientador, Orlando Tanaka. – 2011.
x, 121 f. : il. ; 30 cm

Tese (doutorado) – Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, 2011

Inclui bibliografias

1. Ortodontia. 2. Aparelhos de tração extrabucal. 3. Ligamento periodontal. 4. Aparelhos ortodônticos. 5. Métodos de elementos finitos. I. Tanaka, Orlando. II. Pontifícia Universidade Católica do Paraná. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. III. Título.

CDD 20. ed. – 617.463



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

TERMO DE APROVAÇÃO

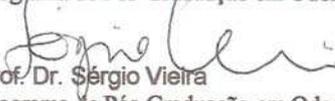
IVAN TOSHIO MARUO

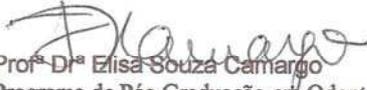
ANÁLISE DE ELEMENTOS FINITOS DA AÇÃO DO APARELHO EXTRABUCAL E SEUS EFEITOS NOS DENTES E NO LIGAMENTO PERIODONTAL

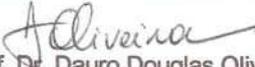
Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Paraná, como parte dos requisitos parciais para a obtenção do Título de **Doutor em Odontologia**, Área de Concentração em **Ortodontia**.

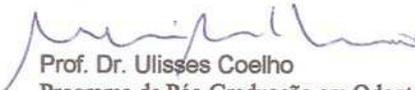
Orientador (a):


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


Prof. Dr. Sérgio Vieira
Programa de Pós-Graduação em Odontologia, PUCPR


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


Prof. Dr. Dauro Douglas Oliveira
Programa de Pós-Graduação em Odontologia, PUCMG


Prof. Dr. Ulisses Coelho
Programa de Pós-Graduação em Odontologia, UEPG

Curitiba, 14 de março de 2011.

A **Deus**, pela minha vida com saúde, pela minha ótima família e pelos bons amigos que colocou e vem colocando no meu caminho.

Aos meus queridos pais **Mitiko Ishimura Maruo** e **Hiroshi Maruo**, por me inspirarem a batalhar por meus objetivos e pelo seu constante estímulo. Sua dedicação incansável pelo meu bem-estar e pela minha boa formação como pessoa e profissional me estimulam a me tornar diariamente uma pessoa melhor. Vocês são as pessoas que inspiram minhas atitudes e meu caráter. Sem seu estímulo, carinho, apoio e amor, eu não seria nada.

Aos meus avós paternos **Tamae Yamamoto Maruo** (*in memoriam*) e **Mikio Maruo** (*in memoriam*) e aos meus avós maternos **Tizue Ishimura** e **Yoshio Ishimura** (*in memoriam*) por acompanharem meu crescimento físico e intelectual, com muito carinho e amor.

DEDICO

AGRADECIMENTO ESPECIAL

Ao Prof. Dr. Orlando Tanaka pela sua amizade, pelos seus ensinamentos teóricos e práticos que marcaram meu Mestrado e que continuaram durante o Doutorado. Pelo seu apoio e pela sua orientação durante todas as fases de confecção desta tese e dos demais trabalhos de pesquisa realizados durante o curso. Pelo exemplo diário de dedicação, organização e competência na condução de nossa Área de Concentração.

MUITO OBRIGADO

AGRADECIMENTOS

À Pontifícia Universidade Católica do Paraná (PUCPR) que me recebeu no Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Área de Concentração em Ortodontia, primeiro no Mestrado e agora no Doutorado.

Ao Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Odontologia e Vice-Decano do Centro de Ciências Biológicas e da Saúde da PUCPR, Prof. Dr. Sergio Vieira, por sua constante luta em elevar o nome de nossa Instituição. Por estimular o constante desenvolvimento dos professores e dos alunos da Pós-Graduação em Odontologia da PUCPR. Pela preocupação constante em nos tornar profissionais com o preparo necessário para a prática clínica, da pesquisa e da docência. Pela amizade que desenvolvemos no meu Mestrado e que continua em meu Doutorado.

Ao Prof. Dr. Hiroshi Maruo, pela sua amizade, confiança e preocupação incansável em desenvolver nosso bom senso como clínicos, pesquisadores e docentes. Pela sua generosidade em passar seus conhecimentos teóricos e práticos essenciais para minha formação pessoal e profissional. Pelo seu exemplo de como se manter sempre atualizado e transformar experiência em resultados. Ter a chance de conviver com uma pessoa íntegra como você, que consegue aliar a competência como clínico, pesquisador e professor me inspira a continuar sempre me aperfeiçoando.

Ao Prof. Dr. Odilon Guariza Filho, por todos os seus ensinamentos, por seu bom humor e pela sua amizade. Por suas contribuições na qualificação.

À Prof.^a Dr.^a Elisa Souza Camargo, pela amizade e ensinamentos, que iniciaram no Mestrado e continuaram no Doutorado. Pelo constante apoio e confiança. Por seu exemplo como docente, clínica e pesquisadora. Por suas contribuições na qualificação.

Ao Prof. Dr. Rui Fernando Mazur, pela sua amizade, troca de idéias e ensinamentos durante o curso. Por suas contribuições na qualificação.

Ao Prof. Dr. Paulo Henrique Couto Souza, pela sua amizade, ensinamentos e conversas durante o curso. Por suas contribuições na qualificação.

À Prof.^a Dr.^a Luciana Reis Azevedo Alanis e ao Prof. Ms. Paulo Sergio Batista, da PUCPR, pela disponibilização do departamento de Anatomia.

À Prof.^a Ms. Maria da Graça Kfoury Lopes, Coordenadora do Curso de Odontologia, e ao Prof. Ms. Marcos Kenzo Takahashi da Universidade Positivo, pela disponibilização do departamento de Anatomia.

Ao Prof. Dr. Sérgio Aparecido Ignácio pela sua amizade e pelos ensinamentos e pelo estímulo constante na realização de trabalhos científicos.

Aos demais professores do Programa de Pós-Graduação em Odontologia da PUCPR pelos ensinamentos transmitidos.

Ao colega de turma e amigo Armando Yukio Saga, por sua amizade e por dividir comigo seus vastos conhecimentos clínicos e em pesquisa. Por não me deixar desanimar e estimular o desenvolvimento desta tese. Pela ótima convivência durante todo o curso.

Aos colegas das demais turmas de Doutorado em Ortodontia e demais áreas de concentração pela convivência agradável, nos bons e nos maus momentos, nestes três anos de curso.

Aos Mestrandos da 6^a e 7^a Turma do Mestrado em Odontologia, Área de Concentração em Ortodontia, da PUCPR pela ótima convivência e troca de experiências durante o curso.

Aos alunos do 7^o e 8^o período do Curso de Odontologia da PUCPR, pela possibilidade de praticar a docência e a co-orientação nas pesquisas

Ao Prof. Ms. Emigdio Enrique Orellana Jimenez e ao Prof. Dr. Ulisses Coelho, por terem me recebido no Estágio de Atualização e Aprendizagem didática da Universidade Estadual de Ponta Grossa, quando terminei o Mestrado, e terem sempre estimulado e apoiado meu desenvolvimento científico. Pela amizade e confiança que sempre demonstram a mim.

Ao Prof. Ms. José Carlos Munhoz da Cunha e ao Prof. Ms. Claudio Vinícius Sabatoski pelas suas cartas de recomendação, por sua amizade e estímulo constante.

À Cirurgiã-Dentista Especialista, Mestre e Doutora em Radiologia Odontológica Rosangela Sayuri Saga Kamikawa e ao Cirurgião-Dentista Especialista em Radiologia Odontológica Guilherme Taglianetti, do Laboratório de Radiologia Odontológica Doc Center, pela realização da Tomografia Computadorizada *Cone Beam* utilizada nesta tese.

Ao Prof. Ms. Marco André Argenta, do Grupo de Bioengenharia da Universidade Federal do Paraná, por ter auxiliado na realização da Análise de Elementos Finitos utilizada nesta tese.

À secretária do Programa de Pós-Graduação em Odontologia Neide Reis Borges pela eficiência, paciência, alegria e estímulo.

À Técnica em Saúde Bucal Maria Luiza Granero Ramos, por sua amizade e por organizar e ajudar a administrar o consultório, permitindo que me ausentasse nos momentos de dedicação ao Doutorado.

Aos meus amigos, por estarem próximos em todos os momentos importantes de minha vida.

A todos que direta ou indiretamente, contribuíram para a realização desta tese.

MUITO OBRIGADO

“Os que se encantam com a prática sem a ciência são como os timoneiros que entram no navio sem timão nem bússola, nunca tendo certeza do seu destino.”

LEONARDO DA VINCI

SUMÁRIO

ARTIGO 1	1
PÁGINA TÍTULO.....	2
RESUMO.....	3
ABSTRACT.....	4
INTRODUÇÃO.....	5
MATERIAL E MÉTODOS.....	7
RESULTADOS.....	12
DISCUSSÃO.....	14
CONCLUSÕES.....	17
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	18
FIGURAS.....	20
TABELAS.....	25
TERMO DE CESSÃO DE DIREITOS AUTORAIS.....	27
DECLARAÇÃO DE CONFLITOS DE INTERESSE.....	28
ARTIGO 2	29
PÁGINA TÍTULO.....	30
RESUMO.....	31
ABSTRACT.....	32
INTRODUÇÃO.....	33
MATERIAL E MÉTODOS.....	35
RESULTADOS.....	40
DISCUSSÃO.....	44
CONCLUSÕES.....	52
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	53
FIGURAS.....	56
TABELAS.....	61
TERMO DE CESSÃO DE DIREITOS AUTORAIS.....	63
DECLARAÇÃO DE CONFLITOS DE INTERESSE.....	64

ARTIGO 3	65
PÁGINA TÍTULO.....	66
RESUMO.....	67
ABSTRACT.....	68
INTRODUÇÃO.....	69
MATERIAL E MÉTODOS.....	71
RESULTADOS.....	76
DISCUSSÃO.....	81
CONCLUSÕES.....	86
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	87
FIGURAS.....	89
TABELAS.....	98
TERMO DE CESSÃO DE DIREITOS AUTORAIS.....	103
DECLARAÇÃO DE CONFLITOS DE INTERESSE.....	104
ANEXO A – COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA	105
A.1 Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa da Pontifícia Universidade Católica do Paraná.....	106
A.2 Autorização para utilizar o banco de dados do Departamento de Anatomia da Pontifícia Universidade Católica do Paraná.....	107
A.3 Termo de Compromisso de Utilização de Dados.....	108
A.4 Termo de Consentimento Livre e Esclarecido.....	109
A.5 Documentação do parentesco entre responsável e sujeito da pesquisa...	111
ANEXO B – FIGURAS ADICIONAIS	112
B.1 Modelagem da dentina.....	113
B.2 Modelagem do esmalte.....	114
B.3 Modelagem da polpa.....	115
B.4 Modelagem do ligamento periodontal.....	116
B.5 Modelagem do osso trabecular.....	117
B.6 Modelagem do osso cortical.....	118
ANEXO C – NORMAS PARA PUBLICAÇÃO DO AMERICAN JOURNAL OF ORTHODONTICS AND DENTOFACIAL ORTHOPEDICS	119

ARTIGO 1

PÁGINA TÍTULO

ANÁLISE DE ELEMENTOS FINITOS DA AÇÃO MECÂNICA DO APARELHO EXTRABUCAL

AUTORES:

IVAN TOSHIO MARUO

Cirurgião-Dentista, Universidade Federal do Paraná (UFPR)

Mestre e Doutorando em Odontologia, Área de Concentração em Ortodontia, Pontifícia Universidade Católica do Paraná (PUCPR)

ORLANDO TANAKA

Professor Titular do Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Área de Concentração em Ortodontia, Pontifícia Universidade Católica do Paraná (PUCPR)

Autor responsável pela correspondência

ORLANDO TANAKA

Doutorado em Odontologia – Área de Concentração em Ortodontia
Pontifícia Universidade Católica do Paraná

Endereço: Rua Imaculada Conceição, 1155 – Bairro Prado Velho

CEP 80215-901 Curitiba – Paraná

Brasil

Telefone: 55-41-3271-1637

Fax: 55-41-3271-1405

E-mail: tanaka.o@pucpr.br

ANÁLISE DE ELEMENTOS FINITOS DA AÇÃO MECÂNICA DO APARELHO EXTRABUCAL

RESUMO

Introdução: Esta pesquisa objetivou desenvolver um modelo preciso, que permita simular a ação do Aparelho Extrabucal (AEB) e, por meio da Análise de Elementos Finitos, avaliar a mecânica do sistema. **Métodos:** Fatias tomográficas de uma maxila humana com dentição permanente foram processadas por um programa de desenho assistido e a malha de tetraedros foi convertida em curvas NURBS. Um arco facial de AEB foi também modelado. Dentes e ossos foram considerados como tendo comportamento isotrópico e linearmente elástico, enquanto o ligamento periodontal foi considerado como tendo comportamento não-linear, anisotrópico e tempo-dependente. Os dados sobre ponto de aplicação, direção e magnitude das forças foram obtidos da literatura e de um paciente dolicofacial, Classe II, divisão 1, de Angle que utilizava um AEB de puxada combinada. **Resultados:** O modelo final foi composto de 434.046 elementos e 578.971 nós. Houve dissipação de 1,0% a 16,3% da força aplicada. A reação foi de 1,5 a 36,6 vezes maior que a força aplicada, na direção de contração. **Conclusões:** É possível desenvolver um modelo de alta precisão, com referenciais clínicos e da literatura, e verificar as tendências de o AEB absorver parte das forças aplicadas e da força exercida de um lado contrair o outro.

FINITE ELEMENT ANALYSIS OF THE HEADGEAR APPLIANCE MECHANICAL ACTION

ABSTRACT

Introduction: This study aimed to develop an accurate model, that permits the simulation of the headgear appliance (HG) action and, through the Finite Element Analysis, to assess the system mechanics. **Methods:** Tomographic slices of a human maxilla with complete permanent dentition were processed by an assisted drawing software and the tetrahedric mesh was converted to NURBS curves. A HG facial bow was also reconstructed. Teeth and bone were considered to have isotropic and linear behavior, whereas the periodontal ligament was considered to have non-linear, anisotropic and time-dependent behavior. The data about application point, direction and magnitude of forces were obtained from the literature and from a dolichofacial, Angle Class II, division 1 patient, who was treated with a combined-pull HG. **Results:** The final model presented 434,046 elements and 578,971 nodes. There was a 1.0% to 16.3% dissipation of the applied force. The reaction was from 1.5 to 36.6 times higher than the applied force, in the contraction direction. **Conclusions:** It is possible to develop a high resolution model, with clinical and bibliographic references, and to verify the tendencies of HG partial absorption of the applied force and of the force applied at one side promotes contraction of the other one.

INTRODUÇÃO

A malocclusão Classe II, divisão 1, de Angle está presente em 16,2%¹ a 24,1%² da população, ocorrendo em várias combinações de fatores esqueléticos e dentários.³ Para seu tratamento, em pacientes com crescimento, o aparelho extrabucal (AEB) continua sendo modalidade de tratamento indicada,⁴ mesmo com o surgimento dos distalizadores dentários e dos dispositivos temporários de ancoragem esquelética. O tratamento com AEB promove correção da relação molar, redução do *overjet* e da discrepância maxilo-mandibular, e crescimento mandibular estável,⁵ apresentando maior efetividade que os aparelhos funcionais.⁶

O AEB pode ser usado com as puxadas baixa (ou cervical),^{7,8} alta (ou parietal)⁹ e combinada (cervical e parietal).¹⁰ Forças de 250gf a 500gf aplicadas de cada lado são consideradas ótimas para restringir o crescimento da maxila, ou seja, promovem efeitos ortopédico-ortodônticos.¹¹ Forças de menor magnitude provocam efeito exclusivamente ortodônticos.¹¹

A ação mecânica do AEB pode ser estudada utilizando os conceitos de “Centro de Resistência”, “Centro de Rotação”, “Ponto de Aplicação” e “Linha de Ação de Forças”.^{12,13} Porém, desta forma, não é possível descrever a complexidade mecânica do sistema, pois é difícil representar em duas dimensões o que ocorre em três dimensões.

Outra forma de avaliar o AEB seria por meio de estudos laboratoriais.^{13,14} Todavia, com esta metodologia, não se consegue analisar a reação dos dentes à força aplicada.

Por esta razão, outras metodologias vêm sendo desenvolvidas para tentar descrever as ações e as reações de uma determinada força, como técnicas teórico-matemáticas, sistemas foto-elásticos, interferometria holográfica-laser e análise de elementos finitos (AEF).¹⁵

A AEF é uma técnica originalmente utilizada em análise estrutural e consiste, basicamente, em simular graficamente em computador, o objeto a ser estudado. O objeto é transformado em uma “malha”, que define a geometria do corpo. Por meio de um processo de “discretização”, a malha é dividida em certo número de sub-unidades chamadas “elementos”, que são conectadas a um finito número de pontos

chamados “nós”. A cada elemento constituinte é computada a propriedade do material correspondente. Assim, obtém-se um modelo matemático da provável resposta física do objeto a certa carga.¹⁵

Reimann et al.¹⁶ afirmaram que os resultados da AEF dependem fortemente da qualidade da geração da malha, da reprodução geométrica exata das estruturas a serem analisadas, do modelo utilizado e da estratégia do operador. Todavia, pelas dificuldades de obtenção, estes autores geraram um modelo apenas da região dos molares e dos pré-molares para avaliar a ação do AEB.

O presente trabalho objetiva desenvolver um modelo de alta precisão, que permita simular a ação do AEB e, por meio da AEF, avaliar como funciona mecanicamente o sistema.

MATERIAL E MÉTODOS

Modelagem dos dentes e da maxila

Após a aprovação do projeto no Comitê de Ética em Pesquisa da Pontifícia Universidade Católica do Paraná (CEP-PUCPR), um crânio adulto seco humano, com a dentição permanente completa (exceto pela ausência dos terceiros molares) e ausência de restaurações e de cáries, foi obtido no Departamento de Anatomia da PUCPR. Para a obtenção da geometria, a região da maxila abaixo do plano palatino e à frente da fossa ptérigo-palatina deste crânio foi precisamente reconstruída baseando-se em imagens tomográficas obtidas por meio de um tomógrafo computadorizado de feixe cônico (Classic i-CAT[®], Imaging Sciences, Hatfield, Pa), operado a 120kVp, 0,5 mm de tamanho de ponto focal nominal, 14 bits de gama dinâmica de escala de cinzas, 0,4 mm de tamanho de voxel, produzindo uma pilha de 256 fatias com 0,25 mm de espessura convertidos em arquivos exportáveis em formato DICOM.

As fatias tomográficas foram processadas utilizando-se de uma tecnologia digital para determinação de limites das camadas do osso cortical e trabecular, esmalte, dentina e polpa. Estes limites foram utilizados para gerar a geometria 3D com o programa comercial de desenho assistido por computador (Simpleware[®], Innovation Centre, Exeter, United Kingdom). O sólido gerado, composto pela malha geométrica de tetraedros, foi exportado em formato de arquivo STL (Stereolithography CAD) para o programa Solidworks[®] (Dessault Systèmes Solidworks Corp., Concord, Ma) com o objetivo de converter a malha geométrica de tetraedros em curvas NURBS bilineares (*non-uniform rational B-spline*).

Este arquivo foi exportado para o ANSYS[®] v. 12.1 (Swanson Analysis System Inc., Canonsburg, PA), programa de resolução numérica da AEF. Um aspecto particular na modelagem de estruturas biológicas tais como os dentes e os ossos é uma aproximação apropriada da complexa geometria envolvida na captura de gradientes de tensões e compressões. Neste estudo, sobre a geometria do modelo, foi gerada uma malha composta de elementos de alta ordem, tridimensionais tetraédricos de 10 nós, com interpolação quadrática dos deslocamentos. O formato

quadrático permitiu a captura de superfícies curvas complexas no modelo e forneceu melhor precisão na modelagem.

Um processo de ajuste de malha foi utilizado na região elástica linear das tensões nas estruturas, exceto o LPD, para estimar o efeito das várias densidades de malha na aproximação da discretização em termos de energia de deformação total.

Cada dente foi dividido em: polpa, dentina e esmalte; e o osso alveolar de suporte em camadas de: osso cortical e osso trabecular. O espaço uniforme de 0,25mm entre as raízes e a superfície do alvéolo dentário foi considerado como a espessura do ligamento periodontal (LPD).¹⁷ Os dentes e os ossos foram considerados como tendo comportamento homogêneo, isotrópico e linearmente elástico, com módulo de Young e coeficiente de Poisson específicos (Tabela 1, página 25). A polpa dos dentes foi desconsiderada no momento da solução do sistema de equações, devido à sua rigidez irrelevante perante os demais componentes do modelo.¹⁸

Para representar o comportamento mecânico tipicamente não-linear, anisotrópico e tempo-dependente do LPD, foi utilizado o modelo constitutivo desenvolvido por Natali et al.,¹⁹ que caracteriza os tecidos conjuntivos.

Os Centros de Resistência dos primeiro e segundo molares foram considerados como a trifurcação das raízes, e dos demais dentes como a distância do ápice do dente até o início da crista alveolar multiplicada por 0,4.^{12,13}

Modelagem do AEB

Utilizando o programa Solidworks[®], para maior aproximação com a realidade e padronização, foi modelado o arco facial do AEB (Morelli[®] Ortodontia Ltda, Sorocaba, São Paulo, Brazil), com o arco interno (com diâmetro de 0,045”) soldado ao arco externo (com diâmetro de 0,071”). As configurações do arco facial foram mantidas, ou seja, o ângulo formado entre o arco interno e externo nas distais da solda de conexão foi de 60,0°, e a distância transversal entre eles foi de 39mm na região do Centro de Resistência do primeiro molar (Figura 1A, página 20).

O arco interno foi adaptado de maneira passiva à arcada dentária e conectado ao primeiro molar por um tubo metálico (com diâmetro de 0,045" e paredes com 0,5mm de espessura) unido ao dente por meio de uma barra metálica medindo 4mm x 2mm x 2mm, na posição em que se localiza o tubo do AEB numa banda (Unitek®, Monrovia, CA) (Figura 1A, página 20). As partes do arco facial em que se prendem os elásticos foram desconsideradas por serem matematicamente desnecessárias e as extremidades do arco externo foram ajustadas para terminarem na altura do Centro de Resistência do primeiro molar (Figura 1B, página 20).

Esta modelagem foi exportada para o programa ANSYS® v. 12.1. Uma vez que o arco facial e os componentes das bandas são compostos por aço inoxidável 18/8,²⁰ o módulo de Young foi de 200GPa e o coeficiente de Poisson foi de 0,3.²¹

Direção e sentido das forças aplicadas ao AEB

Não foram encontradas na literatura, referências das angulações das diferentes puxadas nos três planos de espaço. Outros trabalhos que estudaram os efeitos do AEB de diferentes puxadas por meio da AEF^{22,23,24,25,16} utilizaram uma única força de mesial para distal na face vestibular do primeiro molar e nenhum deles apresentou as angulações das forças no plano transversal. Assim, foi necessária uma referência clínica para o cálculo da direção das forças.

A metodologia empregada para determinar a direção e o sentido das forças do AEB seguiu critérios éticos e de precisão. Foi selecionada uma paciente em tratamento Paraná com o AEB de puxada combinada, na Clínica de Ortodontia do Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Paraná. Ela tinha 11 anos e 5 meses, era dolicofacial (FMA=31,0°) e Classe I esquelética (ANB=1,5°), estava em dentição permanente, apresentando maloclusão Classe II, divisão 1, de Angle. Após o consentimento da paciente e dos pais, foram feitas fotografias axiais e de perfil com a paciente mordendo uma espátula de madeira, usando somente o AEB de puxada baixa, somente o AEB de puxada alta e o AEB de puxada combinada.

Nestas fotografias (Figura 2, página 21; Figura 3, página 22; e Figura 4, página 23), a espátula de madeira serviu como referência para o traçado do plano oclusal e da linha mediana óssea, e o elástico que unia a tala ao arco facial foi traçado como sendo a puxada. Por meio da ferramenta “*Angular Dimension*” do programa CorelDRAW X5[®] versão 15.0.0.489 (Corel Corp., Ottawa, Canadá), a angulação das puxadas em relação ao plano oclusal e à linha mediana óssea foi mensurada em cada puxada, sendo respectivamente de: puxada baixa- 11,25° e 8,34°; puxada alta- 150,19° e 12,90°; e puxada combinada- baixa- 15,80° e 11,37° e alta- 118,80° e 12,44°.

Intensidade das forças aplicadas ao AEB

Na simulação das forças ortopédico-ortodônticas, foram utilizadas as forças aplicadas em ensaios clínicos com amostras de pacientes em crescimento, que apresentavam Classe II esquelética e dentária. Assim, em cada lado: na puxada baixa, foram utilizadas 450gf;⁸ na puxada alta, foram utilizadas 500gf;⁹ e, na puxada combinada, utilizaram-se 150gf na puxada baixa associadas a 150gf na puxada alta.¹⁰

Na simulação das forças exclusivamente ortodônticas, foram utilizadas as forças empregadas para distalizar um primeiro molar,^{26,27} ou seja, de cada lado: 200gf nas puxadas baixa e alta; e, na puxada combinada, 100gf na puxada baixa associada a 100gf na puxada alta.

Uma vez que o programa ANSYS[®] v. 12.1 trabalha com a unidade “N”, as forças estudadas foram convertidas de “gf” para “N”. Assim, como $1 \text{ gf} = 9.80665 \times 10^{-3} \text{ N}$, $450\text{gf} = 4,4130\text{N}$; $500\text{gf} = 4,9033\text{N}$; $150\text{gf} = 1,4710\text{N}$; $200\text{gf} = 1,9613\text{N}$; $100\text{gf} = 0,9807\text{N}$.

Análise dos dados

Com todos estes dados, foram definidos dois eixos: um “eixo global”, em que os eixos “x” e “y” representavam os planos ântero-posterior e vertical, bem como os eixos “x” e “z” representavam o plano transversal; e um “eixo local”, com as mesmas características do eixo global, mas como o eixo “x” coincidente ao plano oclusal (Figura 5, página 24).

A partir destes referenciais, foi calculada, nas diferentes puxadas e magnitudes, a dissipação das forças e a magnitude de força aplicada ao arco externo do AEB que efetivamente incide nos dentes.

RESULTADOS

MODELO FINAL

O modelo final (maxila, dentes, ligamento periodontal, tubos de banda e AEB) foi composto de 434.046 elementos e 578.971 nós (Figura 5, página 24).

MECÂNICA DO AEB

Dissipação das forças

Para quantificar a dissipação de força pelo AEB, analisou-se o eixo global, considerou-se que a maxila e os dentes formavam um único corpo, consideraram-se os dois apoios do AEB somados, e foi calculada a reação do arco interno em relação à força aplicada ao arco externo do AEB. A Tabela 2 (página 25) mostra a reação à força aplicada.

Utilizando-se os dados da Tabela 2 (página 25), observou-se que a porcentagem de dissipação é similar ao se compararem forças ortopédico-ortodônticas ou forças exclusivamente ortodônticas. A dissipação nas puxadas baixa, alta e combinada foi de, respectivamente, 1,0%, 3,8% e 16,3%.

Resultante da força aplicada nos três planos de espaço

Ainda considerando a Tabela 2 (página 25), observou-se que a porcentagem da resultante da força aplicada nos eixos “x”, “y” e “z” foi similar ao se compararem forças ortopédico-ortodônticas e forças exclusivamente ortodônticas, sendo de, respectivamente: na puxada baixa- 98,5%, 10,4% e 0,01%; na puxada alta- 55,2%, 78,7% e 0,02%; e, na puxada combinada- 75,1%, 36,8% e 0,01%.

Resultante de força aplicada nos dentes

Para se analisar quanto da força aplicada chega aos dentes, analisou-se o eixo local, consideraram-se a maxila e os dentes como corpos distintos, e foram

calculadas as forças dos lados direito e esquerdo em separado (Tabela 3, página 26).

Verificou-se que, independente da força ser ortopédico-ortodôntica ou exclusivamente ortodôntica, no total, tanto ao se considerar os lados direito e esquerdo em separado como somando os resultados dos dois lados, a reação foi 9,8% maior do que a força aplicada na puxada baixa, 2,0% maior na puxada alta e 9,1% maior na puxada combinada. Isto significa que, ao se considerarem os lados direito e esquerdo em separado, os dentes recebem mais força do que ao se considerarem os lados direito e esquerdo unidos.

A explicação para este fenômeno está na análise das forças em cada eixo. Como pode ser visto na Tabela 3 (página 26), independente da magnitude da força ser ortopédico-ortodôntica ou exclusivamente ortodôntica, enquanto a força aplicada e a reação foram similares nos eixos "x" e "y"; no eixo "z", a reação foi 3,5 vezes maior que a força aplicada na puxada baixa, 1,5 vezes maior na puxada alta e 36,6 vezes maior na puxada combinada, e todas no sentido de contração da arcada dentária.

DISCUSSÃO

Desenvolvimento de um modelo de alta resolução para simular a ação do AEB nos dentes superiores

A AEF é uma técnica originalmente utilizada na engenharia e sua utilização para o estudo dos movimentos dentários iniciou-se com Tanne et al.²⁸

O presente trabalho utilizou as fatias de uma Tomografia Computadorizada para modelar os dentes e a maxila. Ao se converter a malha de tetraedros em curvas NURBS, obteve-se maior controle das curvas ou superfícies geradas e, conseqüentemente, maior versatilidade na representação futura de malhas complexas de elementos finitos. Isto permitiu um modelo final com alta resolução, composto de 434.046 elementos e de 578.971 nós. Tal modelo possui resolução superior ao modelo do estudo de Reimann et al.¹⁶, com 150.000 elementos.

Pesquisas que utilizaram a AEF para estudar o AEB enfocaram seus efeitos esqueléticos modelando os ossos e o primeiro molar,^{22,23,24,25} simplificaram as direções das forças.^{22,23,24,25,16} ou adotaram um comportamento isotrópico linear elástico para o LPD.²⁹ A presente pesquisa procurou superar estas limitações, modelando a maxila e seus dentes, modelando o AEB e respeitando o comportamento visco-elástico do ligamento periodontal.

Para representar o comportamento mecânico tipicamente não-linear, anisotrópico e tempo-dependente do LPD, a presente pesquisa adotou os critérios de Natali et al.,¹⁹ que desenvolveram um modelo constitutivo considerando o fluxo de fluidos e o arranjo interno das fibras de colágeno e elastina do LPD. Um dos requisitos para a confiabilidade da AEF é a precisão da modelagem e das propriedades dos materiais utilizados e, apesar de o LPD possuir comportamento não-linear,³⁰ muitas vezes lhe são atribuídas propriedades mecânicas lineares.¹⁷ Conforme demonstrado por Toms e Eberhardt,¹⁷ o comportamento linear ou não-linear do LPD altera os valores das tensões encontradas em AEF.

A metodologia empregada para determinar a direção e o sentido das forças do AEB seguiu critérios éticos e de precisão. Como a realização de uma tomografia computadorizada de um crânio com bandas nos primeiros molares e o arco facial

não teria a nitidez necessária para construir um modelo, foi selecionada uma paciente em tratamento com AEB de puxada combinada. Apesar de as telerradiografias axiais e de perfil terem maior precisão das mensurações, elas não foram realizadas por motivos éticos, pois exporiam a paciente a doses desnecessárias de radiação. No lugar delas, após o consentimento da paciente e dos pais, foram feitas fotografias axiais e de perfil com a paciente mordendo uma espátula de madeira, usando somente o AEB de puxada baixa, somente o AEB de puxada alta e o AEB de puxada combinada.

Sistema mecânico do AEB

Como todo material que possui massa, o AEB absorveu parte da força aplicada ao arco externo (Tabela 2, página 25), o que é compatível com a constatação de que ocorre deformação elástica durante suas ativações.^{12,14,31} Na puxada baixa houve a menor dissipação (aproximadamente 1%), seguida pela puxada alta (dissipação de aproximadamente 4%) e pela puxada combinada (dissipação de aproximadamente 16%).

Além disso, constatou-se que a força aplicada chegou aos eixos “x”, “y” e “z” na proporção de aproximadamente 98,5%, 10,4% e 0,01% na puxada baixa; 55,2%, 78,7% e 0,02% na puxada alta; e 75,1%, 36,8% e 0,01% na puxada combinada, respectivamente, independentemente da força aplicada. Ao se analisarem estes resultados em conjunto com os dados da pesquisa de Squeff et al.,²⁹ que modelaram e estudaram 4 tipos de AEB assimétrico, e verificaram diferentes distribuições de força nos três eixos, confirma-se que a angulação das forças aplicadas influencia na quantidade de força que chega aos dentes em cada plano do espaço.

Apesar da dissipação provocada pelo arco facial, a presente pesquisa constatou que cada lado recebe força maior que a aplicada (9,76% maior na puxada baixa, 2,05% maior na puxada alta e 9,06% maior na puxada combinada), principalmente devido à força no eixo “z” (sentido transversal), cuja reação é 3,5 vezes maior na puxada baixa, 1,5 vezes maior na puxada alta e 36,6 vezes maior na puxada combinada (Tabela 3, página 26). Assim, a força aplicada de um lado do AEB, independente da puxada e da magnitude, contraiu o outro lado. Tal tendência

à contração justifica, na puxada baixa, a recomendação de expansão de 4 a 8 mm⁸ até 10mm^{32,33,34} no arco interno do AEB; e, na puxada alta, a recomendação do uso de uma barra transpalatina.⁹ Por outro lado, na puxada combinada, os autores não citam a realização de procedimentos para controlar os efeitos transversais do AEB^{10,35,36} ou citam que não realizam este controle.³⁷

O presente trabalho não utilizou a mesma magnitude de força nas três puxadas, nem manteve a mesma proporção na diminuição de forças de ortopédico-ortodônticas para exclusivamente ortodônticas, uma vez que não se encontrou uma padronização de forças nas pesquisas clínicas.^{8,9,10,26,27} Porém, verificou-se que quando se diminuíram as forças de ortopédico-ortodônticas para exclusivamente ortodônticas, a dissipação e as proporções das forças que chegam aos eixos “x”, “y” e “z” se mantiveram nas três puxadas estudadas. Assim, constata-se que a dissipação e a proporção das forças que chegam aos três planos do espaço dependem da direção da puxada e não da magnitude de força aplicada.

Deve-se ter cautela ao extrapolar os resultados deste trabalho para a prática clínica, pois é baseado nas reações de apenas um modelo. Variações anatômicas dos dentes e da maxila, bem como as características do AEB utilizado, podem influenciar os valores encontrados.

Por isto, sugere-se que a mesma pesquisa seja realizada em amostra de crânios secos com a dentição permanente completa, com diferentes angulações de puxada de AEB e com diferentes magnitudes de força. A partir daí, será possível utilizar ferramentas estatísticas para ajudar na interpretação dos dados obtidos.

CONCLUSÕES

No presente modelo de alta precisão, utilizando referenciais clínicos e da literatura, a simulação da ação do Aparelho Extrabucal utilizada permite concluir que existiram as seguintes tendências:

Em relação ao sistema de forças:

- 1) Independente da puxada e da magnitude da força aplicada, o arco facial absorve parte das forças aplicadas;
- 2) Independente da puxada e da magnitude de força aplicada, a força exercida de um lado promove a contração do outro lado; e
- 3) A dissipação e a proporção das forças que chegam aos três planos do espaço estão relacionadas à direção da puxada e não à magnitude de força aplicada.

Em relação à magnitude de forças:

- 1) Ao se utilizar a mesma puxada, quando se diminuem as forças de ortopédico-ortodônticas para exclusivamente ortodônticas, a dissipação e as proporções das forças que chegam aos três planos do espaço se mantêm.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. El-Mangoury NH, Mostafa YA. Epidemiologic panorama of dental occlusion. *Angle Orthodontist* 1990;60:207-214.
2. Borzabadi-Farahani A, Borzabadi-Farahani A, Eslamipour F. Malocclusion and occlusal traits in an urban Iranian population. An epidemiological study of 11- to 14-year-old children. *European Journal of Orthodontics* 2009;31:477-484.
3. McNamara-Jr JA. Components of Class II malocclusion in children 8–10 years of age. *Angle Orthodontist* 1981;51:177-202.
4. Baccetti T, Franchi L, Stahl F. Comparison of 2 comprehensive Class II treatment protocols including the bonded Herbst and headgear appliances: A double-blind study of consecutively treated patients at puberty. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2009;135:698e691-698e610.
5. Keeling SD, Wheeler TT, King GJ, Garvan CW, Cohen DA, Cabassa S et al. Anteroposterior skeletal and dental changes after early Class II treatment with bionators and headgear. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 1998;113:40-50.
6. Wheeler TT, McGorray SP, Dolce C, Taylor MG, King GJ. Effectiveness of early treatment of Class II malocclusion. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2002;121:9-17.
7. Kloehn SJ. Guiding alveolar growth and eruption of teeth to reduce treatment time and produce a more balanced denture and face. *Angle Orthodontist* 1947;17:10-33.
8. Lima-Filho RMA, Lima AL, Ruellas ACdO. Longitudinal study of anteroposterior and vertical maxillary changes in skeletal Class II patients treated with Kloehn cervical headgear. *Angle Orthodontist* 2003;73:187-193.
9. Firouz M, Zernik J, Nanda R. Dental and orthopedic effects of high-pull headgear in treatment of Class II, division 1 malocclusion. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 1992;102:197-205.
10. Tortop T, Yüksel S. Treatment and posttreatment changes with combined headgear therapy. *Angle Orthodontist* 2007;77:857-863.
11. Proffit WR, Fields-Jr. HW, Sarver DM. *Contemporary Orthodontics*. St. Louis: Mosby/Elsevier; 2006.
12. Oosthuizen L, Dijkman JFP, Evans WG. A mechanical appraisal of the Kloehn extraoral assembly. *American Journal of Orthodontics* 1973;43:221-232.
13. Jacobson A. A key to the understanding of extraoral forces. *American Journal of Orthodontics* 1979;75:361-386.
14. Lindgren A, Lagerström L. Face-bow testing on a dynamic extraoral force analyzer. *American Journal of Orthodontics* 1977;72:568-576.
15. Jones ML, Hickman J, Middleton J, Knox J, Volp C. A validated finite element method study of orthodontic tooth movement in the human subject. *Journal of Orthodontics* 2001;28:29-38.
16. Reimann S, Keilig L, Jäger A, Brosh T, Shpinko Y, Vardimon AD et al. Numerical and clinical study of the biomechanical behaviour of teeth under orthodontic loading using a headgear appliance. *Medical Engineering & Physics* 2009;31:539-546.
17. Toms SR, Eberhardt AW. A nonlinear finite element analysis of the periodontal ligament under orthodontic tooth loading. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2003;123:657-665.
18. Qian Y, Fan Y, Liu Z, Zhang M. Numerical simulation of tooth movement in a therapy period. *Clinical Biomechanics* 2008;23:s48-s52.
19. Natali AN, Pavan PG, Carniel EL, Dorow C. Viscoelastic response of the periodontal ligament: an experimental-numerical analysis. *Connective Tissue Research* 2004;45:222-230.

20. Grimsdottir MR, Gjerdet NR, Hensten-Pettersen A. Composition and in vitro corrosion of orthodontic appliances. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 1992;101:525-532.
21. Kojima Y, Fukui H. A numerical simulation of tooth movement by wire bending. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2006;130:452-459.
22. Gautam P, Valiathan A, Adhikari R. Craniofacial displacement in response to varying headgear forces evaluated biomechanically with finite element analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2009;135:507-515.
23. Tanne K, Matsubara S, Sakuda M. Stress distributions in the maxillary complex from orthopedic headgear forces. *Angle Orthodontist* 1993;63:111-118.
24. Tanne K, Matsubara S. Association between the direction of orthopedic headgear force and sutural responses in the nasomaxillary complex. *Angle Orthodontist* 1996;66:125-130.
25. Holberg C, Holberg N, Rudzki-Janson I. Sutural strain in orthopedic headgear therapy: a finite element analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2008;134:53-59.
26. Yamada K, Kuroda S, Deguchi T, Takano-Yamamoto T, Yamashiro T. Distal movement of maxillary molars using miniscrew anchorage in the buccal interradicular region. *Angle Orthodontist* 2009;79:78-84.
27. Kinzinger GSM, Gülden N, Yildizhan F, Diedrich PR. Efficiency of a skeletonized distal jet appliance supported by miniscrew anchorage for noncompliance maxillary molar distalization. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2009;136:578-586.
28. Tanne K, Sakuda M, Burstone CJ. Three-dimensional finite element analysis for stress in the periodontal tissue by orthodontic forces. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 1987;92:499-505.
29. Squeff LR, Ruellas ACO, Penedo ND, Elias CN, Sant'anna EF, Casaccia GR et al. Asymmetric headgear for differential molar movement: a study using finite element analysis. *Journal of Orthodontics* 2009;36:145-151.
30. Toms SR, Lemons JE, Bartolucci AA, Eberhardt AW. Nonlinear stress-strain behavior of periodontal ligament under orthodontic loading. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2002;122:174-179.
31. Yoshida N, Jost-Brinkmann P-G, Yamada Y. Initial tooth movement under extraoral force and considerations for controlled molar movement. *Angle Orthodontist* 1995;65:199-208.
32. Kirjavainen M, Kirjavainen T, Haavikko K. Changes in dental orthopedic cervical arch dimensions by use of an headgear in Class II correction. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 1997;111:59-66.
33. Kirjavainen M, Kirjavainen T. Maxillary Expansion in Class II Correction with Orthopedic Cervical Headgear. A Posteroanterior Cephalometric Study. *Angle Orthodontist* 2003;73:281-285.
34. Varlık SK, İscan HN. The effects of cervical headgear with an expanded inner bow in the permanent dentition. *European Journal of Orthodontics* 2008;30:425-430.
35. Armstrong MM. Controlling the magnitude, direction and duration of extraoral force. *American Journal of Orthodontics* 1971;59:217-243.
36. Badell MC. An evaluation of extraoral combined high-pull traction and cervical traction to the maxilla. *American Journal of Orthodontics* 1976;69:431-446.
37. Üçem TT, Yüksel S. Effects of different vectors of forces applied by combined headgear. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 1998;113:316-323.

FIGURAS

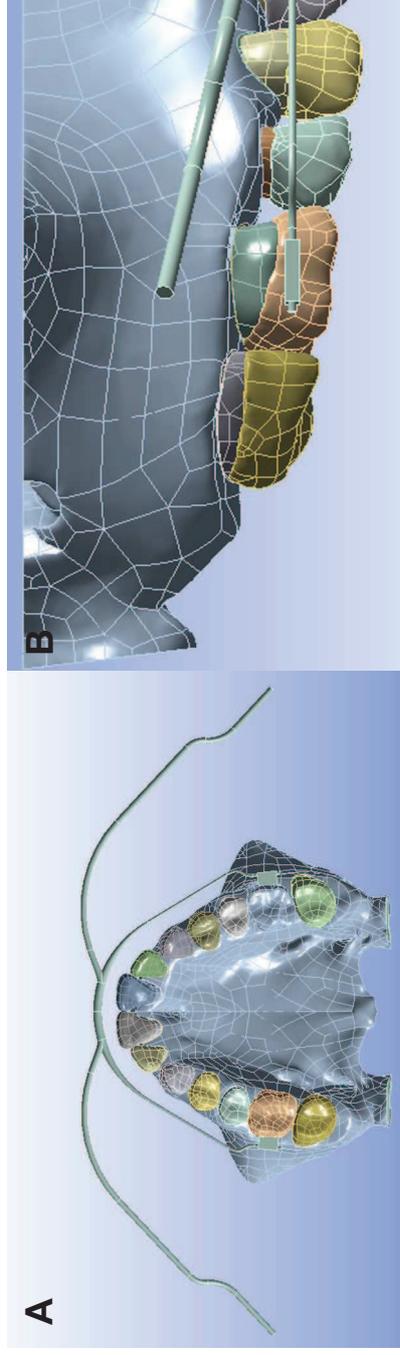


Figura 1. Adaptação do arco facial à maxila. Visão oclusal (A) e lateral (B).

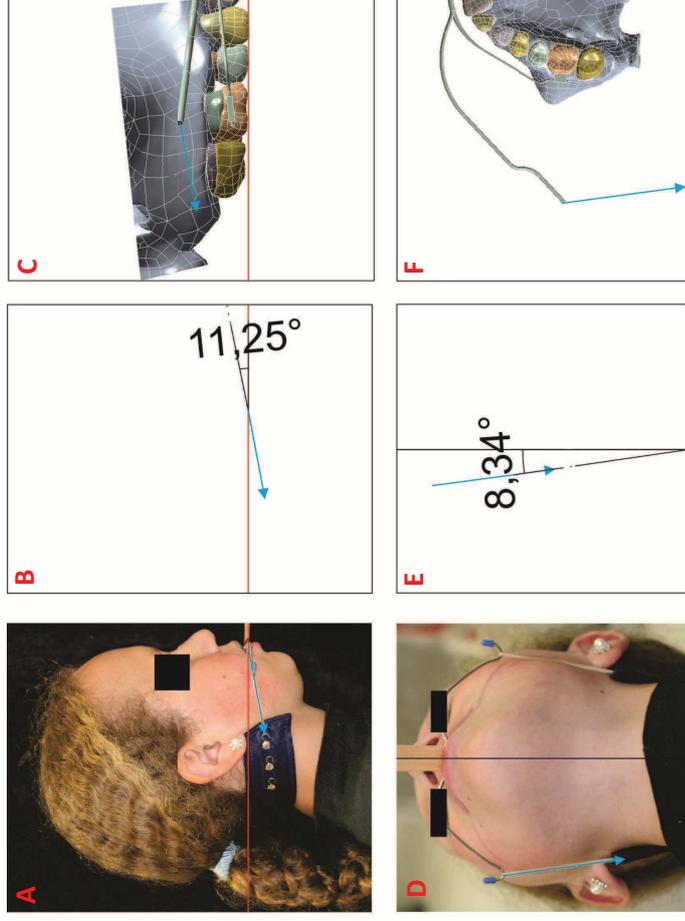


Figura 2. Sobre as fotografias de perfil (A) e axial (D) do aparelho extrabucal de puxada baixa, foram traçados o plano oclusal (em vermelho), o plano sagital mediano (em preto) e a direção da puxada baixa direita (em azul). Como referência para os traçados do plano oclusal e plano sagital mediano, foi pedido para a paciente morder uma espátula de madeira. Em seguida, foram traçadas linhas paralelas à puxada para medir sua angulação em relação ao plano oclusal (B) e plano sagital mediano (E). Por fim, estas angulações foram transferidas para a maxila previamente modelada (C e F). A força da puxada esquerda foi feita de maneira simétrica.

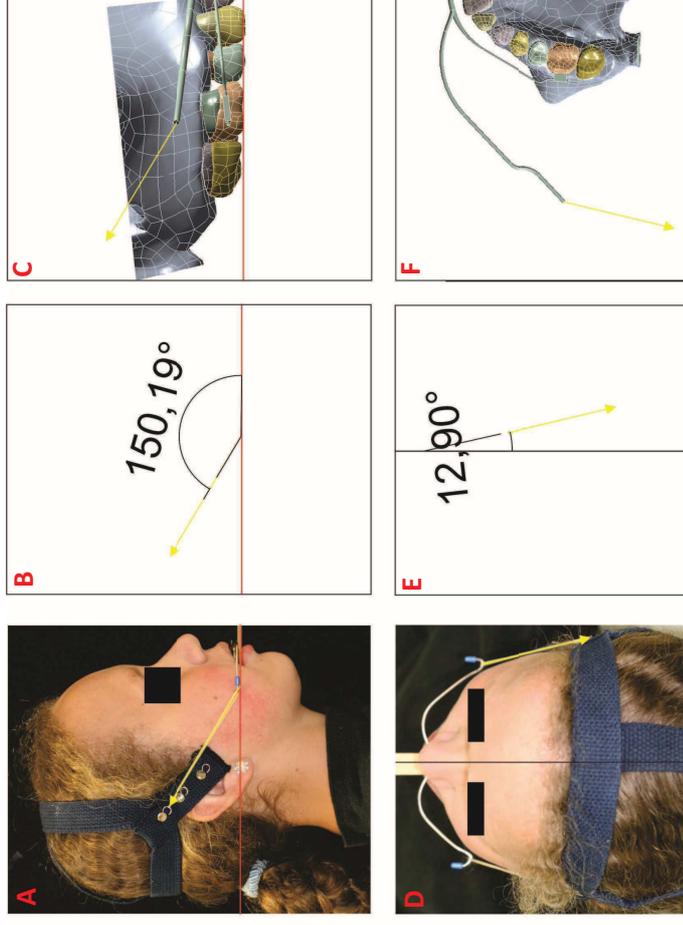


Figura 3. Sobre as fotografias de perfil (A) e axial (D) do aparelho extrabucal de puxada alta, foram traçados o plano oclusal (em vermelho), o plano sagital mediano (em preto) e a direção da puxada alta direita (em amarelo). Como referência para os traçados do plano oclusal e plano sagital mediano, foi pedido para a paciente morder uma espátula de madeira. Em seguida, foram traçadas linhas paralelas à puxada para medir sua angulação em relação ao plano oclusal (B) e plano sagital mediano (E). Por fim, estas angulações foram transferidas para a maxila previamente modelada (C e F). A força da puxada esquerda foi feita de maneira simétrica.

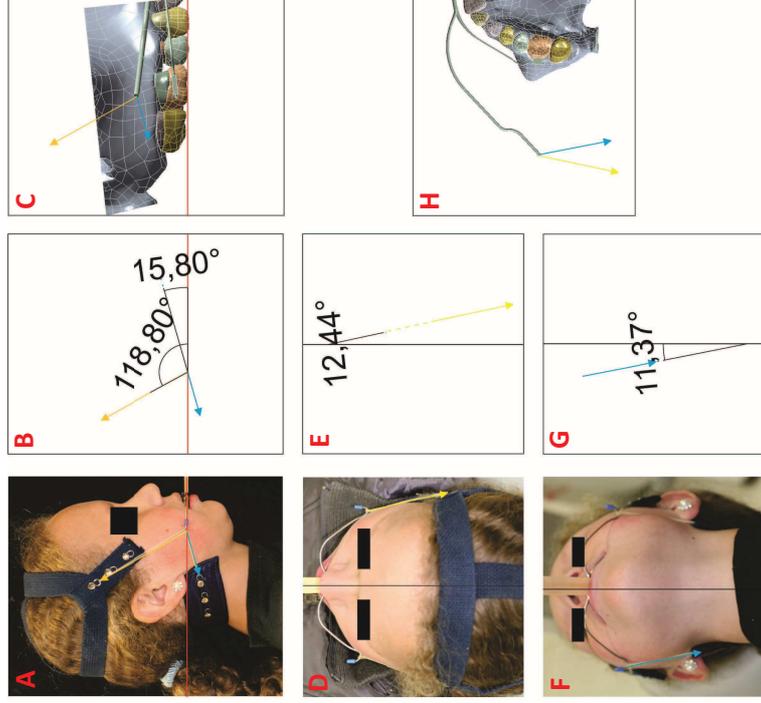


Figura 4. Sobre as fotografias de perfil (A) e axial (D e F) do aparelho extrabucal de puxada combinada, foram traçados o plano oclusal (em vermelho), o plano sagital mediano (em preto), a direção da puxada baixa direita (em azul) e a direção da puxada alta direita (em amarelo). Como referência para os traçados do plano oclusal e plano sagital mediano, foi pedido para a paciente morder uma espátula de madeira. Em seguida, foram traçadas linhas paralelas às puxadas para medir sua angulação em relação ao plano oclusal (B) e plano sagital mediano (E e G). Por fim, estas angulações foram transferidas para a maxila previamente modelada (C e H). As forças das puxadas esquerdas foram feitas de maneira simétrica.

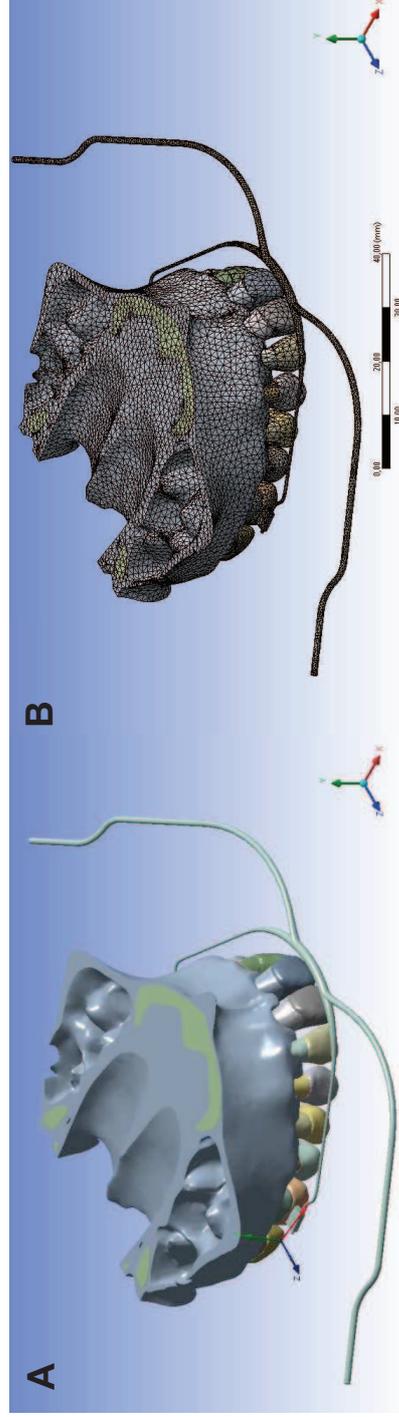


Figura 5. Geometria (A) e malha (B) da maxila e do AEB, eixos de orientação global (fora da maxila) e local (abaixo do segundo molar).

TABELAS

Tabela 1. Propriedades dos dentes e dos ossos utilizados no modelo

Material	Módulo de Young (MPa)	Coefficiente de Poisson
Esmalte	84100 ^a	0,20 ^a
Dentina	18600 ^a	0,31 ^a
Ossos cortical	13800 ^a	0,26 ^a
Ossos trabecular	345 ^a	0,31 ^a
Polpa	2 ^b	0,45 ^b
Aço inoxidável	200000 ^c	0,30 ^c

^a: Jones et al.¹⁵; ^b: Qian et al.¹⁸; ^c: Kojima e Fukui.²¹

Tabela 2. Análise, no eixo global, da reação às forças aplicadas no AEB, considerando a maxila e os dentes superiores como uma unidade, e os apoios do lado direito e do lado esquerdo somados

PUXADA	FORÇA APLICADA (N)	REAÇÃO (N)			
		x	y	z	TOTAL
Baixa	8,8260	8,6914	0,9202	-0,0012	8,7400
Baixa	3,9226	3,8628	0,4090	-0,0005	3,8844
Alta	9,8066	5,4129	-7,7177	0,0022	9,4267
Alta	3,9226	2,1651	-3,0872	0,0009	3,7707
Combinada (Baixa/Alta)	2,9420/2,9420	4,4166	-2,1636	0,0003	4,9181
Combinada (Baixa/Alta)	1,9614/1,9614	2,9445	-1,4424	0,0002	3,2788

Tabela 3. Análise, no eixo local, da reação às forças aplicadas no AEB, considerando a maxila e os dentes superiores como corpos distintos e as forças do lado direito e do lado esquerdo, em separado e somados

PUXADA (FORÇA)	x		y		z		TOTAL	
	Aplicada	Reação	Aplicada	Reação	Aplicada	Reação	Aplicada	Reação
LADO ESQUERDO								
Baixa (8,8260N)	-4,2402	4,2405	-1,0572	1,0578	0,5959	2,0830	4,4105	4,8415
Baixa (3,9226N)	-1,8845	1,8846	-0,4699	0,4702	0,2649	0,9258	1,9602	2,1517
Alta (9,8066N)	-3,2145	3,2133	3,4471	-3,4469	-0,9218	1,3441	4,8026	4,9003
Alta (3,9226N)	-1,2858	1,2853	1,3789	-1,3788	-0,3687	0,5377	1,9211	1,9601
Combinada (Baixa 2,9420N / Alta 2,9420N)	-2,3368	2,3366	0,7657	-0,7654	-0,0293	1,0705	2,4592	2,6817
Combinada (Baixa 1,9614N / Alta 1,9614N)	-1,5579	1,5578	0,5105	-0,5104	-0,0195	0,7137	1,6395	1,7879
LADO DIREITO								
Baixa (8,8260N)	-4,2402	4,2399	-1,0572	1,0566	-0,5959	-2,0830	4,4105	4,8407
Baixa (3,9226N)	-1,8845	1,8844	-0,4699	0,4696	-0,2649	-0,9258	1,9602	2,1514
Alta (9,8066N)	-3,2145	3,2157	3,4471	-3,4473	0,9218	-1,3441	4,8026	4,9022
Alta (3,9226N)	-1,2858	1,2863	1,3789	-1,3790	0,3687	-0,5377	1,9211	1,9609
Combinada (Baixa 2,9420N / Alta 2,9420N)	-2,3368	2,3370	0,7657	-0,7660	0,0293	-1,0705	2,4592	2,6822
Combinada (Baixa 1,9614N / Alta 1,9614N)	-1,5579	1,5580	0,5105	-0,5106	0,0195	-0,7137	1,6395	1,7881
LADO ESQUERDO + LADO DIREITO								
Baixa (8,8260N)	-8,4804	8,4804	-2,1144	2,1144	0	0	8,8210	9,6822
Baixa (3,9226N)	-3,7690	3,7690	-0,9398	0,9398	0	0	3,9204	4,3031
Alta (9,8066N)	-6,4290	6,4290	6,8942	-6,8942	0	0	9,6052	9,8025
Alta (3,9226N)	-2,5716	2,5716	2,7578	-2,7578	0	0	3,8422	3,9210
Combinada (Baixa 2,9420N / Alta 2,9420N)	-4,6736	4,6736	1,5314	-1,5314	0	0	4,9184	5,3639
Combinada (Baixa 1,9614N / Alta 1,9614N)	-3,1158	3,1158	1,0210	-1,0210	0	0	3,2790	3,5760

TERMO DE CESSÃO DE DIREITOS AUTORAIS

Os autores abaixo assinados transferem todos seus direitos autorais do trabalho “Análise de elementos finitos da ação mecânica do aparelho extrabucal” à *American Association of Orthodontists* na hipótese do trabalho ser publicado. Os autores abaixo-assinados garantem que o artigo é original, não viola qualquer direito autoral ou outro direito de propriedade de qualquer terceiro, não foi submetido à avaliação de outro periódico, não foi publicado anteriormente, e inclui qualquer produto que possa derivar do jornal em que foi publicado, seja impresso ou em meio eletrônico. Nós assinamos e aceitamos a responsabilidade por ceder este material.

Ivan Toshio Maruo

Orlando Tanaka

DECLARAÇÃO DE CONFLITO DE INTERESSES

Os autores declaram que o trabalho “Análise de elementos finitos da ação mecânica do aparelho extrabucal” não possui nenhuma associação com instituição comercial que possa implicar em conflito de interesses, tais como: propriedade, ações, fundos subscritos e atividades de consultoria, ou situações de discussão de licença de patentes.

Ivan Toshio Maruo

Orlando Tanaka

ARTIGO 2

PÁGINA TÍTULO**ANÁLISE DE ELEMENTOS FINITOS DO DESLOCAMENTO DENTÁRIO
PROVOCADO PELO APARELHO EXTRABUCAL****AUTORES:****IVAN TOSHIO MARUO**

Cirurgião-Dentista, Universidade Federal do Paraná (UFPR)

Mestre e Doutorando em Odontologia, Área de Concentração em Ortodontia, Pontifícia Universidade Católica do Paraná (PUCPR)

ORLANDO TANAKA

Professor Titular do Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Área de Concentração em Ortodontia, Pontifícia Universidade Católica do Paraná (PUCPR)

Autor responsável pela correspondência**ORLANDO TANAKA**

Doutorado em Odontologia – Área de Concentração em Ortodontia
Pontifícia Universidade Católica do Paraná

Endereço: Rua Imaculada Conceição, 1155 – Bairro Prado Velho

CEP 80215-901 Curitiba – Paraná

Brasil

Telefone: 55-41-3271-1637

Fax: 55-41-3271-1405

E-mail: tanaka.o@pucpr.br

ANÁLISE DE ELEMENTOS FINITOS DO DESLOCAMENTO DENTÁRIO PROVOCADO PELO APARELHO EXTRABUCAL

RESUMO

Introdução: Esta pesquisa objetivou simular a ação do Aparelho Extrabucal (AEB) de puxadas baixa (PB), alta (PA) e combinada (PC) e, por meio da Análise de Elementos Finitos, analisar a tendência de deslocamento dentário. **Métodos:** Fatias tomográficas de uma maxila humana com dentição permanente foram processadas por um programa de desenho assistido e a malha de tetraedros foi convertida em curvas NURBS. Um arco facial de AEB foi também modelado. Dentes e ossos foram considerados como tendo comportamento isotrópico e linearmente elástico, enquanto o ligamento periodontal foi considerado como tendo comportamento não-linear e anisotrópico. Os dados sobre ponto de aplicação, direção e magnitude das forças foram obtidos da literatura e de um paciente Classe II, divisão 1, de Angle, dolicofacial, que utilizava um AEB de PC. **Resultados:** A PC promoveu 37,1% a 41,1%, e a PA promoveu 19,1% a 31,9% da distalização da PB, respectivamente. A PA apresentou as maiores intrusões e a PB as maiores extrusões no primeiro molar. A PB contraiu a face distal e as PA e PC contraíram em menor quantidade as raízes palatina e disto-vestibular do segundo molar. **Conclusões:** a PB promove maior distalização, seguida pela PC e pela PA; a PB extrui mais e a PA intrui mais o primeiro molar; e a PB contrai mais, enquanto a PA contrai menos, o segundo molar.

FINITE ELEMENT ANALYSIS OF THE TOOTH MOVEMENT PROMOTED BY THE HEADGEAR APPLIANCE

ABSTRACT

Introduction: This study aimed to simulate the action of the low-pull (LP), high-pull (HP) and combined pull (CP) headgear (HG) and, through the Finite Element Analysis, to analyze tooth movement tendencies. **Methods:** Tomographic slices of a human maxilla with complete permanent dentition were processed by an assisted drawing software and the tetrahedric mesh was converted to NURBS curves. A HG facial bow was also reconstructed. Teeth and bone were considered to have isotropic and linear behavior, whereas the periodontal ligament was considered to have non-linear and anisotropic behavior. Data about application point, direction and magnitude of forces were obtained from the literature and from an Angle Class II, division 1, dolichofacial patient, who was treated with CPHG. **Results:** CP promoted 37.1% to 41.1%, and HP promoted 19.1% to 31.9% of LP distalization, respectively. HP presented the highest intrusion and LP presented the highest extrusion of first molar. LP contracted the distal side, and HP and CP contracted in less quantity the palatine and disto-buccal roots of second molar. **Conclusions:** LP promotes the greatest distalization, followed by CP and HP; LP extrudes more and HP intrudes more the first molar; and LP contracts more, whereas HP contracts less, the second molar.

INTRODUÇÃO

A maloclusão Classe II, divisão 1, de Angle ocorre em várias combinações de fatores esqueléticos e dentários,¹ estando presente em 16,2%² a 24,1%³ da população. Apesar do surgimento dos distalizadores dentários e dos dispositivos temporários de ancoragem esquelética, para o tratamento de pacientes Classe II com crescimento, o aparelho extrabucal (AEB) continua sendo modalidade de tratamento indicada.⁴ O AEB apresenta maior efetividade que os aparelhos funcionais,⁵ promovendo correção da relação molar, redução do *overjet* e da discrepância maxilo-mandibular, além de crescimento mandibular estável.⁶

O AEB pode ser utilizado com as puxadas baixa (ou cervical),^{7,8} alta (ou parietal)⁹ e combinada (cervical e parietal).¹⁰ Enquanto forças de 250gf a 500gf por lado promovem efeitos ortopédico-ortodônticos (ou seja, restringem o crescimento da maxila), forças de menor magnitude provocam efeitos exclusivamente ortodônticos.¹¹

Para estudar o deslocamento dentário ao se usar o AEB é possível utilizar os conceitos de “Centro de Resistência”, “Centro de Rotação”, “Ponto de Aplicação” e “Linha de Ação de Forças”.^{12,13} Porém, como esta metodologia não considera as propriedades biológicas dos dentes, do ligamento periodontal e dos ossos, seus resultados são limitados.

Os estudos clínicos cefalométricos,^{8,9,10} comparando as documentações no início, no final e algum tempo pós-tratamento são muito úteis, mas possuem limitações. Como as amostras são constituídas por pacientes em crescimento, é difícil separar quais são os efeitos ocasionados pelo aparelho e quais aqueles causados pelo crescimento e desenvolvimento craniofaciais inerentes aos indivíduos, bem como separar os efeitos ortopédicos dos efeitos ortodônticos. Ainda, pelo fato de se utilizarem análises cefalométricas, há a possibilidade de imprecisões nas tomadas radiográficas, nos traçados cefalométricos e nas mensurações.¹⁴

Para tentar superar estas limitações, técnicas teórico-matemáticas, sistemas foto-elásticos, interferometria holográfica-laser e análise de elementos finitos (AEF) vêm sendo desenvolvidas para tentar prever a reação dos tecidos a uma determinada força.¹⁵

Na AEF, um objeto a ser estudado é transformado em uma “malha”, que define a geometria do corpo. Por meio de um processo chamado de “discretização”, a malha é dividida em sub-unidades chamadas “elementos”, que são conectadas a um finito número de pontos chamados “nós”. A cada elemento constituinte, então, é computada a propriedade do material correspondente. Com isso, obtém-se um modelo matemático da provável resposta física do objeto a certa carga.¹⁵

Teuscher¹⁶ demonstrou que o efeito final do AEB é a soma entre seus efeitos ortopédicos e dentários. Os efeitos ortopédicos do AEB de diferentes puxadas já foram estudados por AEF,¹⁷ mas os efeitos dentários em dentição permanente completa não.

Dessa forma, o objetivo do presente trabalho é, por meio da AEF, simular a ação do AEB de puxadas baixa, alta e combinada, com forças ortopédico-ortodônticas e exclusivamente ortodônticas, para avaliar, em três dimensões, a tendência de deslocamento dentário.

MATERIAL E MÉTODOS

Modelagem dos dentes e da maxila

O projeto desta pesquisa foi apresentado e aprovado no Comitê de Ética em Pesquisa da Pontifícia Universidade Católica do Paraná (CEP-PUCPR). No Departamento de Anatomia da PUCPR, foi obtido um crânio adulto seco humano, com a dentição permanente completa (exceto pela ausência dos terceiros molares) e ausência de restaurações e de cáries. Para a obtenção da geometria, a região da maxila abaixo do plano palatino e à frente da fossa ptérido-palatina deste crânio foi precisamente reconstruída baseando-se em imagens tomográficas obtidas por meio de um tomógrafo computadorizado de feixe cônico (Classic i-CAT[®], Imaging Sciences, Hatfield, Pa), operado a 120kVp, 0,5 mm de tamanho de ponto focal nominal, 14 bits de gama dinâmica de escala de cinzas, 0,4 mm de tamanho de voxel, produzindo uma pilha de 256 fatias com 0,25 mm de espessura convertidos em arquivos exportáveis em formato DICOM.

As fatias tomográficas foram processadas utilizando-se de uma tecnologia digital para determinação de limites das camadas do osso cortical e trabecular, esmalte, dentina e polpa. Estes limites foram utilizados para gerar a geometria 3D com o programa comercial de desenho assistido por computador (Simpleware[®], Innovation Centre, Exeter, United Kingdom). O sólido gerado, composto pela malha geométrica de tetraedros, foi exportado em formato de arquivo STL (Stereolithography CAD) para o programa Solidworks[®] (Dessault Systèmes Solidworks Corp., Concord, Ma) com o objetivo de converter a malha geométrica de tetraedros em NURBS bilineares (*non-uniform rational B-spline*). Esta conversão permitiu maior manipulação e controle das curvas ou superfícies geradas e, conseqüentemente, maior versatilidade na representação futura de malhas complexas de elementos finitos.

Este arquivo foi exportado para o ANSYS[®] v. 12.1 (Swanson Analysis System Inc., Canonsburg, PA), programa de resolução numérica da AEF. Um aspecto particular na modelagem de estruturas biológicas tais como os dentes e os ossos é uma aproximação apropriada da complexa geometria envolvida na captura de gradientes de tensões e compressões. Neste estudo, sobre a geometria do modelo,

foi gerada uma malha composta de elementos de alta ordem, tridimensionais tetraédricos de 10 nós, com interpolação quadrática dos deslocamentos. O formato quadrático permitiu a captura de superfícies curvas complexas no modelo e forneceu melhor precisão na modelagem.

Os Centros de Resistência dos primeiro e segundo molares foram considerados como a trifurcação das raízes, e dos demais dentes como a distância do ápice do dente até o início da crista alveolar multiplicada por 0,4.^{12,13}

Cada dente foi dividido em: polpa, dentina e esmalte; e o osso alveolar de suporte em camadas de: osso cortical e osso trabecular. O espaço uniforme de 0,25mm entre as raízes e a superfície do alvéolo dentário foi considerado como a espessura do ligamento periodontal (LPD).¹⁸

Os dentes e os ossos foram considerados como tendo comportamento homogêneo, isotrópico e linearmente elástico, com módulo de Young e coeficiente de Poisson específicos (Tabela 1, página 61). A polpa dos dentes foi desconsiderada no momento da solução do sistema de equações, devido à sua rigidez irrelevante perante os demais componentes do modelo.¹⁹ Para representar o comportamento mecânico tipicamente não-linear, anisotrópico e tempo-dependente do LPD, foi utilizado o modelo constitutivo desenvolvido por Natali et al.,²⁰ que caracteriza os tecidos conjuntivos.

Modelagem do AEB

Para maior aproximação com a realidade e padronização, um arco facial de AEB (Morelli[®] Ortodontia Ltda, Sorocaba, São Paulo, Brazil) foi modelado, utilizando o programa Solidworks[®]. As configurações do arco facial foram mantidas, ou seja, o ângulo formado entre o arco interno (com diâmetro de 0,045”) e externo (com diâmetro de 0,071”) nas distais da solda de conexão foi de 60,0°, e a distância transversal entre eles foi de 39mm na região do Centro de Resistência do primeiro molar (Figura 1, página 56).

O arco interno foi adaptado passivamente à arcada dentária e conectado ao primeiro molar por um tubo metálico (com diâmetro de 0,045” e paredes com 0,5mm

de espessura) unido ao dente por meio de uma barra metálica medindo 4mm x 2mm x 2mm, na posição em que se localiza o tubo do AEB numa banda (Unitek®, Monrovia, CA) (Figura 1, página 56). As partes do arco facial em que se prendem os elásticos foram desconsideradas por serem matematicamente desnecessárias e as extremidades do arco externo foram ajustadas para terminarem na altura do Centro de Resistência do primeiro molar (Figura 1, página 56).

Esta modelagem foi exportada para o programa ANSYS® v. 12.1. Como o arco facial e os componentes das bandas são compostos por aço inoxidável 18/8,²¹ o módulo de Young foi de 200GPa e o coeficiente de Poisson foi de 0,3.²²

Direção e sentido das forças aplicadas ao AEB

Não foram encontradas na literatura, referências das angulações das diferentes puxadas nos três planos de espaço. Outros trabalhos que estudaram os efeitos do AEB de diferentes puxadas por meio da AEF^{17,23,24,25,26} utilizaram uma única força de mesial para distal na face vestibular do primeiro molar e nenhum deles apresentou as angulações das forças no plano transversal. Assim, foi necessária uma referência clínica para o cálculo da direção das forças.

A metodologia empregada para determinar a direção e o sentido das forças do AEB seguiu critérios éticos e de precisão. Na Clínica de Ortodontia do Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Paraná, foi selecionada uma paciente em tratamento com o AEB de puxada combinada. Ela tinha 11 anos e 5 meses, apresentava maloclusão Classe II, divisão 1, de Angle, em dentição permanente, e possuía padrão dolicofacial ($FMA=31,0^\circ$) e Classe I esquelética ($ANB=1,5^\circ$). Após o consentimento da paciente e dos pais, foram feitas fotografias axiais e de perfil com a paciente mordendo uma espátula de madeira, usando somente o AEB de puxada baixa, somente o AEB de puxada alta e o AEB de puxada combinada.

Nestas fotografias, a espátula de madeira serviu como referência para o traçado do plano oclusal (nas fotografias de perfil) e da linha mediana óssea (nas

fotografias axiais), e o elástico que unia a tala ao arco facial foi traçado como sendo a puxada. Por meio da ferramenta “*Angular Dimension*” do programa CorelDRAW X5[®] versão 15.0.0.489 (Corel Corp., Ottawa, Canadá), a angulação das puxadas em relação ao plano oclusal e à linha mediana óssea foi mensurada em cada puxada, sendo respectivamente de: puxada baixa- 11,25° e 8,34°; puxada alta- 150,19° e 12,90°; e puxada combinada- baixa- 15,80° e 11,37° e alta- 118,80° e 12,44°.

Intensidade das forças aplicadas ao AEB

Na simulação das forças ortopédico-ortodônticas, foram utilizadas as forças aplicadas em ensaios clínicos com amostras de pacientes em crescimento, que apresentavam Classe II esquelética e dentária. Assim, em cada lado: na puxada baixa, foram utilizadas 450gf;⁸ na puxada alta, foram utilizadas 500gf;⁹ e, na puxada combinada, utilizaram-se 150gf na puxada baixa associadas a 150gf na puxada alta.¹⁰

Na simulação das forças exclusivamente ortodônticas, foram utilizadas as forças empregadas para distalizar um primeiro molar,^{27,28} ou seja, de cada lado: 200gf nas puxadas baixa e alta; e, na puxada combinada, 100gf na puxada baixa associada a 100gf na puxada alta.

Uma vez que o programa ANSYS[®] v. 12.1 trabalha com a unidade “N”, as forças estudadas foram convertidas de “gf” para “N”. Assim, como $1 \text{ gf} = 9.80665 \times 10^{-3} \text{ N}$, $450 \text{ gf} = 4,4130 \text{ N}$; $500 \text{ gf} = 4,9033 \text{ N}$; $150 \text{ gf} = 1,4710 \text{ N}$; $200 \text{ gf} = 1,9613 \text{ N}$; $100 \text{ gf} = 0,9807 \text{ N}$.

Análise dos dados

Com todos estes dados, foram definidos dois eixos: um “eixo global”, em que os eixos “x” e “y” representavam os planos ântero-posterior e vertical, bem como os eixos “x” e “z” representavam o plano transversal; e um “eixo local”, com as mesmas

características do eixo global, mas como o eixo “x” coincidente ao plano oclusal (Figura 1, página 56).

A partir destes referenciais, foi calculada, nas diferentes puxadas e magnitudes de força, a tendência de deslocamento dos dentes, nos três eixos.

RESULTADOS

MODELO FINAL

O modelo final (maxila, dentes superiores, ligamento periodontal, tubo de banda e AEB) foi composto de 434.046 elementos e 578.971 nós (Figura 1, página 56).

TENDÊNCIA DE DESLOCAMENTO DOS DENTES

O deslocamento dos dentes, em cada situação, nos eixos “x”, “y” e “z”, é apresentado nas figuras 2 (página 57), 3 (página 58) e 4 (página 59), respectivamente.

É interessante observar que: a força aplicada no primeiro molar provocou deslocamento não só nele, mas em todos os dentes da arcada superior, principalmente no segundo molar; e, nas três puxadas, ao se diminuir as forças ortopédico-ortodônticas para forças exclusivamente ortodônticas, a distribuição de deslocamento foi similar e a quantidade de deslocamento diminuiu na mesma proporção.

Deslocamento no eixo “x”, nas diferentes puxadas e forças aplicadas

Na puxada baixa (Figura 2A, página 57), a face vestibular do primeiro molar se moveu para distal, enquanto a face palatina se movimentou para mesial, sempre com a coroa se movimentando mais do que as raízes. O segundo molar seguiu a mesma tendência do primeiro, com a coroa e os terços médios e cervicais das raízes vestibulares se movimentando para distal e o terço apical e toda a face palatina se movimentando para mesial.

Na puxada alta (Figura 2B, página 57), as faces vestibulares do primeiro e do segundo molar se moveram para distal, com movimento de translação, ou seja, sem inclinação e as faces palatinas se movimentaram para mesial, com a coroa se movimentando mais que as raízes.

Enquanto isso, na puxada combinada (Figura 2C, página 57), as faces vestibulares do primeiro e do segundo molar se moveram para distal, mas o primeiro se movimentou com translação e o segundo com inclinação da coroa. As faces palatinas destes dentes se movimentaram para mesial com a coroa se movimentando mais que as raízes.

Deslocamento no eixo “y”, nas diferentes puxadas e forças aplicadas

No eixo “y”, o segundo molar praticamente não se movimentou nas três puxadas e a diferença foi no deslocamento do primeiro molar.

A puxada baixa (Figura 3A, página 58) promoveu intrusão da cúspide méso-vestibular e das raízes vestibulares associada à extrusão da cúspide disto-vestibular e de toda a face palatina do primeiro molar. Enquanto isso, as puxadas alta (Figura 3B, página 58) e combinada (Figura 3C, página 58), promoveram intrusão de toda a face vestibular e extrusão de toda face palatina do primeiro molar.

Deslocamento no eixo “z”, nas diferentes puxadas e forças aplicadas

No eixo “z”, as três puxadas promoveram efeito similar no primeiro molar: um movimento de expansão nas cúspides méso-vestibular e méso-palatina, enquanto o restante da coroa e da raiz praticamente não se movimentaram. A diferença entre as três puxadas foi na movimentação do segundo molar.

Na puxada baixa (Figura 4A, página 59), toda a parte distal do segundo molar sofreu uma contração; na puxada alta (Figura 4B, página 59), a contração ocorreu na face distal das raízes palatina e disto-vestibular do segundo molar; e, na puxada combinada (Figura 4C, página 59), a contração ocorreu na face distal e no ápice da raiz méso-vestibular do segundo molar.

Quantificação dos deslocamentos do primeiro e do segundo molar

De maneira a fazer uma comparação quantitativa dos deslocamentos nas diferentes puxadas e magnitudes de força, foram comparadas as diferenças de tendência de movimento do primeiro e do segundo molar, que foram os dentes que apresentaram maior deslocamento (Tabela 2, página 62). No primeiro molar, foram demarcados 4 pontos na coroa (Figura 5A, página 60), representando as cúspides méso-vestibular (CMV), disto-vestibular (CDV), méso-palatina (CMP) e disto-palatina (CDP), e 3 pontos no ápice das raízes (Figura 5B, página 60), representando as raízes méso-vestibular (RMV), disto-vestibular (RDV) e palatina (RP). No segundo molar, que tinha as cúspides menos definidas, foram demarcados 3 pontos na coroa (Figura 5C, página 60), representando a cúspide méso-vestibular (CMV), a superfície ocluso-distal (SOD) e a superfície ocluso-palatina (SOP); e 3 pontos nos ápices das raízes (Figura 5D, página 60), representando as raízes méso-vestibular (RMV), disto-vestibular (RDV) e palatina (RP).

Verificou-se que, na mesma puxada, ao se reduzirem as forças de ortopédico-ortodônticas para exclusivamente ortodônticas, a quantidade de deslocamento reduzia de maneira proporcional.

No eixo “x”, as três puxadas apresentaram os primeiro e segundo molares se movimentando em quantidade similar, bem como com as coroas se movimentando mais que as raízes. A maior distalização foi a da puxada baixa. A puxada combinada vem em seguida, com o primeiro molar sofrendo 38,3% (CMV) a 41,1% (CDV), e o segundo molar sofrendo 37,1% (SOD) a 39,7% (CMV) da distalização da puxada baixa. Por último, está a puxada alta, com o primeiro molar sofrendo 23,2% (CMV) a 31,9% (CDV), e o segundo molar sofrendo 19,1% (SOD) a 27,3% (CMV) da distalização da puxada baixa.

No eixo “y”, a diferença entre as três puxadas está no comportamento do primeiro molar. Nas três puxadas, houve: movimentação da coroa e das raízes praticamente na mesma quantidade; intrusão da CMV deste dente, com a puxada alta apresentando a maior intrusão, seguida pela puxada baixa (58,1% da intrusão da puxada alta) e, por fim, pela puxada combinada (49,7% da intrusão da puxada alta); e extrusão das cúspides palatinas, com a puxada baixa apresentando os

maiores valores, seguida pela puxada alta, com 40,6% (CMP) a 70,0% (CDP) da extrusão da puxada baixa, e pela puxada combinada apresentando de 43,8% (CMP) a 53,1% (CDP) da extrusão da puxada baixa. A diferença entre as puxadas está no fato de a puxada baixa extruir a CDV, enquanto a puxada alta e combinada a intruem a CDV (sendo que a intrusão da puxada combinada é de 30,2% da intrusão da puxada baixa).

No eixo “z”, as três puxadas promoveram efeito similar no primeiro e diferentes movimentos no segundo molar. No primeiro molar, as três puxadas causam expansão nas cúspides mesiais e contração nas cúspides distais, bem como muito pouca movimentação nos ápices das raízes.

A puxada baixa foi a que apresentou a maior expansão da face mesial o primeiro molar; seguida pela puxada alta, com 92,3% (CMV) a 97,5% (CMP) da expansão da puxada baixa; e pela puxada combinada, com 60,2% (CMV) a 61,9% (CMP) da expansão da puxada baixa.

A puxada alta foi a que apresentou a maior contração da face distal do primeiro molar; seguida pela puxada baixa, com 52,5% (CDP) a 69,8% (CDV) da contração da puxada alta; e pela puxada combinada, com 47,9% (CDP) a 53,3% (CDV) da contração da puxada alta.

Quanto ao segundo molar, a puxada baixa contraiu a face distal da coroa e praticamente não movimentou o restante da raiz ou da coroa do dente; a puxada alta expandiu a face méso-vestibular e palatina da coroa e praticamente não movimentou o restante da raiz ou da coroa do dente; e a puxada combinada expandiu a face méso-vestibular da coroa e praticamente não movimentou o restante da raiz ou da coroa do dente.

DISCUSSÃO

Metodologia

A AEF começou a ser utilizada para o estudo dos movimentos dentários com Tanne et al.²⁹ No estudo dos efeitos do AEB, as pesquisas que utilizaram a AEF enfocaram seus efeitos esqueléticos modelando os ossos e o primeiro molar,^{17,23,24,25} simplificaram as direções das forças.^{17,23,24,25,26} ou adotaram um comportamento isotrópico linear elástico para o LPD.³⁰ A presente pesquisa procurou superar estas limitações, modelando a maxila e seus dentes, modelando o AEB e respeitando o comportamento visco-elástico do ligamento periodontal.

Para conseguir resolução superior ao modelo do estudo de Reimann et al.,²⁶ com 150.000 elementos, foram utilizadas fatias de uma Tomografia Computadorizada para modelar os dentes e a maxila. Ao se converter a malha de tetraedros em curvas NURBS, obteve-se maior controle das curvas ou superfícies geradas e, conseqüentemente, maior versatilidade na representação de malhas complexas de elementos finitos. Isto permitiu um modelo final com alta resolução, composto de 434.046 elementos e de 578.971 nós.

Na determinação da direção e do sentido das forças do AEB, seguiram-se critérios éticos e de precisão. A realização de uma tomografia computadorizada de um crânio com bandas nos primeiros molares e o arco facial não teria a nitidez necessária para construir um modelo. Por isso, foi selecionada uma paciente em tratamento com AEB de puxada combinada. Mesmo com as telerradiografias axiais e de perfil tendo maior precisão das mensurações, elas não foram realizadas, para não expor a paciente a doses desnecessárias de radiação. Após o consentimento da paciente e dos pais, foram feitas fotografias axiais e de perfil com a paciente mordendo uma espátula de madeira, usando somente o AEB de puxada baixa, somente o AEB de puxada alta e o AEB de puxada combinada.

Apesar de o LPD possuir comportamento não-linear,³¹ muitas vezes lhe são atribuídas propriedades mecânicas lineares.¹⁸ Conforme demonstrado por Toms e Eberhardt,¹⁸ o comportamento linear ou não-linear do LPD altera os valores das tensões encontradas em AEF. A presente pesquisa adotou os critérios de Natali et al.,²⁰ que desenvolveram um modelo constitutivo considerando o fluxo de fluidos e o

arranjo interno das fibras de colágeno e elastina do LPD, para representar o comportamento mecânico tipicamente não-linear, anisotrópico e tempo-dependente do LPD.

Deslocamento dos dentes

A presente pesquisa padronizou o comprimento e a angulação do arco externo, de maneira que somente as diferentes puxadas e forças aplicadas fossem avaliadas. Porém, deve-se considerar que a variação no comprimento e angulação do arco externo do AEB influencia nos movimentos na maxila e nos dentes.^{12,16} Sugere-se a realização de pesquisas utilizando a AEF que quantifiquem esta influência.

No eixo “z”, nas três puxadas estudadas, observa-se tendência à expansão do primeiro molar e à contração no segundo (Figura 4, página 59 e Tabela 2, página 62). A tendência de expansão do primeiro molar também ocorre *in vivo*.³² Na puxada baixa, a contração ocorreu em toda a face distal e palatina do segundo molar; na puxada combinada, a contração ocorreu prevalentemente na face distal do segundo molar; e, na puxada alta, a contração ocorreu na distal das raízes palatinas e disto-vestibular. Estes resultados sugerem que o arco interno do AEB seja expandido durante suas ativações, independentemente da puxada utilizada. É interessante observar que o primeiro molar expandiu e o segundo molar contraiu em menor ou maior grau, mas isto é apenas a tendência inicial e não é possível inferir como a remodelação óssea influencia a sequência de movimentos.

Os estudos clínicos sobre a puxada baixa recomendam expansão de 4 a 8 mm⁸ até 10mm^{33,34,35} no arco interno para superar a tendência de contração e conseguir aumento no arco dentário. Na puxada alta, Firouz et al.⁹ utilizaram uma barra transpalatina para evitar rotações e efeitos do AEB no plano transversal. Na puxada combinada, os autores não citam a realização de procedimentos para controlar os efeitos transversais do AEB^{10,36,37} ou citam que não realizam a expansão do arco interno do AEB.³⁸

No eixo “x”, as três puxadas promoveram rotação no primeiro e no segundo molar, com a face vestibular se deslocando para distal e a face palatina para mesial

(Figura 2, página 57 e Tabela 2, página 62). Tal fato não pode ser verificado em estudos que utilizem a cefalometria. Considerando a tendência de distalização do primeiro e do segundo molar, a puxada baixa possui valores maiores, e a coroa se movimenta mais do que as raízes, ou seja, a tendência é que ocorra inclinação e não translação. A puxada combinada e a puxada alta possuem tendência menor de movimento para distal (37,1% a 41,1% e 19,1% a 31,9% da distalização da puxada baixa, respectivamente), mas promovem maior translação do que inclinação. A partir daí, confirma-se que a puxada baixa é indicada para maiores distalizações e as puxadas alta e combinada são mais indicadas para pacientes que possuem Classe II, divisão 1, de Angle e tendência de crescimento mais vertical.

É interessante observar que a inclinação para distal do primeiro e do segundo molar na puxada baixa ocorreu mesmo utilizando o ponto de aplicação de força do AEB na altura da trifurcação do primeiro molar, que é o centro de resistência deste dente.^{13,14} Uma das razões para este fenômeno pode ser a deformação ao arco externo promovida pela puxada,^{39,32} que faz com que a linha de aplicação de força seja levada mais para baixo. Para evitar tal efeito, alguns autores^{8,33} recomendam a utilização de braço longo e inclinação de 10° a 20° para cima, ou alternância de períodos sem inclinação (6 semanas), inclinação para baixo (6 a 12 semanas) e inclinação para cima (6 a 8 semanas).⁴⁰

Neste estudo, utilizaram-se os mesmos comprimento e inclinação do arco externo, bem como a mesma magnitude de força de Firouz et al.,⁹ em estudo clínico. Estes autores demonstraram que o AEB de puxada alta promove distalização média de 2,56mm do primeiro molar, em 6 meses, enquanto o grupo controle (formado por pacientes adolescentes Classe II sem tratamento) teve movimento mesial deste dente, em média, de 0,23mm. Encontraram, ainda, que as raízes se movimentaram mais do que a coroa, o que é exatamente a tendência de movimento encontrado no presente estudo.

Na puxada combinada, o presente estudo verificou tendência de distalização com translação do primeiro molar e inclinação do segundo molar. Na pesquisa clínica em que foram utilizadas as mesmas puxadas e magnitude de forças,¹⁰ foi constatada distalização média de 3,8mm com inclinação de primeiro e segundo

molar, bem como do segundo pré-molar. A literatura sugere que, mesmo que se varie a proporção das magnitudes da força aplicadas na puxada baixa e na puxada alta, verifica-se uma distalização de 3,6mm a 4,0,mm, mas quando se aplica uma força de 100gf na puxada alta e de 200gf na puxada baixa, verifica-se que a distalização ocorre por inclinação.³⁸ Ao se aplicar força de 907,2gf na puxada alta e 453,6gf na puxada baixa associadas a um braço externo curto, verifica-se distalização média de 2,5mm.³⁷

Assim, os resultados encontrados na pesquisa são compatíveis com o que se constata nas pesquisas clínicas. Considerando a distalização com translação como sucesso, e a distalização com inclinação como insucesso, Baumrind et al.⁴¹ verificaram que, a puxada baixa teve sucesso de 33,9%, a alta de 71,7% e a combinada 71,4%. Em sentido contrário, O'Reilly et al.⁴² não verificaram diferença entre as distalizações da puxada alta e da puxada baixa, aplicando forças de 616,9gf até 712,1gf na primeira e de 362,9gf até 521,6gf na segunda, e verificaram que ambas promoveram cerca de 1,0° de inclinação nos primeiros molares. Yoshida et al.³² verificaram que, ao se aplicarem forças de 25,49gf até 509,86gf ao AEB, a tendência inicial é que as puxadas baixa e reta com braço externo longo promovam movimento para distal e a puxada alta com braço curto promova movimento para mesial, devido à inclinação da coroa para mesial e da raiz para distal.

No eixo "y" (Figura 3, página 58 e Tabela 2, página 62), a tendência de extrusão do primeiro molar na puxada baixa^{43,44} foi confirmada, através das maiores quantidade de extrusão das cúspides palatinas, bem como pela tendência de extruir a cúspide disto-vestibular, enquanto as outras puxadas promovem sua intrusão. A extrusão dos molares, aliada ao seu padrão natural de erupção para baixo,⁴⁵ favorece a rotação horária da mandíbula, que é danosa nos pacientes com crescimento predominantemente vertical. Esta opinião, porém, não é unânime e alguns autores^{46,47} não encontraram esta rotação em todos os casos. A extrusão dos molares, geralmente, é acompanhada por rotação horária do plano palatino.^{8,43,48} Lima-Filho et al.⁸ e Cangialosi et al.⁴⁹ sugeriram que a rotação do plano palatino no sentido horário ao utilizar o AEB de puxada baixa ocorre pelo movimento dos primeiros molares para baixo, que seria contido pelos molares inferiores, enquanto a parte anterior da maxila segue seu crescimento natural para baixo. Para diminuir a

extrusão, recomenda-se a utilização de um braço externo do AEB longo e inclinado para cima⁴⁸ ou inclinar o braço externo 15° para baixo.^{39,32}

Na puxada alta, verificaram-se menores valores de extrusão em relação às puxadas baixa e combinada, bem como tendência de intruir a cúspide disto-vestibular do primeiro molar em maior quantidade que a puxada combinada. Isto confirma o resultado de estudo clínico⁹ que o AEB de puxada alta possui a tendência de intruir o primeiro molar, enquanto promove distalização, pois verificaram que o grupo tratado teve extrusão média de 0,09mm, enquanto o grupo controle (com pacientes adolescentes Classe II sem tratamento) teve extrusão média de 0,44mm. Apesar de não ter feito mensurações, Watson⁵⁰ relatou que o AEB de puxada alta provocou, em muitos casos, intrusão tão grande entre 4 e 6 semanas, que foi necessária mudança para puxada baixa. Comparando a puxada oblíqua e a cervical, O'Reilly et al.⁴² constataram que a puxada oblíqua manteve os primeiros molares no mesmo plano vertical, enquanto a puxada baixa levou os primeiros molares mais para baixo.

O presente trabalho verificou a tendência de a puxada combinada promover efeitos verticais similares aos da puxada alta, mas em quantidade menor. Tortop e Yüksel,¹⁰ em estudo clínico, verificaram que, com a utilização desta puxada, os primeiros e os segundos molares praticamente não se movimentaram no plano vertical, mesmo com distalização significativa. A literatura sugere que, ao se utilizar força maior na puxada alta e menor força na puxada baixa, os molares não se movimentam no plano vertical³⁷ ou intruem,³⁸ e, ao se utilizar força maior na puxada baixa, o resultado é a extrusão.³⁸ É esta versatilidade no plano vertical uma das principais vantagens da puxada combinada.³⁶

A presente pesquisa modelou um crânio seco com o primeiro e o segundo molar irrompidos, representando o uso do AEB por um paciente no final do surto de crescimento puberal ou por um paciente adulto. Como demonstraram Reimann et al.,²⁶ em AEF, utilizando uma força de mesial para distal na coroa do primeiro molar, os efeitos dentários do AEB com e sem a presença do segundo molar é diferente: com o segundo molar, o primeiro se movimenta quase o dobro do segundo; e sem o segundo molar, o primeiro se movimenta 10% a mais do que com ele. A Tabela 2

(página 62) mostra quantidade de movimentos similares entre primeiro e segundo molar nas cúspides vestibulares no eixo “x”, enquanto os deslocamentos nos eixos “y” e “z” foram menos acentuados no segundo. Sugere-se a realização de pesquisas utilizando diferentes puxadas e magnitudes de força do AEB em um modelo que possua apenas o primeiro molar irrompido.

O presente trabalho não utilizou a mesma magnitude de força nas três puxadas, nem manteve a mesma proporção na diminuição de forças de ortopédico-ortodônticas para exclusivamente ortodônticas, uma vez que não se encontrou uma padronização de forças nas pesquisas clínicas.^{8,9,10,27,28} Porém, nas três puxadas, quando se diminuíram as forças de ortopédico-ortodônticas para exclusivamente ortodônticas, a distribuição dos deslocamentos se manteve, mas diminuíram de maneira proporcional. Assim, constata-se que a distribuição dos deslocamentos depende da direção da puxada e não da magnitude de força aplicada. Pesquisa *in vivo*³² sugere que a proporcionalidade entre magnitude de força aplicada e quantidade de deslocamento se mantém em algumas pessoas e em outras não.

Deve-se levar em consideração, porém, que ao se reduzir a magnitude das forças aplicadas ao AEB, diminui também o efeito ortopédico.³⁵ Isto é muito importante na análise das características individuais de cada paciente, uma vez que Baumrind et al.⁵¹ constataram que os efeitos da puxada baixa são mais ortopédicos e os da puxada alta são mais dentários.

A partir dos resultados da presente pesquisa, sugere-se que sejam feitos estudos que descubram o limite que separa as forças ortopédico-ortodônticas das forças exclusivamente ortodônticas, para se confirmar que o AEB possa ser utilizado tanto em pacientes Classe II com protrusão maxilar, em que se deseja restrição do crescimento da maxilar, quanto em pacientes Classe II com retrusão mandibular, em que se deseja manter os molares superiores em sua posição, enquanto a mandíbula pode crescer e atingir seu potencial de crescimento genético.

Implicações clínicas

Os resultados observados na presente pesquisa ajudam a compreender o que é relatado na prática clínica e nas pesquisas.

Ao se analisar o deslocamento dos dentes, entretanto, deve-se considerar que a AEF tem a limitação de representar o movimento dos dentes antes de ocorrer a remodelação óssea, ou seja, representa apenas uma tendência de movimento. Mudanças estruturais no osso e nos tecidos periodontais durante as diferentes fases do movimento dentário (fase inicial, fase tardia e fase pós-tardia) conduzem a mudanças nas suas características biomecânicas e, portanto, a mudanças nas tensões e nas deformações locais.⁵²

Ainda, cabe lembrar que o resultado final do deslocamento dentário não é exclusivamente determinado pela força empregada no AEB, mas também por outros fatores, tais como taxa de metabolismo ósseo,⁵³ forças oclusais e contatos oclusais.⁴⁴

Além disso, por ter sido utilizada a tomografia computadorizada em 3 dimensões na modelagem de dentes e maxila reais, com anatomia irregular, não cabe falar em centro de rotação no deslocamento dentário, que é baseado em uma visão em 2 dimensões de estruturas com forma regular e simétrica.⁵⁴ Assim, não é possível determinar com precisão se as diferentes puxadas alteram o Centro de Rotação dos dentes.

Na prática clínica, a análise do movimento dentário a se realizar muda a cada consulta, uma vez que cada indivíduo reage de maneira diferente à mesma magnitude e direção das forças.

Nas pesquisas clínicas, deve-se considerar que as amostras estudadas são geralmente compostas por pacientes em crescimento, e não é possível avaliar quanto dos deslocamentos verificados são decorrentes de movimento dentário e quanto é decorrente do crescimento. Tanto o complexo maxilar quanto os dentes sofrem influência das forças do AEB, podendo se movimentar no mesmo sentido ou em sentidos opostos.¹⁶

Deve-se ter cautela ao extrapolar os resultados deste trabalho para a prática clínica, pois é baseado nas reações de apenas um modelo. Variações anatômicas dos dentes e da maxila, bem como as características do AEB utilizado, podem influenciar os valores encontrados.

Por isto, sugere-se que a mesma pesquisa seja realizada em amostra de crânios secos com o primeiro e o segundo molar irrompidos, com diferentes angulações de puxada de AEB e com diferentes magnitudes de força. A partir daí, será possível utilizar ferramentas estatísticas para ajudar na interpretação dos dados obtidos.

CONCLUSÕES

No presente modelo, a simulação da ação do Aparelho Extrabucal utilizada permite concluir que existiram as seguintes tendências:

Em relação ao deslocamento:

- 1) A puxada baixa promove maior distalização, seguida pela puxada combinada e pela puxada alta;
- 2) A puxada baixa extrui as cúspides palatinas e disto-vestibular do primeiro molar;
- 3) A puxada alta intrui as cúspides vestibulares e extrui menos as cúspides palatinas do primeiro molar, em relação à puxada baixa;
- 4) A puxada combinada provoca os mesmos efeitos verticais da puxada alta, mas em menor intensidade;
- 5) Na puxada baixa, há contração da face distal e palatina do segundo molar; e
- 6) Na puxada alta e na puxada combinada, há contração nas raízes palatina e disto-vestibular do segundo molar.

Em relação à magnitude de forças:

- 1) Ao se utilizar a mesma puxada, quando se diminuem as forças de ortopédico-ortodônticas para exclusivamente ortodônticas, mantém-se a distribuição e a quantidade de deslocamento diminui de maneira proporcional.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. McNamara-Jr JA. Components of Class II malocclusion in children 8–10 years of age. *Angle Orthodontist* 1981;51:177-202.
2. El-Mangoury NH, Mostafa YA. Epidemiologic panorama of dental occlusion. *Angle Orthodontist* 1990;60:207-214.
3. Borzabadi-Farahani A, Borzabadi-Farahani A, Eslamipour F. Malocclusion and occlusal traits in an urban Iranian population. An epidemiological study of 11- to 14-year-old children. *European Journal of Orthodontics* 2009;31:477-484.
4. Baccetti T, Franchi L, Stahl F. Comparison of 2 comprehensive Class II treatment protocols including the bonded Herbst and headgear appliances: A double-blind study of consecutively treated patients at puberty. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2009;135:698e691-698e610.
5. Wheeler TT, McGorray SP, Dolce C, Taylor MG, King GJ. Effectiveness of early treatment of Class II malocclusion. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2002;121:9-17.
6. Keeling SD, Wheeler TT, King GJ, Garvan CW, Cohen DA, Cabassa S et al. Anteroposterior skeletal and dental changes after early Class II treatment with bionators and headgear. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 1998;113:40-50.
7. Kloehn SJ. Guiding alveolar growth and eruption of teeth to reduce treatment time and produce a more balanced denture and face. *Angle Orthodontist* 1947;17:10-33.
8. Lima-Filho RMA, Lima AL, Ruellas ACdO. Longitudinal study of anteroposterior and vertical maxillary changes in skeletal Class II patients treated with Kloehn cervical headgear. *Angle Orthodontist* 2003;73:187-193.
9. Firouz M, Zernik J, Nanda R. Dental and orthopedic effects of high-pull headgear in treatment of Class II, division 1 malocclusion. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 1992;102:197-205.
10. Tortop T, Yüksel S. Treatment and posttreatment changes with combined headgear therapy. *Angle Orthodontist* 2007;77:857-863.
11. Proffit WR, Fields-Jr. HW, Sarver DM. *Contemporary Orthodontics*. St. Louis: Mosby/Elsevier; 2006.
12. Oosthuizen L, Dijkman JFP, Evans WG. A mechanical appraisal of the Kloehn extraoral assembly. *American Journal of Orthodontics* 1973;43:221-232.
13. Jacobson A. A key to the understanding of extraoral forces. *American Journal of Orthodontics* 1979;75:361-386.
14. Damstra J, Slater JJRH, Fourie Z, Ren Y. Reliability and the smallest detectable differences of lateral cephalometric measurements. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2010;138:546e541.
15. Jones ML, Hickman J, Middleton J, Knox J, Volp C. A validated finite element method study of orthodontic tooth movement in the human subject. *Journal of Orthodontics* 2001;28:29-38.
16. Teuscher U. An appraisal of growth and reaction to extraoral anchorage. *American Journal of Orthodontics* 1986;89:113-121.
17. Gautam P, Valiathan A, Adhikari R. Craniofacial displacement in response to varying headgear forces evaluated biomechanically with finite element analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2009;135:507-515.
18. Toms SR, Eberhardt AW. A nonlinear finite element analysis of the periodontal ligament under orthodontic tooth loading. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2003;123:657-665.
19. Qian Y, Fan Y, Liu Z, Zhang M. Numerical simulation of tooth movement in a therapy period. *Clinical Biomechanics* 2008;23:s48-s52.

20. Natali AN, Pavan PG, Carniel EL, Dorow C. Viscoelastic response of the periodontal ligament: an experimental-numerical analysis. *Connective Tissue Research* 2004;45:222-230.
21. Grimsdottir MR, Gjerdet NR, Hensten-Pettersen A. Composition and in vitro corrosion of orthodontic appliances. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 1992;101:525-532.
22. Kojima Y, Fukui H. A numerical simulation of tooth movement by wire bending. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2006;130:452-459.
23. Tanne K, Matsubara S, Sakuda M. Stress distributions in the maxillary complex from orthopedic headgear forces. *Angle Orthodontist* 1993;63:111-118.
24. Tanne K, Matsubara S. Association between the direction of orthopedic headgear force and sutural responses in the nasomaxillary complex. *Angle Orthodontist* 1996;66:125-130.
25. Holberg C, Holberg N, Rudzki-Janson I. Sutural strain in orthopedic headgear therapy: a finite element analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2008;134:53-59.
26. Reimann S, Keilig L, Jäger A, Brosh T, Shpinko Y, Vardimon AD et al. Numerical and clinical study of the biomechanical behaviour of teeth under orthodontic loading using a headgear appliance. *Medical Engineering & Physics* 2009;31:539-546.
27. Yamada K, Kuroda S, Deguchi T, Takano-Yamamoto T, Yamashiro T. Distal movement of maxillary molars using miniscrew anchorage in the buccal interradicular region. *Angle Orthodontist* 2009;79:78-84.
28. Kinzinger GSM, Gül den N, Yildizhan F, Diedrich PR. Efficiency of a skeletonized distal jet appliance supported by miniscrew anchorage for noncompliance maxillary molar distalization. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2009;136:578-586.
29. Tanne K, Sakuda M, Burstone CJ. Three-dimensional finite element analysis for stress in the periodontal tissue by orthodontic forces. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 1987;92:499-505.
30. Squeff LR, Ruellas ACO, Penedo ND, Elias CN, Sant'anna EF, Casaccia GR et al. Asymmetric headgear for differential molar movement: a study using finite element analysis. *Journal of Orthodontics* 2009;36:145-151.
31. Toms SR, Lemons JE, Bartolucci AA, Eberhardt AW. Nonlinear stress-strain behavior of periodontal ligament under orthodontic loading. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2002;122:174-179.
32. Yoshida N, Jost-Brinkmann P-G, Yamada Y. Initial tooth movement under extraoral force and considerations for controlled molar movement. *Angle Orthodontist* 1995;65:199-208.
33. Kirjavainen M, Kirjavainen T, Haavikko K. Changes in dental orthopedic cervical arch dimensions by use of an headgear in Class II correction. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 1997;111:59-66.
34. Kirjavainen M, Kirjavainen T. Maxillary Expansion in Class II Correction with Orthopedic Cervical Headgear. A Posteroanterior Cephalometric Study. *Angle Orthodontist* 2003;73:281-285.
35. Varlık SK, İscan HN. The effects of cervical headgear with an expanded inner bow in the permanent dentition. *European Journal of Orthodontics* 2008;30:425-430.
36. Armstrong MM. Controlling the magnitude, direction and duration of extraoral force. *American Journal of Orthodontics* 1971;59:217-243.
37. Badell MC. An evaluation of extraoral combined high-pull traction and cervical traction to the maxilla. *American Journal of Orthodontics* 1976;69:431-446.
38. Üçem TT, Yüksel S. Effects of different vectors of forces applied by combined headgear. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 1998;113:316-323.
39. Lindgren A, Lagerström L. Face-bow testing on a dynamic extraoral force analyzer. *American Journal of Orthodontics* 1977;72:568-576.
40. Hubbard GW, Nanda RS, Currier GF. A cephalometric evaluation of nonextraction cervical headgear treatment in Class II malocclusions. *Angle Orthodontist* 1994;64:359-370.

41. Baumrind S, Molthen R, West EE, Miller DM. Distal displacement of the maxilla and the upper first molar. *American Journal of Orthodontics* 1979;75:630-640.
42. O'Reilly MT, Nanda SK, Close J. Cervical and oblique headgear: a comparison of treatment effects. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 1993;103:504-509.
43. Klein PL. An evaluation of cervical traction on the maxilla and the upper first permanent molar. *Angle Orthodontist* 1957;27:61-68.
44. Melsen B. Effects of cervical anchorage during and after treatment: an implant study. *American Journal of Orthodontics* 1978;73:526-540.
45. Schudy FF. The control of vertical overbite in clinical Orthodontics. *Angle Orthodontist* 1968;38:19-39.
46. Haralabakis NB, Sifakakis IB. The effect of cervical headgear on patients with high or low mandibular plane angles and the "myth" of posterior mandibular rotation. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2004;126:310-317.
47. Godt A, Kalwitzki M, Göz G. Effects of Cervical Headgear on Overbite against the Background of Existing Growth Patterns: A Retrospective Analysis of Study Casts. *Angle Orthodontist* 2007;77:42-46.
48. Kirjavainen M, Kirjavainen T, Hurmerinta K, Haavikko K. Orthopedic Cervical Headgear with an Expanded Inner Bow in Class II Correction. *Angle Orthodontist* 2000;70:317-325.
49. Cangialosi TJ, Meistrell-Jr ME, Leung MA, Ko JY. A cephalometric appraisal of edgewise Class II nonextraction treatment with extraoral force. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 1988;93:315-324.
50. Watson WG. A computerized appraisal of the high-pull face-bow. *American Journal of Orthodontics* 1972;62:561-579.
51. Baumrind S, Korn EL, Isaacson RJ, West EE, Molthen R. Quantitative analysis of the orthodontic and orthopedic effects of maxillary traction. *American Journal of Orthodontics* 1983;84:384-398.
52. Ren Y, Maltha JC, Kuijpers-Jagtman AM. Optimum Force Magnitude for Orthodontic Tooth Movement: A Systematic Literature Review. *Angle Orthodontist* 2003;73:86-92.
53. Verna C, Dalstra M, Melsen B. The rate and the type of orthodontic tooth movement is influenced by bone turnover in a rat model. *European Journal of Orthodontics* 2000;22:343-352.
54. Viecilli RF, Katona TR, Chen J, Hartsfield-Jr JK, Roberts WE. Three-dimensional mechanical environment of orthodontic tooth movement and root resorption. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2008;133:791e711-791e726.

FIGURAS

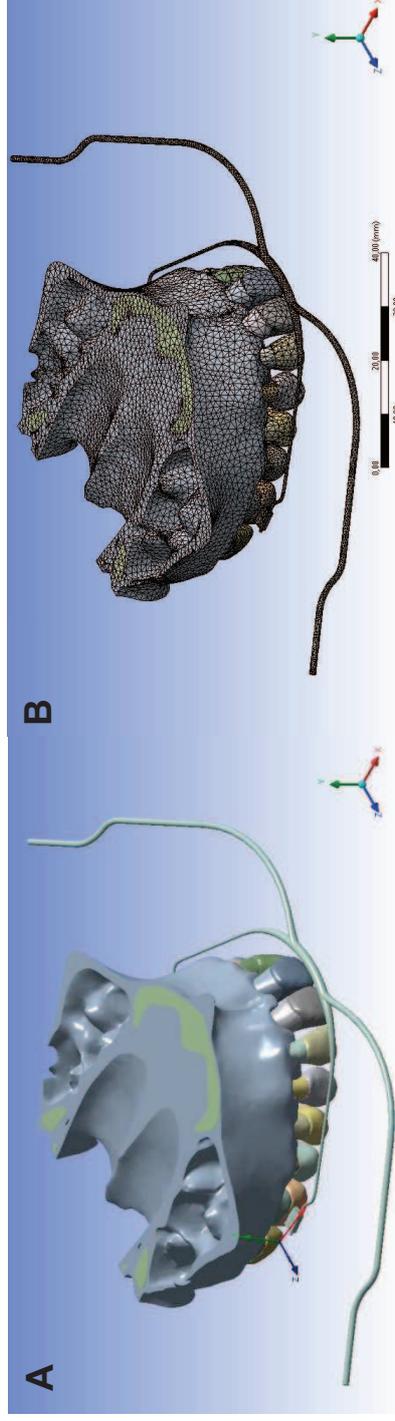


Figura 1. Geometria (A) e malha (B) da maxila e do AEB, eixos de orientação global (fora da maxila) e local (abaixo do segundo molar).

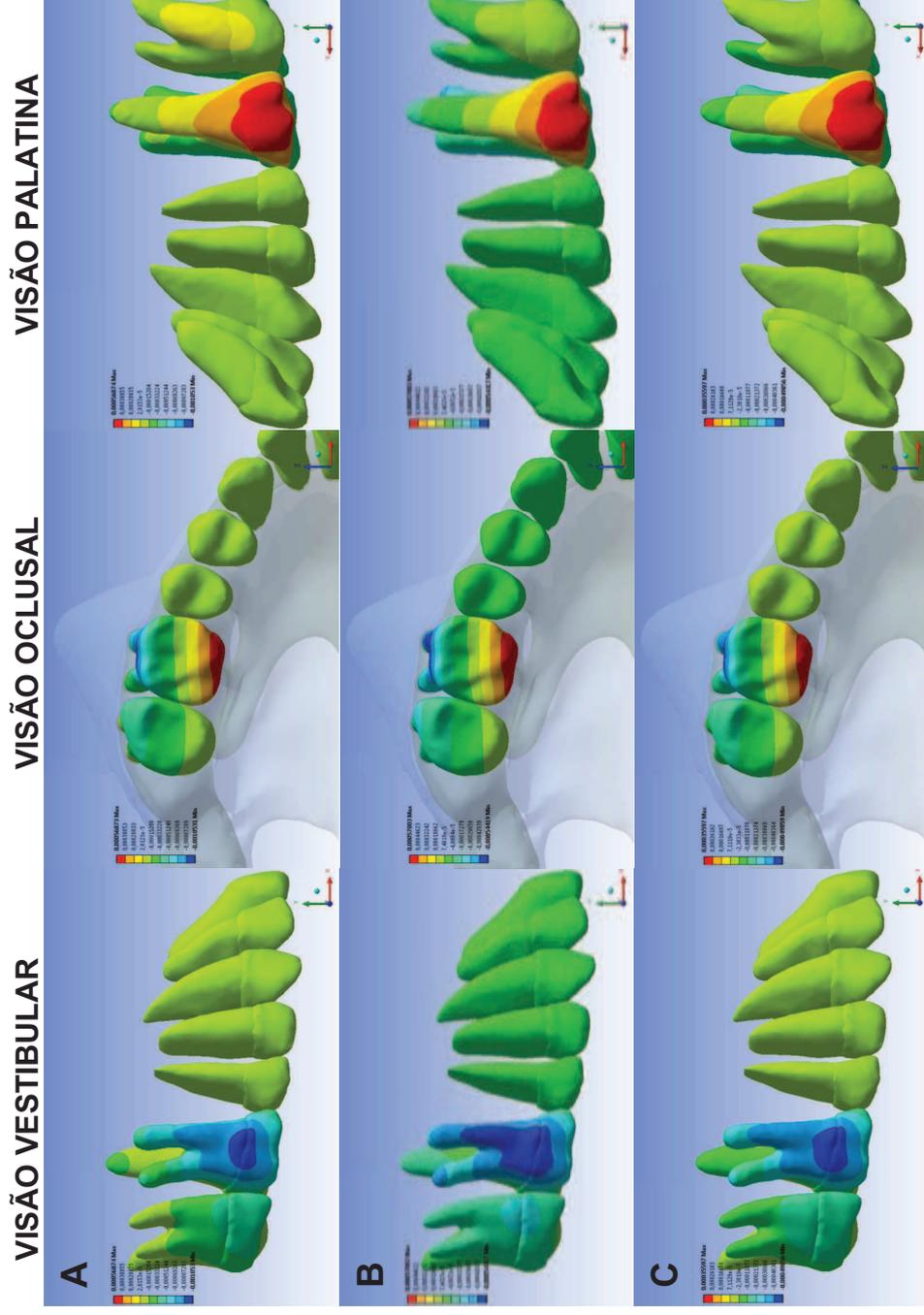


Figura 2. Eixo “x”. Visão vestibular, oclusal e palatina do deslocamento dos dentes, no AEB de puxada baixa (A), alta (B) e combinada (C), com forças ortopédico-ortodônticas. As forças exclusivamente ortodônticas apresentaram a mesma distribuição de deslocamento e valores proporcionalmente menores. As áreas mais próximas ao azul representam distalização e as mais próximas ao vermelho representam mesialização.

VISÃO VESTIBULAR

VISÃO OCLUSAL

VISÃO PALATINA

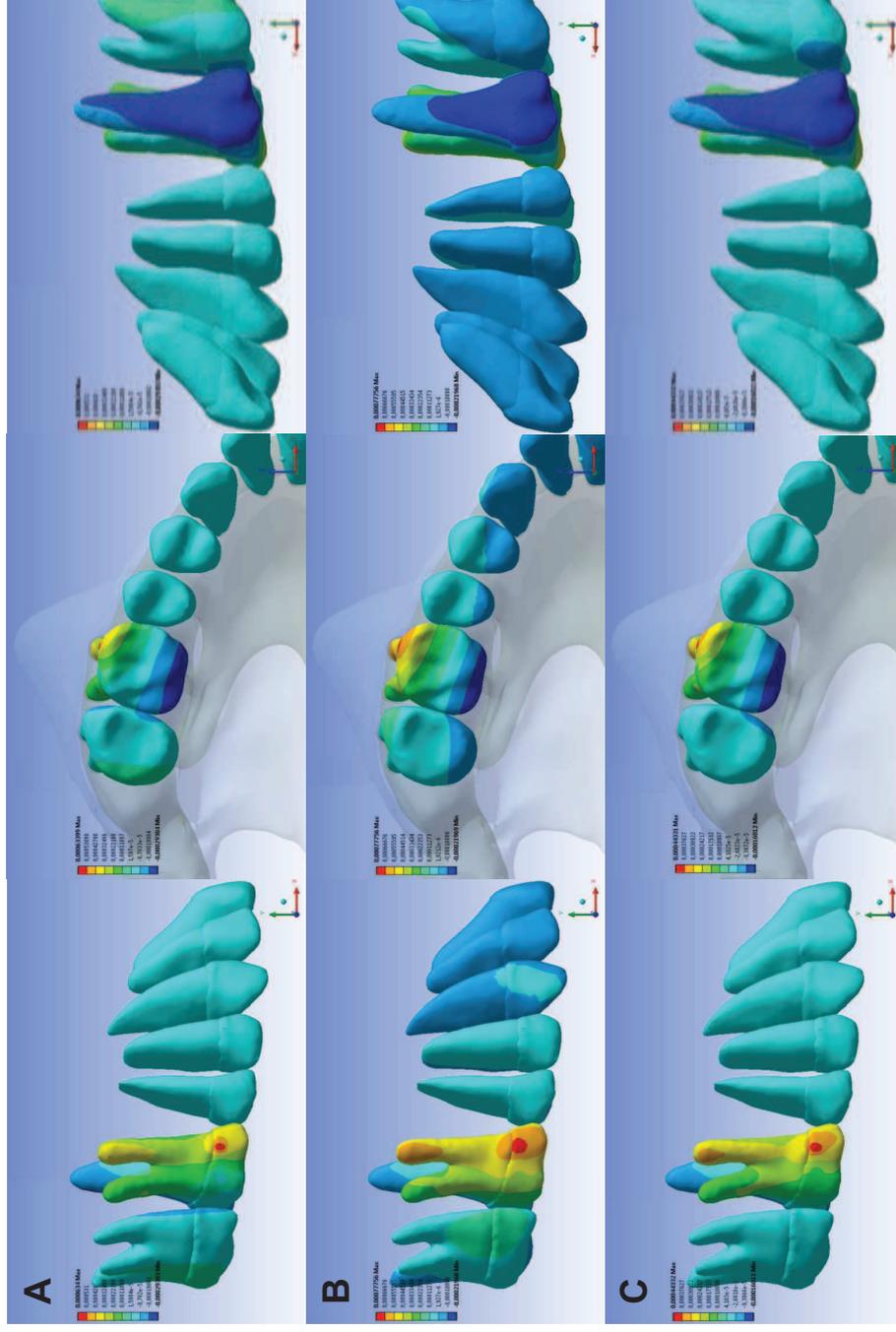


Figura 3. Eixo “y”. Visão vestibular, oclusal e palatina do deslocamento dos dentes, no AEB de puxada baixa (A), alta (B) e combinada (C), com forças ortopédico-ortodônticas. As forças exclusivamente ortodônticas apresentaram a mesma distribuição de deslocamento e valores proporcionalmente menores. As áreas mais próximas ao azul representam áreas de extrusão e as mais próximas ao vermelho representam áreas de intrusão.

VISÃO VESTIBULAR

VISÃO OCLUSAL

VISÃO PALATINA

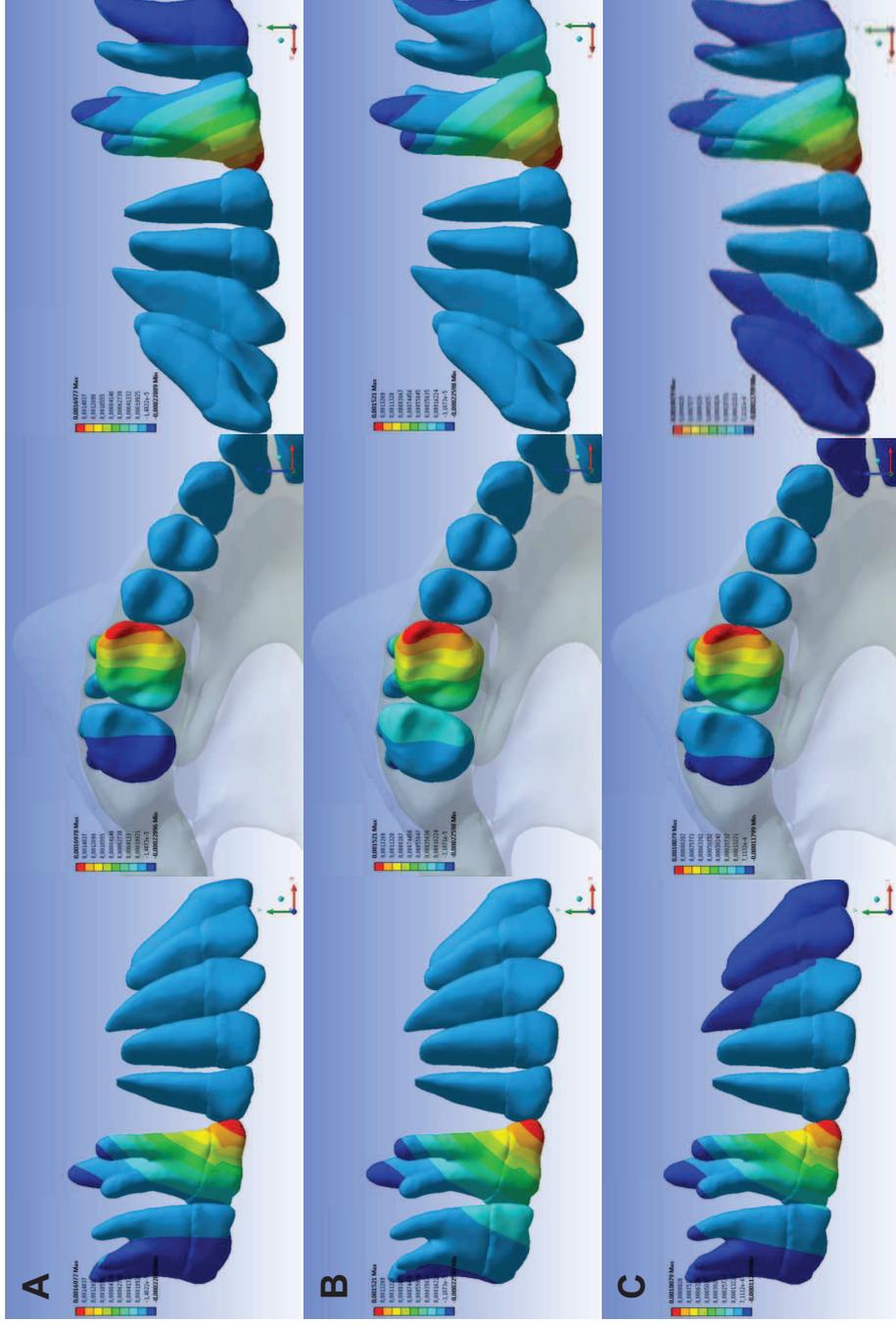


Figura 4. Eixo “z”. Visão vestibular, oclusal e palatina do deslocamento dos dentes, no AEB de puxada baixa (A), alta (B) e combinada (C), com forças ortopédico-ortodônticas. As forças exclusivamente ortodônticas apresentaram a mesma distribuição de deslocamento e valores proporcionalmente menores. As áreas mais próximas ao azul representam áreas de contração e as mais próximas ao vermelho representam áreas de expansão.

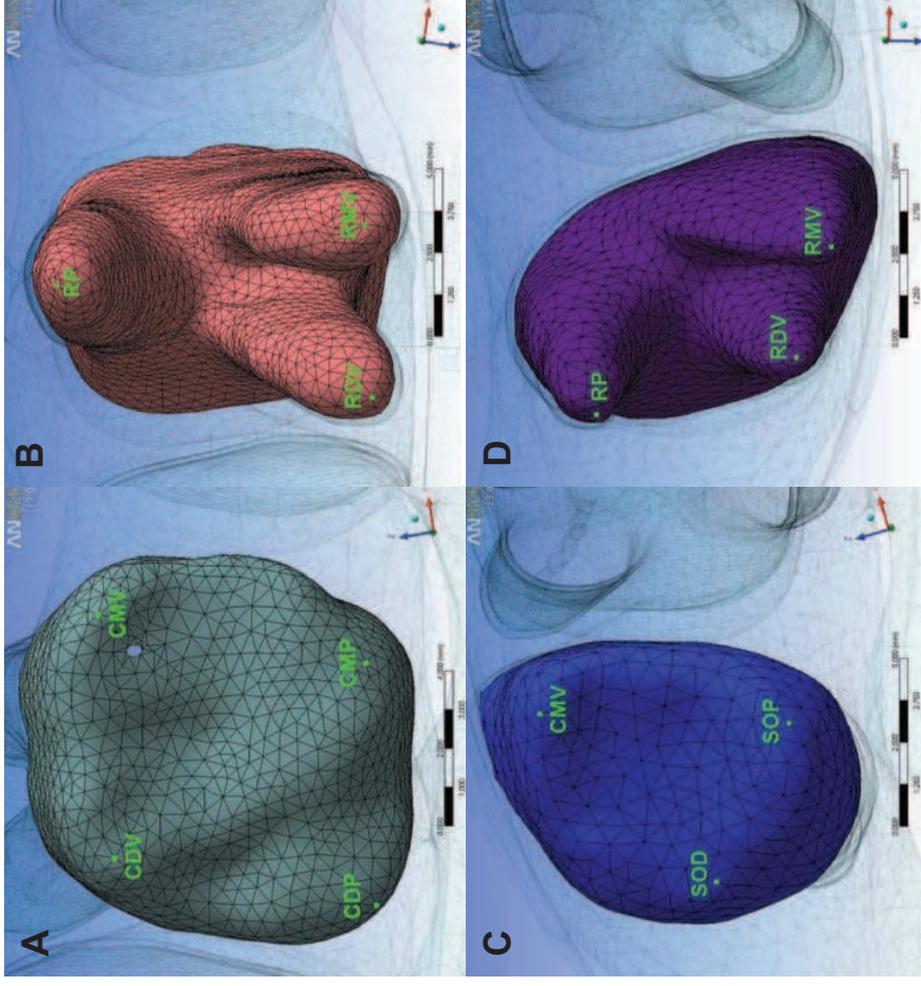


Figura 5. Pontos demarcados nas coroas e nas raízes do primeiro (A e B) e do segundo molar (C e D).

TABELAS

Tabela 1. Propriedades dos dentes e dos ossos utilizados no modelo

Material	Módulo de Young (MPa)	Coefficiente de Poisson
Esmalte	84100 ^a	0,20 ^a
Dentina	18600 ^a	0,31 ^a
Ossos cortical	13800 ^a	0,26 ^a
Ossos trabecular	345 ^a	0,31 ^a
Polpa	2 ^b	0,45 ^b
Aço inoxidável	200000 ^c	0,30 ^c

^a: Jones et al.¹⁵; ^b: Qian et al.¹⁹; ^c: Kojima e Fukui.²²

Tabela 2. Deslocamento do primeiro e do segundo molar, nos três planos de espaço, de acordo com a puxada e a magnitude de força aplicada

DENTE	PONTOS	EIXO	DESLOCAMENTO (x 10 ⁻³ mm)					
			BAIXA		ALTA		COMBINADA	
			450gf	200gf	500gf	200gf	150gf/150gf	100gf/100gf
PRIMEIRO MOLAR	COROA CMV	x	-0,3563	-0,1582	-0,0827	-0,0330	-0,1366	-0,0911
		y	0,3004	0,1335	0,5167	0,2066	0,2570	0,1713
		z	1,5992	0,7103	1,4753	0,5898	0,9629	0,6418
	CDV	x	-0,4943	-0,2195	-0,1578	-0,0631	-0,2033	-0,1355
		y	-0,0125	-0,0055	0,2696	0,1079	0,0815	0,0544
		z	0,4791	0,2130	0,6867	0,2748	0,3659	0,2440
	CMP	x	0,4528	0,2007	0,5076	0,2027	0,3009	0,2004
		y	-0,1989	-0,0884	-0,0808	-0,0323	-0,0871	-0,0581
		z	1,1112	0,4936	1,0832	0,4331	0,6874	0,4582
	CDP	x	0,3127	0,1385	0,4004	0,1598	0,2236	0,1489
		y	-0,2456	-0,1090	-0,1718	-0,0686	-0,1305	-0,0870
		z	0,2066	0,0921	0,3934	0,1576	0,1886	0,1259
	RAIZ RMV	x	-0,3529	-0,1566	-0,2535	-0,1012	-0,1897	-0,1264
		y	0,3132	0,1392	0,5190	0,2076	0,2616	0,1744
		z	-0,0618	-0,0275	-0,1689	-0,0676	-0,0727	-0,0485
	RDV	x	-0,3348	-0,1490	-0,3785	-0,1516	-0,2238	-0,1493
		y	0,1648	0,0732	0,2564	0,1025	0,1323	0,0882
		z	0,0102	0,0045	-0,0099	-0,0040	0,0000	-0,0000
	RP	x	-0,1809	-0,0801	-0,1218	-0,0486	-0,0946	-0,0630
		y	-0,1643	-0,0730	-0,0611	-0,0244	-0,0702	-0,0468
		z	-0,0751	-0,0333	-0,1288	-0,0515	-0,0641	-0,0427
SEGUNDO MOLAR	COROA CMV	x	-0,3817	-0,1696	-0,1041	-0,0416	-0,1514	-0,1009
		y	-0,0696	-0,0309	0,1015	0,0407	0,0106	0,0071
		z	0,0843	0,0377	0,2831	0,1134	0,1158	0,0773
	SOD	x	-0,2720	-0,1208	-0,0520	-0,0208	-0,1009	-0,0672
		y	0,0289	0,0129	0,0588	0,0235	0,0276	0,0184
		z	-0,1529	-0,0680	0,0610	0,0244	-0,0281	-0,0187
	SOP	x	-0,0768	-0,0338	0,1300	0,0522	0,0173	0,0116
		y	-0,0381	-0,0169	-0,0283	-0,0113	-0,0207	-0,0138
		z	-0,0214	-0,0094	0,1964	0,0787	0,0555	0,0371
	RAIZ RMV	x	-0,0434	-0,0193	-0,0856	-0,0343	-0,0406	-0,0271
		y	-0,0119	-0,0052	0,0722	0,0289	0,0192	0,0128
		z	0,0076	0,0034	-0,0001	-0,0000	0,0021	0,0014
	RDV	x	-0,0486	-0,0216	-0,0654	-0,0262	-0,0358	-0,0239
		y	0,0092	0,0041	0,0791	0,0317	0,0279	0,0186
		z	-0,0089	-0,0040	-0,0244	-0,0098	-0,0105	-0,0070
	RP	x	-0,0161	-0,0072	-0,0192	-0,0077	-0,0111	-0,0074
		y	-0,0044	-0,0020	-0,0106	-0,0043	-0,0047	-0,0031
		z	-0,0223	-0,0100	-0,0320	-0,0128	-0,0171	-0,0114

TERMO DE CESSÃO DE DIREITOS AUTORAIS

Os autores abaixo assinados transferem todos seus direitos autorais do trabalho “Análise de elementos finitos do deslocamento dentário provocado pelo aparelho extrabucal” à *American Association of Orthodontists* na hipótese do trabalho ser publicado. Os autores abaixo-assinados garantem que o artigo é original, não viola qualquer direito autoral ou outro direito de propriedade de qualquer terceiro, não foi submetido à avaliação de outro periódico, não foi publicado anteriormente, e inclui qualquer produto que possa derivar do jornal em que foi publicado, seja impresso ou em meio eletrônico. Nós assinamos e aceitamos a responsabilidade por ceder este material.

Ivan Toshio Maruo

Orlando Tanaka

DECLARAÇÃO DE CONFLITO DE INTERESSES

Os autores declaram que o trabalho “Análise de elementos finitos do deslocamento dentário provocado pelo aparelho extrabucal” não possui nenhuma associação com instituição comercial que possa implicar em conflito de interesses, tais como: propriedade, ações, fundos subscritos e atividades de consultoria, ou situações de discussão de licença de patentes.

Ivan Toshio Maruo

Orlando Tanaka

ARTIGO 3

PÁGINA TÍTULO**O APARELHO EXTRABUCAL E AS TENSÕES NAS RAÍZES E NO LIGAMENTO PERIODONTAL DOS MOLARES: UMA ANÁLISE POR MEIO DE ELEMENTOS FINITOS****AUTORES:****IVAN TOSHIO MARUO**

Cirurgião-Dentista, Universidade Federal do Paraná (UFPR)

Mestre e Doutorando em Odontologia, Área de Concentração em Ortodontia, Pontifícia Universidade Católica do Paraná (PUCPR)

ORLANDO TANAKA

Professor Titular do Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Área de Concentração em Ortodontia, Pontifícia Universidade Católica do Paraná (PUCPR)

Autor responsável pela correspondência

ORLANDO TANAKA

Doutorado em Odontologia – Área de Concentração em Ortodontia

Pontifícia Universidade Católica do Paraná

Endereço: Rua Imaculada Conceição, 1155 – Bairro Prado Velho

CEP 80215-901 Curitiba – Paraná

Brasil

Telefone: 55-41-3271-1637

Fax: 55-41-3271-1405

E-mail: tanaka.o@pucpr.br

O APARELHO EXTRABUCAL E AS TENSÕES NAS RAÍZES E NO LIGAMENTO PERIODONTAL DOS MOLARES: UMA ANÁLISE POR MEIO DE ELEMENTOS FINITOS

RESUMO

Introdução: O presente trabalho objetivou, por meio de Análise de Elementos Finitos, simular a ação do aparelho extrabucal (AEB), para avaliar a distribuição de tensões no ligamento periodontal (LPD) e nas raízes do primeiro (1M) e do segundo molar (2M). **Métodos:** Fatias tomográficas de uma maxila humana com dentição permanente foram processadas e a malha foi convertida em curvas NURBS. Um arco facial de AEB foi também modelado. Dentes e ossos foram considerados como tendo comportamento linearmente elástico, enquanto o LPD foi considerado como tendo comportamento não-linear. Os dados sobre ponto de aplicação, direção e magnitude das forças foram obtidos da literatura e de um paciente que utilizava um AEB. **Resultados:** No 1M e no 2M, o LPD teve as mesmas distribuições e as raízes tiveram distribuições opostas, e as intensidades das tensões no LPD foram menores que as tensões nas raízes. As áreas de maior compressão do 1M foram localizadas na face vestibular da raiz méso-vestibular, e do 2M, na face distal da raiz disto-vestibular e na face mesial da raiz palatina, ambas estendendo-se pelo seu terço cervical. **Conclusões:** Com o uso do AEB, considerando o 1M e o 2M: no LPD, prevalecem as áreas submetidas somente à compressão ou à tração; nas raízes, predominam as áreas que são submetidas tanto à compressão quanto à tração; o LPD é submetido a menores tensões que as raízes; e os ápices não estão submetidos às maiores compressões.

THE HEADGEAR APPLIANCE AND THE STRESS DISTRIBUTION IN THE MOLARS ROOTS AND PERIODONTAL LIGAMENT: A FINITE ELEMENT ANALYSIS

ABSTRACT

Introduction: This study aimed to evaluate, through the Finite Element Analysis, periodontal ligament (PDL) and roots stress distribution in first (1M) and second molars (2M) caused by the headgear (HG) utilization. **Methods:** Tomographic slices of a complete permanent dentition human maxilla were processed and the mesh was converted to NURBS curves. A HG facial bow was also reconstructed. Teeth and bone were considered to have linear behavior, whereas PDL was considered to have non-linear behavior. Data about application point, direction and magnitude of forces were obtained from the literature and from a patient who was treated with HG. **Results:** In 1M and 2M, PDL presented same stress distributions and roots presented opposite distributions, and PDL stresses were lower than the roots ones. 1M greatest compression areas were at mesio-buccal root buccal surface, and 2M ones were at disto-buccal root distal surface and at palatine root mesial surface, all at cervical third level. **Conclusions:** With HG utilization, considering 1M and 2M: in PDL, areas submitted to both compression and tension are prevalent; in roots, areas submitted to either compression or tension are prevalent; PDL is submitted to lower stresses than roots; and roots apices are not submitted to the greatest stresses.

INTRODUÇÃO

A maloclusão Classe II, divisão 1, de Angle está presente em 16,2%¹ a 24,1%² da população. Mesmo com o surgimento dos distalizadores dentários e dos dispositivos temporários de ancoragem esquelética, para o tratamento de pacientes Classe II em crescimento, o aparelho extrabucal (AEB) continua sendo modalidade de tratamento indicada.³ O AEB promove correção da relação molar, redução do *overjet* e da discrepância maxilo-mandibular, além de crescimento mandibular estável,⁴ sendo mais efetivo que os aparelhos funcionais.⁵

O AEB pode ser usado com as puxadas baixa (ou cervical),^{6,7} alta (ou parietal)⁸ e combinada (cervical e parietal).⁹

A magnitude da força aplicada ao AEB para restringir o crescimento maxilar baseia-se no princípio de que, quando uma força é aplicada aos dentes, somente uma pequena fração da pressão no ligamento periodontal é transmitida às suturas, porque a área das suturas é muito maior. Assim, forças de menor magnitude (“leves”) causam efeitos exclusivamente ortodônticos e forças de maior magnitude (“pesadas”) promovem efeitos ortopédico-ortodônticos.¹⁰

Ocorre, porém, que enquanto forças leves promovem a movimentação dentária, forças pesadas podem promover necrose dos vasos sangüíneos, hialinização do ligamento periodontal, reabsorção óssea solapante e reabsorção radicular.¹¹

Segundo Proffit et al.,¹⁰ a aplicação de 250gf a 500gf por lado no AEB é considerada ótima para restringir o crescimento da maxila. Mas uma vez que foi constatado que molares podem ser distalizados com 200gf,^{12,13} as forças “ortopédico-ortodônticas ótimas” podem ser consideradas pesadas para os dentes. Assim, surge a pergunta se a utilização de forças ortopédico-ortodônticas no AEB favorece a reabsorção radicular dos dentes.

Na avaliação da reabsorção radicular, a Análise de Elementos Finitos (AEF) permite avaliar a distribuição e a magnitude das tensões nos dentes, no ligamento periodontal (LPD) e nos ossos, sob diferentes regimes de força,¹⁴ o que é muito difícil de avaliar em estudos experimentais encontrados na literatura.¹⁵

Basicamente, a AEF consiste em simular graficamente um objeto a ser estudado. Este objeto é transformado em uma “malha”, que define a geometria do

corpo. Esta malha é dividida em certo número de sub-unidades chamadas “elementos”, que são conectadas a um finito número de pontos chamados “nós”, por meio de um processo de “discretização”. Por fim, computa-se a propriedade do material correspondente a cada elemento constituinte, e obtém-se um modelo matemático da provável resposta física do objeto a determinada carga.¹⁶

Jeon et al.,¹⁷ utilizando a AEF e simulando a aplicação de uma força distal em um molar, verificaram que a forma e a dureza da raiz fizeram a distribuição das tensões variar com diferentes cargas. Assim, uma vez que a ação do AEB ocorre nos três planos de espaço, é interessante observar se diferentes forças em diferentes direções alterariam o local de concentração das tensões.

O objetivo do presente trabalho é, através da AEF, simular a ação do AEB de puxadas baixa, alta e combinada, com forças ortopédico-ortodônticas e exclusivamente ortodônticas, para avaliar, em três dimensões, a distribuição de tensões no ligamento periodontal e nas raízes do primeiro e do segundo molar.

MATERIAL E MÉTODOS

Modelagem dos dentes e da maxila

A presente pesquisa teve seu projeto apresentado e aprovado no Comitê de Ética em Pesquisa da Pontifícia Universidade Católica do Paraná (CEP-PUCPR). Obteve-se, no Departamento de Anatomia da Pontifícia Universidade Católica do Paraná, um crânio adulto seco humano, com a dentição permanente completa (exceto pela ausência dos terceiros molares) e ausência de restaurações e de cáries. Para a obtenção da geometria, a região da maxila abaixo do plano palatino e à frente da fossa ptérido-palatina deste crânio foi precisamente reconstruída baseando-se em imagens tomográficas obtidas por meio de um tomógrafo computadorizado de feixe cônico (Classic i-CAT[®], Imaging Sciences, Hatfield, Pa), operado a 120kVp, 0,5 mm de tamanho de ponto focal nominal, 14 bits de gama dinâmica de escala de cinzas, 0,4 mm de tamanho de voxel, produzindo uma pilha de 256 fatias com 0,25 mm de espessura convertidos em arquivos exportáveis em formato DICOM.

As fatias tomográficas foram processadas utilizando-se de uma tecnologia digital para determinação de limites das camadas do osso cortical e trabecular, esmalte, dentina e polpa. Estes limites foram utilizados para gerar a geometria 3D com o programa comercial de desenho assistido por computador (Simpleware[®], Innovation Centre, Exeter, United Kingdom). O sólido gerado, composto pela malha geométrica de tetraedros, foi exportado em formato de arquivo STL (Stereolithography CAD) para o programa Solidworks[®] (Dessault Systèmes Solidworks Corp., Concord, Ma) com o objetivo de converter a malha geométrica de tetraedros em NURBS bilineares (*non-uniform rational B-spline*). Esta conversão permitiu maior manipulação e controle das curvas ou superfícies geradas e, conseqüentemente, maior versatilidade na representação futura de malhas complexas de elementos finitos.

Este arquivo foi exportado para o ANSYS[®] v. 12.1 (Swanson Analysis System Inc., Canonsburg, PA), programa de resolução numérica da AEF. Um aspecto particular na modelagem de estruturas biológicas tais como os dentes e os ossos é uma aproximação apropriada da complexa geometria envolvida na captura de gradientes de tensões e compressões. Neste estudo, sobre a geometria do modelo,

foi gerada uma malha composta de elementos de alta ordem, tridimensionais tetraédricos de 10 nós, com interpolação quadrática dos deslocamentos. O formato quadrático permitiu a captura de superfícies curvas complexas no modelo e forneceu melhor precisão na modelagem.

Cada dente foi dividido em: polpa, dentina e esmalte; e o osso alveolar de suporte em camadas de: osso cortical e osso trabecular. O espaço uniforme de 0,25mm entre as raízes e a superfície do alvéolo dentário foi considerado como a espessura do ligamento periodontal (LPD).¹⁴

Os dentes e os ossos foram considerados como tendo comportamento homogêneo, isotrópico e linearmente elástico, com módulo de Young e coeficiente de Poisson específicos (Tabela 1, página 98). A polpa dos dentes foi desconsiderada no momento da solução do sistema de equações, devido à sua rigidez irrelevante perante os demais componentes do modelo.¹⁸

Os Centros de Resistência dos primeiro e segundo molares foram considerados como a trifurcação das raízes, e dos demais dentes como a distância do ápice do dente até o início da crista alveolar multiplicada por 0,4.^{19,20}

Para representar o comportamento mecânico tipicamente não-linear, anisotrópico e tempo-dependente do LPD, foi utilizado o modelo constitutivo desenvolvido por Natali et al.,²¹ que caracteriza os tecidos conjuntivos.

Modelagem do AEB

Por meio do programa Solidworks[®], para maior aproximação com a realidade e padronização, um arco facial de AEB (Morelli[®] Ortodontia Ltda, Sorocaba, São Paulo, Brazil) foi modelado, mantendo suas configurações. Assim, o ângulo formado entre o arco interno (com diâmetro de 0,045”) e externo (com diâmetro de 0,071”) nas distais da solda de conexão foi de 60,0°, e a distância transversal entre eles foi de 39mm na região do Centro de Resistência do primeiro molar (Figura 1, página 89).

Adaptou-se passivamente o arco interno à arcada dentária, conectando-o ao primeiro molar por um tubo metálico (com diâmetro de 0,045” e paredes com 0,5mm de espessura) unido ao dente por meio de uma barra metálica medindo 4mm x 2mm

x 2mm, na posição em que se localiza o tubo do AEB numa banda (Unitek®, Monrovia, CA) (Figura 1, página 89). As extremidades do arco externo foram ajustadas para terminarem na altura do Centro de Resistência do primeiro molar e as partes do arco facial em que se prendem os elásticos foram desconsideradas por serem matematicamente desnecessárias (Figura 1, página 89).

Esta modelagem foi exportada para o programa ANSYS® v. 12.1. Como o arco facial e os componentes das bandas são compostos por aço inoxidável 18/8,²² o módulo de Young foi de 200GPa e o coeficiente de Poison foi de 0,3.²³

Direção e sentido das forças aplicadas ao AEB

Não foram encontradas na literatura, referências das angulações das diferentes puxadas nos três planos de espaço. Outros trabalhos que estudaram os efeitos do AEB de diferentes puxadas através da AEF^{24,25,26,27,28} utilizaram uma única força de mesial para distal na face vestibular do primeiro molar e nenhum deles apresentou as angulações das forças no plano transversal. Assim, foi necessária uma referência clínica para o cálculo da direção das forças.

Desta forma, na Clínica de Ortodontia do Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Paraná, foi selecionada uma paciente em tratamento com o AEB de puxada combinada. Ela tinha 11 anos e 5 meses, apresentava maloclusão Classe II, divisão 1, de Angle, em dentição permanente, e possuía padrão dolicofacial ($FMA=31,0^\circ$) e Classe I esquelética ($ANB=1,5^\circ$).

Seguindo critérios éticos e de precisão para determinar a direção e o sentido das forças do AEB, após o consentimento da paciente e dos pais, foram feitas fotografias axiais e de perfil com a paciente mordendo uma espátula de madeira, usando somente o AEB de puxada baixa, somente o AEB de puxada alta e o AEB de puxada combinada.

Nestas fotografias, a espátula de madeira serviu como referência para o traçado do plano oclusal (nas fotografias de perfil) e da linha mediana óssea (nas fotografias axiais), e o elástico que unia a tala ao arco facial foi traçado como sendo

a puxada. Por meio da ferramenta “*Angular Dimension*” do programa CorelDRAW X5[®] versão 15.0.0.489 (Corel Corp., Ottawa, Canadá), a angulação das puxadas em relação ao plano oclusal e à linha mediana óssea foi mensurada em cada puxada, sendo respectivamente de: puxada baixa- 11,25° e 8,34°; puxada alta- 150,19° e 12,90°; e puxada combinada- baixa- 15,80° e 11,37° e alta- 118,80° e 12,44°.

Intensidade das forças aplicadas ao AEB

Na simulação das forças ortopédico-ortodônticas, foram utilizadas as forças aplicadas em ensaios clínicos com amostras de pacientes em crescimento, que apresentavam Classe II esquelética e dentária. Assim, em cada lado: na puxada baixa, foram utilizadas 450gf;⁷ na puxada alta, foram utilizadas 500gf;⁸ e, na puxada combinada, utilizaram-se 150gf na puxada baixa associadas a 150gf na puxada alta.⁹

Na simulação das forças exclusivamente ortodônticas, foi utilizada a força necessária para distalizar um primeiro molar em paciente adulto,^{12,13} ou seja, de cada lado: 200gf nas puxadas baixa e alta; e, na puxada combinada, 100gf na puxada baixa associada a 100gf na puxada alta.

Uma vez que o programa ANSYS[®] v. 13.0 trabalha com a unidade “N”, as forças estudadas foram convertidas de “gf” para “N”. Assim, como $1 \text{ gf} = 9.80665 \times 10^{-3} \text{ N}$, $450\text{gf} = 4,4130\text{N}$; $500\text{gf} = 4,9033\text{N}$; $150\text{gf} = 1,4710\text{N}$; $200\text{gf} = 1,9613\text{N}$; $100\text{gf} = 0,9807\text{N}$.

Análise dos dados

Com todos estes dados, foram definidos dois eixos: um “eixo global”, em que os eixos “x” e “y” representam os planos ântero-posterior e vertical, bem como os eixos “x” e “z” representam o plano transversal; e um “eixo local”, com as mesmas características do eixo global, mas como o eixo “x” coincidente ao plano oclusal (Figura 1, página 89).

A partir destes referenciais, foi calculada, nas diferentes puxadas e magnitudes, a distribuição das tensões mínimas, intermediárias e máximas, nas raízes e no LPD do primeiro e do segundo molar.

RESULTADOS

MODELO FINAL

O modelo final (maxila, dentes superiores, ligamento periodontal, tubo de banda e AEB) foi composto de 434.046 elementos e 578.971 nós (Figura 1, página 89).

TENSÕES NO PRIMEIRO MOLAR

Distribuição das tensões

A distribuição de tensões mínima, intermediária e máxima, no LPD e nas raízes do primeiro molar, nas puxadas baixa, alta e combinada, com forças ortopédico-ortodônticas é mostrada na Figura 2 (páginas 90, 91, 92). Quando se reduziram as forças para exclusivamente ortodônticas, houve distribuição de tensões similar e os valores reduziram de maneira proporcional. Somente é ilustrada a face externa do ligamento periodontal, porque sua face interna possui distribuição de tensões similar.

Como pode ser observado na Figura 2 (páginas 90, 91, 92), independente da puxada e da magnitude de forças aplicadas, o LPD apresentou predominantemente a mesma distribuição de compressões e de trações nas tensões mínimas, intermediárias e máximas, enquanto as raízes apresentaram, prevalentemente, distribuição de trações e de compressões opostas, considerando-se as três tensões principais.

Tensões no LPD

Nas puxadas e nas forças aplicadas neste estudo, ao se considerar o LPD, independentemente da tensão principal analisada, as áreas de compressão se localizaram prevalentemente nas partes vestibulares e apicais das raízes vestibulares, bem como no terço cervical da face vestibular e no terço apical da face palatina da raiz palatina. As áreas de maior compressão foram localizadas na face vestibular da raiz méso-vestibular, estendendo-se pelo seu terço cervical. As áreas de tração foram concentradas nas faces mesial e palatina das raízes.

Enquanto o LPD adjacente ao ápice da raiz palatina sofreu tração e compressão na puxada alta, e tração nas puxadas alta e combinada, o LPD adjacente aos ápices das raízes vestibulares foram submetidos à compressão, mas de menor intensidade, considerando-se as demais tensões, nas três puxadas.

Tensões nas raízes

Considerando-se as raízes, prevaleceram os pontos que na tensão mínima foram submetidos à compressão; na tensão intermediária foram submetidos a menores compressões e trações; e, na tensão máxima, foram submetidos à tração. O ápice da raiz disto-vestibular seguiu esta tendência. Fora desta predominância, o ápice da raiz palatina foi submetido a menores compressões e trações, independente da tensão principal avaliada. As três puxadas diferenciaram-se no comportamento das tensões no ápice da raiz méso-vestibular: na puxada baixa, a maior parte desta região teve o mesmo comportamento da raiz palatina; na puxada alta, menor área desta região foi submetida a menores compressões e trações, e a maior parte esteve ora em compressão, ora em tração; e, na puxada combinada, a parte distal desta região teve este comportamento, mas a região mesial esteve ora em compressão, ora em tração.

Quantificação das tensões

Os limites inferior e superior, a média e o desvio-padrão das maiores compressões e trações (limites inferior e superior das áreas mais vermelha e mais azul), no LPD e nas raízes do primeiro molar, são mostrados nas Tabelas 2 (página 98) e 3 (página 99), respectivamente.

Conforme pode ser analisado na Tabela 4 (página 99), ao se analisarem as tensões principais, independentemente das puxadas e das forças aplicadas, o LPD foi submetido a 0,5% até 5,8% das tensões das raízes. Quando se diminuíram as forças de ortopédico-ortodônticas para exclusivamente ortodônticas, as porcentagens praticamente se mantiveram.

Considerando-se as tensões principais, tanto no LPD quanto nas raízes (Tabela 2, página 98 e Tabela 3, página 99), ao se compararem os limites superior e

inferior das maiores compressões e das maiores trações, bem como a média das maiores trações e das maiores compressões, observou-se que prevalentemente a puxada baixa promoveu valores maiores, seguida pela puxada alta e, por fim, pela puxada combinada.

Saindo desta prevalência, nos limites inferiores e nas médias das maiores compressões e das maiores trações da tensão máxima do LPD, e nos limites inferiores, nos limites superiores e nas médias das maiores trações nas tensões principais mínima e intermediária, bem como no limite inferior, no limite superior e na média das maiores compressões da tensão máxima das raízes, teve-se em ordem decrescente de tensões: puxada baixa, puxada combinada e puxada alta.

TENSÕES NO SEGUNDO MOLAR

Distribuição das tensões

A distribuição de tensões mínima, intermediária e máxima, no LPD e nas raízes do segundo molar, nas puxadas baixa, alta e combinada, com forças ortopédico-ortodônticas é mostrada na Figura 3 (páginas 93, 94, 95). Quando se reduziram as forças para exclusivamente ortodônticas, houve distribuição de tensões similar e os valores reduziram de maneira proporcional. Somente é ilustrada a face externa do ligamento periodontal, porque sua face interna possui distribuição de tensões similar.

Como pode ser observado na Figura 3 (páginas 93, 94, 95), independente da puxada e da magnitude de forças aplicadas, o LPD apresentou predominantemente a mesma distribuição de compressões e de trações nas tensões mínimas, intermediárias e máximas, enquanto que as raízes apresentaram, prevalentemente, distribuição de trações e de compressões opostas, considerando-se as três tensões principais.

Tensões no LPD

Nas puxadas e nas forças aplicadas neste estudo, ao se considerar o LPD, independentemente da tensão principal analisada, as compressões foram concentradas nas áreas cervical, vestibular e distal; e as tensões de tração foram

concentradas nas faces mesial e palatina das raízes. As áreas de maior compressão foram localizadas na face distal da raiz disto-vestibular e na face mesial da raiz palatina, ambas estendendo-se pelo terço cervical.

Nas puxadas baixa e combinada, o LPD adjacente às faces vestibular e mesial das raízes vestibulares, e distal da raiz palatina foi submetido a tensões de tração, enquanto a face distal e palatina da raiz disto-vestibular e a face palatina da raiz palatina foram submetidas a tensões de compressão. As demais áreas das raízes, inclusive os ápices, foram submetidas a tensões de compressão de menor intensidade, considerando as demais tensões.

Na puxada alta, o LPD adjacente à face vestibular da raiz disto-vestibular, bem como a região cervical da face palatina da raiz palatina, foram submetidas a tensões de tração, enquanto as faces distal e palatina da raiz disto-vestibular, a face palatina da raiz palatina, bem com os ápices das raízes vestibulares foram submetidos a tensões de compressão. O ápice da raiz palatina foi submetido a tensões de compressão de menor intensidade, considerando as demais tensões.

Tensões nas raízes

Considerando-se as raízes, inclusive seus ápices, prevaleceram os pontos que na tensão mínima foram submetidos à compressão; na tensão intermediária foram submetidos a menores compressões e trações; e, na tensão máxima, foram submetidos à tração, independentemente da puxada e da magnitude de força aplicada.

Quantificação das tensões

Os limites inferior e superior, a média e o desvio-padrão das maiores compressões e trações (limites inferior e superior das áreas mais vermelha e mais azul), no LPD e nas raízes do segundo molar, são mostrados nas Tabelas 5 (página 100) e 6 (página 101), respectivamente.

Conforme pode ser analisado na Tabela 7 (página 101), ao se analisarem as tensões principais, independentemente das puxadas e das forças aplicadas, o LPD foi submetido a 0,5% até 6,7% das tensões das raízes. Quando se diminuíram as

forças de ortopédico-ortodônticas para exclusivamente ortodônticas, as porcentagens praticamente se mantiveram.

Considerando-se as tensões principais no LPD (Tabela 5, página 100), ao se compararem os limites superior e inferior das maiores compressões e das maiores trações, bem como a média das maiores trações e das maiores compressões, observa-se que a puxada baixa promoveu valores maiores, seguida pela puxada combinada e pela puxada alta.

Por outro lado, considerando-se as tensões principais nas raízes (Tabela 6, página 101), ao se compararem os limites superior e inferior das maiores compressões e das maiores trações, bem como a média das maiores trações e das maiores compressões, observou-se, prevalentemente, em ordem decrescente de tensões: puxada baixa, puxada alta e puxada combinada.

Nos limites inferior e superior e na média das maiores compressões da tensão intermediária e no limite superior e na média das maiores compressões da tensão máxima das raízes, tem-se em ordem decrescente de tensões: puxada alta, puxada baixa, puxada combinada.

COMPARAÇÃO ENTRE AS TENSÕES DO PRIMEIRO E DO SEGUNDO MOLAR

Quando se compararam as tensões do primeiro e do segundo molar, observou-se que, no LPD, o segundo foi submetido a 9,3% até 31,5% das tensões do primeiro e, nas raízes, o segundo foi submetido a 10,6% até 45,9% (Tabela 8, página 102).

DISCUSSÃO

Metodologia

A utilização da AEF para o estudo dos fenômenos dentários iniciou-se com Tanne et al.²⁹ No estudo do AEB com esta metodologia, as pesquisas enfocaram seus efeitos esqueléticos modelando os ossos e o primeiro molar,^{24,25,26,27} simplificaram as direções das forças.^{24,25,26,27,28} ou adotaram um comportamento isotrópico linear elástico para o LPD.³⁰ A presente pesquisa procurou superar estas limitações, modelando a maxila e seus dentes, modelando o AEB e respeitando o comportamento visco-elástico do ligamento periodontal.

Visando a desenvolver um modelo com resolução superior ao de Reimann et al.,²⁸ com 150.000 elementos, foram utilizadas fatias de uma Tomografia Computadorizada para modelar os dentes e a maxila. Adicionalmente, ao se converter a malha de tetraedros em curvas NURBS, obteve-se maior controle das curvas ou superfícies geradas e, conseqüentemente, maior versatilidade na representação de malhas complexas de elementos finitos. Isto permitiu um modelo final com alta resolução, composto de 434.046 elementos e de 578.971 nós.

Quanto à determinação da direção e do sentido das forças do AEB, uma tomografia computadorizada de um crânio com bandas nos primeiros molares e o arco facial não teria a nitidez necessária para construir um modelo. Desta forma, foi selecionada uma paciente em tratamento com AEB de puxada combinada. Não foram realizadas telerradiografias axiais e de perfil, porque apesar da maior precisão das mensurações, exporiam a paciente a doses desnecessárias de radiação. Após o consentimento da paciente e dos pais, foram feitas fotografias axiais e de perfil com a paciente mordendo uma espátula de madeira, usando somente o AEB de puxada baixa, somente o AEB de puxada alta e o AEB de puxada combinada.

O LPD possui comportamento não-linear,³¹ mas muitas vezes lhe são atribuídas propriedades mecânicas lineares.¹⁴ O comportamento linear ou não-linear do LPD altera os valores das tensões encontradas em AEF.¹⁴ Por esta razão, para representar o comportamento mecânico tipicamente não-linear, anisotrópico e tempo-dependente do LPD, a presente pesquisa adotou os critérios de Natali et al.,²¹ que desenvolveram um modelo constitutivo considerando o fluxo de fluidos e o arranjo interno das fibras de colágeno e elastina do LPD.

Além disso, para analisar o ambiente mecânico e o risco de reabsorção radicular das raízes dos molares quando submetidos à força do AEB, analisaram-se as tensões no LPD e nas raízes do primeiro e do segundo molar. Este critério foi usado por Viecilli et al.,³² em dente unirradicular.

Apesar de o ANSYS® disponibilizar o critério de ruptura de von Mises, este não foi utilizado porque é um critério originalmente desenvolvido para metais e seu uso para materiais biológicos (como ossos, LPD e dentes, que são caracterizados por serem materiais porosos, que se comportam de maneira diversa na tração e na compressão) é questionado na literatura.³²

Ao contrário, a presente pesquisa utilizou o critério da análise das tensões principais, que considera que todo corpo é submetido a três tensões: uma de menor intensidade (tensão mínima), uma de maior intensidade (tensão máxima) e uma com intensidade entre elas (tensão intermediária) (Figura 4, página 96). Estas tensões são perpendiculares entre si e podem ser de compressão ou de tração.³²

Tensões no LPD e nas raízes do primeiro e do segundo molar

Ao se analisar a distribuição de tensões, tanto no primeiro quanto no segundo molar, verificou-se que: no LPD prevaleceram os pontos que, nas três tensões principais, ficaram submetidos à compressão em mais de um plano e à tração em mais de um plano; e, nas raízes, prevaleceram os pontos submetidos à compressão em um plano e à tração em outro plano (Figura 5, página 97). Os resultados encontrados nas raízes são compatíveis com Viecilli et al.,³² que analisaram um dente unirradicular e verificaram que: na mesma região do LPD e da raiz, houve compressão em uma estrutura e tensão em outra; em certos pontos, compressão e tração coexistiram; e as magnitudes de compressão e de tração foram diferentes conforme a direção analisada.

Atualmente, há evidência de que a compressão no LPD causa mais reabsorção radicular que a tração, e que a compressão e a tração combinadas.³³ Analisando a distribuição das tensões no LPD e nas raízes do primeiro e do segundo molar (Figura 2, páginas 90, 91 e 92; e Figura 3, páginas 93, 94 e 95), as áreas de maior compressão não estão localizadas nos ápices das raízes.

Considerando os ápices das raízes do primeiro molar (Figura 2, páginas 90, 91 e 92), nas puxadas e nas forças aplicadas neste estudo, no LPD, enquanto o ápice da raiz palatina sofre tração, os ápices das raízes vestibulares estão submetidos à compressão, mas de menor intensidade, considerando-se as demais tensões. Nas raízes, no ápice da raiz disto-vestibular prevalecem os pontos que na tensão mínima foram submetidos à compressão; na tensão intermediária foram submetidos a menores compressões e trações; e, na tensão máxima, foram submetidos à tração. Fora desta predominância, o ápice da raiz palatina foi submetido a menores compressões e trações, independente da tensão principal avaliada. As três puxadas diferenciaram-se no comportamento das tensões no ápice da raiz méso-vestibular: na puxada baixa, a maior parte desta região teve o mesmo comportamento da raiz palatina; na puxada alta, uma menor área desta região foi submetida a menores compressões e trações, e a maior parte esteve ora em compressão e ora em tração; e, na puxada combinada, a parte distal desta região foi submetida a menores compressões e trações, mas a região mesial esteve ora em compressão e ora em tração.

Estes resultados estão em concordância com o estudo de Jeon et al.¹⁷ que, utilizando a AEF e simulando a aplicação de uma força distal em um molar com diferentes relações Momento/Força, verificaram que a maior concentração de tensões estava ao nível da furca, sugerindo que a geometria da raiz do primeiro molar superior o deixa com menor propensão de concentração de tensão apical, em contraste com os dentes anteriores, o que pode o tornar menos suscetível à reabsorção radicular. No mesmo sentido, McNab et al.,³⁴ avaliando a reabsorção radicular dos primeiros molares em radiografias de pacientes que usaram o AEB, considerando as raízes disto e méso-vestibulares, respectivamente, verificaram que 59,3% e 63% não tiveram reabsorção; 33,3% e 26% tiveram leve arredondamento do ápice, 3,7% e 7,3% tiveram reabsorção moderada de até um terço do comprimento da raiz e 3,7% e 3,7% tiveram reabsorção excessiva (além de um terço do comprimento da raiz).

Independentemente da puxada e da magnitude de força aplicada, considerando os ápices do segundo molar (Figura 3, páginas 93, 94 e 95), no LPD, há diferença na concentração de tensões, dependendo da puxada. Nas puxadas baixa e combinada, os ápices estão submetidos a tensões de compressão de menor

intensidade, considerando as demais tensões. Na puxada alta, os ápices das raízes vestibulares estão submetidos a tensões de compressão, enquanto o ápice da raiz palatina está submetido a tensões de tração. Ao se avaliar a distribuição das tensões nas raízes do segundo molar, nas três puxadas, os ápices foram submetidos à compressão na tensão mínima; a menores compressões e trações, na tensão intermediária; e, à tração, na tensão máxima. Assim, da mesma forma que o primeiro molar, os ápices das raízes do segundo molar também não estão submetidos às maiores compressões.

O presente trabalho não utilizou a mesma magnitude de força nas três puxadas, nem manteve a mesma proporção na diminuição de forças de ortopédico-ortodônticas para exclusivamente ortodônticas, uma vez que não se encontrou uma padronização de forças nas pesquisas clínicas.^{7,8,9,12,13} Porém, nas três puxadas, quando se diminuíram as forças de ortopédico-ortodônticas para exclusivamente ortodônticas, a distribuição de tensões continua similar, com os valores diminuindo de maneira proporcional. Assim, constata-se que a distribuição de tensões depende da direção da puxada e não da magnitude de força aplicada.

Valores absolutos das tensões

Observou-se que, independente da puxada e da magnitude da força aplicada, as tensões a que o LPD está submetido são de 0,7% até 5,8% das tensões das raízes no primeiro molar (Tabela 4, página 99) e 0,5% até 6,7% no segundo molar (Tabela 7, página 101).

Quando se comparam as tensões do primeiro e do segundo molar, observa-se que, no LPD, o segundo é submetido a 9,3% até 31,5% das tensões do primeiro e, nas raízes, o segundo é submetido a 10,6% até 45,9% (Tabela 8, página 102). Tal resultado é compatível com a constatação de Reimann et al.²⁸ que, usando o AEB, com o segundo molar, o primeiro se movimenta quase o dobro do segundo; e sem o segundo molar, o primeiro se movimenta 10% a mais do que com ele.

Comparando as puxadas e as forças aplicadas, no primeiro e no segundo molar (Tabela 2, página 98; Tabela 3, página 99; Tabela 5, página 100; e Tabela 6, página 101), tanto no LPD quanto nas raízes, prevalentemente, a puxada baixa promove as maiores tensões e a puxada combinada promove as menores tensões.

Não foi possível fazer nenhuma inferência a respeito dos valores absolutos das tensões, pois não há consenso sobre qual é o valor da força ótima.^{15,35}

Neste sentido, apesar de a teoria ortodôntica afirmar que forças leves movimentariam somente os dentes, enquanto forças pesadas seriam transmitidas aos ossos, Baumrind et al.³⁶ encontraram que forças leves causaram mais efeitos ortopédicos que as forças pesadas; e Holberg et al.²⁷ verificaram, em AEF, que forças de até 1019,72gf de cada lado (ou seja, forças pesadas) provocaram pouco efeito nas suturas do neuro e do víscero-crânio, sugerindo que os efeitos do AEB seriam prevalentemente dentoalveolares.

Os conceitos atuais são de que forças compressivas e de tração pesadas no LPD causam mais reabsorção radicular que forças compressivas e de tração leves.³³ Porém, ainda não há consenso em como as tensões e deformações físicas que ocorrem no LPD, nos dentes e nos ossos se correlacionam a respostas biológicas.³² Sugere-se que os dados encontrados neste estudo possam servir de base para futuras pesquisas que busquem o entendimento de como fatores individuais e doenças sistêmicas, como a asma,³⁷ aumentam a suscetibilidade dos pacientes à reabsorção radicular dos dentes posteriores.

Os resultados do presente estudo devem ser analisados com cautela, levando-se em consideração que é baseado nas reações de apenas um modelo. Variações anatômicas dos dentes e da maxila, bem como as características do AEB utilizado, podem influenciar os valores encontrados.

Por isto, sugere-se que a mesma pesquisa seja realizada em amostra de crânios secos com o primeiro e o segundo molar irrompidos, com diferentes angulações de puxada de AEB e com diferentes magnitudes de força. A partir daí, será possível utilizar ferramentas estatísticas para ajudar na interpretação dos dados obtidos.

CONCLUSÕES

No presente modelo, a simulação da ação do Aparelho Extrabucal utilizada permite concluir que, independentemente da puxada e da magnitude de força aplicada, existiram as seguintes tendências:

- 1) No ligamento periodontal do primeiro e do segundo molar, prevalecem as áreas submetidas à compressão e à tração em mais de um plano;
- 2) Nas raízes do primeiro e do segundo molar, predominam as áreas submetidas à compressão num plano e à tração em outro plano;
- 3) No primeiro e no segundo molar, o ligamento periodontal é submetido a menores tensões que as raízes;
- 4) O segundo molar é submetido a menores tensões que o primeiro molar;
- 5) No ligamento periodontal e nas raízes do primeiro e do segundo molar, os ápices não estão submetidos às maiores compressões;
- 6) Ao se utilizar a mesma puxada, quando se diminuem as forças de ortopédico-ortodônticas para exclusivamente ortodônticas, mantém-se a distribuição e os valores das tensões diminuem de maneira proporcional.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFIAS

1. El-Mangoury NH, Mostafa YA. Epidemiologic panorama of dental occlusion. *Angle Orthodontist* 1990;60:207-214.
2. Borzabadi-Farahani A, Borzabadi-Farahani A, Eslamipour F. Malocclusion and occlusal traits in an urban Iranian population. An epidemiological study of 11- to 14-year-old children. *European Journal of Orthodontics* 2009;31:477-484.
3. Baccetti T, Franchi L, Stahl F. Comparison of 2 comprehensive Class II treatment protocols including the bonded Herbst and headgear appliances: A double-blind study of consecutively treated patients at puberty. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2009;135:698e691-698e610.
4. Keeling SD, Wheeler TT, King GJ, Garvan CW, Cohen DA, Cabassa S et al. Anteroposterior skeletal and dental changes after early Class II treatment with bionators and headgear. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 1998;113:40-50.
5. Wheeler TT, McGorray SP, Dolce C, Taylor MG, King GJ. Effectiveness of early treatment of Class II malocclusion. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2002;121:9-17.
6. Kloehn SJ. Guiding alveolar growth and eruption of teeth to reduce treatment time and produce a more balanced denture and face. *Angle Orthodontist* 1947;17:10-33.
7. Lima-Filho RMA, Lima AL, Ruellas ACdO. Longitudinal study of anteroposterior and vertical maxillary changes in skeletal Class II patients treated with Kloehn cervical headgear. *Angle Orthodontist* 2003;73:187-193.
8. Firouz M, Zernik J, Nanda R. Dental and orthopedic effects of high-pull headgear in treatment of Class II, division 1 malocclusion. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 1992;102:197-205.
9. Tortop T, Yüksel S. Treatment and posttreatment changes with combined headgear therapy. *Angle Orthodontist* 2007;77:857-863.
10. Proffit WR, Fields-Jr. HW, Sarver DM. *Contemporary Orthodontics*. St. Louis: Mosby/Elsevier; 2006.
11. Böhl Mv, Kuijpers-Jagtman AM. Hyalinization during orthodontic tooth movement: a systematic review on tissue reactions. *European Journal of Orthodontics* 2009;31:30-36.
12. Yamada K, Kuroda S, Deguchi T, Takano-Yamamoto T, Yamashiro T. Distal movement of maxillary molars using miniscrew anchorage in the buccal interradicular region. *Angle Orthodontist* 2009;79:78-84.
13. Kinzinger GSM, Gül den N, Yildizhan F, Diedrichd PR. Efficiency of a skeletonized distal jet appliance supported by miniscrew anchorage for noncompliance maxillary molar distalization. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2009;136:578-586.
14. Toms SR, Eberhardt AW. A nonlinear finite element analysis of the periodontal ligament under orthodontic tooth loading. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2003;123:657-665.
15. Ren Y, Maltha JC, Kuijpers-Jagtman AM. Optimum Force Magnitude for Orthodontic Tooth Movement: A Systematic Literature Review. *Angle Orthodontist* 2003;73:86-92.
16. Jones ML, Hickman J, Middleton J, Knox J, Volp C. A validated finite element method study of orthodontic tooth movement in the human subject. *Journal of Orthodontics* 2001;28:29-38.
17. Jeon PD, Turley PK, Moon HB, Ting K. Analysis of stress in the periodontium of the maxillary first molar with a three-dimensional finite element model. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 1999;115:267-274.
18. Qian Y, Fan Y, Liu Z, Zhang M. Numerical simulation of tooth movement in a therapy period. *Clinical Biomechanics* 2008;23:s48-s52.
19. Oosthuizen L, Dijkman JFP, Evans WG. A mechanical appraisal or the Kloehn extraoral assembly. *American Journal of Orthodontics* 1973;43:221-232.
20. Jacobson A. A key to the understanding of extraoral forces. *American Journal of Orthodontics* 1979;75:361-386.

21. Natali AN, Pavan PG, Carniel EL, Dorow C. Viscoelastic response of the periodontal ligament: an experimental-numerical analysis. *Connective Tissue Research* 2004;45:222-230.
22. Grimsdottir MR, Gjerdet NR, Hensten-Pettersen A. Composition and in vitro corrosion of orthodontic appliances. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 1992;101:525-532.
23. Kojima Y, Fukui H. A numerical simulation of tooth movement by wire bending. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2006;130:452-459.
24. Gautam P, Valiathan A, Adhikari R. Craniofacial displacement in response to varying headgear forces evaluated biomechanically with finite element analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2009;135:507-515.
25. Tanne K, Matsubara S, Sakuda M. Stress distributions in the maxillary complex from orthopedic headgear forces. *Angle Orthodontist* 1993;63:111-118.
26. Tanne K, Matsubara S. Association between the direction of orthopedic headgear force and sutural responses in the nasomaxillary complex. *Angle Orthodontist* 1996;66:125-130.
27. Holberg C, Holberg N, Rudzki-Janson I. Sutural strain in orthopedic headgear therapy: a finite element analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2008;134:53-59.
28. Reimann S, Keilig L, Jäger A, Brosh T, Shpinko Y, Vardimon AD et al. Numerical and clinical study of the biomechanical behaviour of teeth under orthodontic loading using a headgear appliance. *Medical Engineering & Physics* 2009;31:539-546.
29. Tanne K, Sakuda M, Burstone CJ. Three-dimensional finite element analysis for stress in the periodontal tissue by orthodontic forces. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 1987;92:499-505.
30. Squeff LR, Ruellas ACO, Penedo ND, Elias CN, Sant'anna EF, Casaccia GR et al. Asymmetric headgear for differential molar movement: a study using finite element analysis. *Journal of Orthodontics* 2009;36:145-151.
31. Toms SR, Lemons JE, Bartolucci AA, Eberhardt AW. Nonlinear stress-strain behavior of periodontal ligament under orthodontic loading. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2002;122:174-179.
32. Vecilli RF, Katona TR, Chen J, Hartsfield-Jr JK, Roberts WE. Three-dimensional mechanical environment of orthodontic tooth movement and root resorption. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2008;133:791e711-791e726.
33. Chan E, Darendeliler MA. Physical properties of root cementum: Part 7. Extent of root resorption under areas of compression and tension. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2006;129:504-510.
34. McNab S, Battistutta D, Taverne A, Symons AL. External Apical Root Resorption Following Orthodontic Treatment. *Angle Orthodontist* 2000;70:227-232.
35. Ren Y, Maltha JC, Hof MAVt, Kuijpers-Jagtman AM. Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: A mathematic model. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 2004;125:71-77.
36. Baumrind S, Korn EL, Isaacson RJ, West EE, Molthen R. Quantitative analysis of the orthodontic and orthopedic effects of maxillary traction. *American Journal of Orthodontics* 1983;84:384-398.
37. McNab S, Battistutta D, Taverne A, Symons AL. External apical root resorption of posterior teeth in asthmatics after orthodontic treatment. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 1999;1116:545-551.

FIGURAS

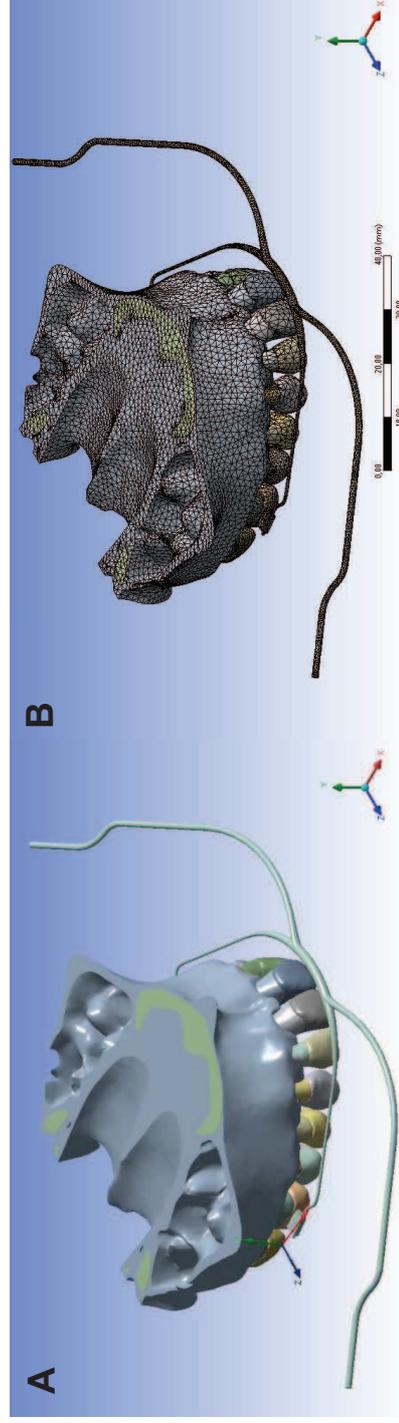


Figura 1. Geometria (A) e malha (B) da maxila e do AEB, eixos de orientação global (fora da maxila) e local (abaixo do segundo molar).

VISÃO APICAL

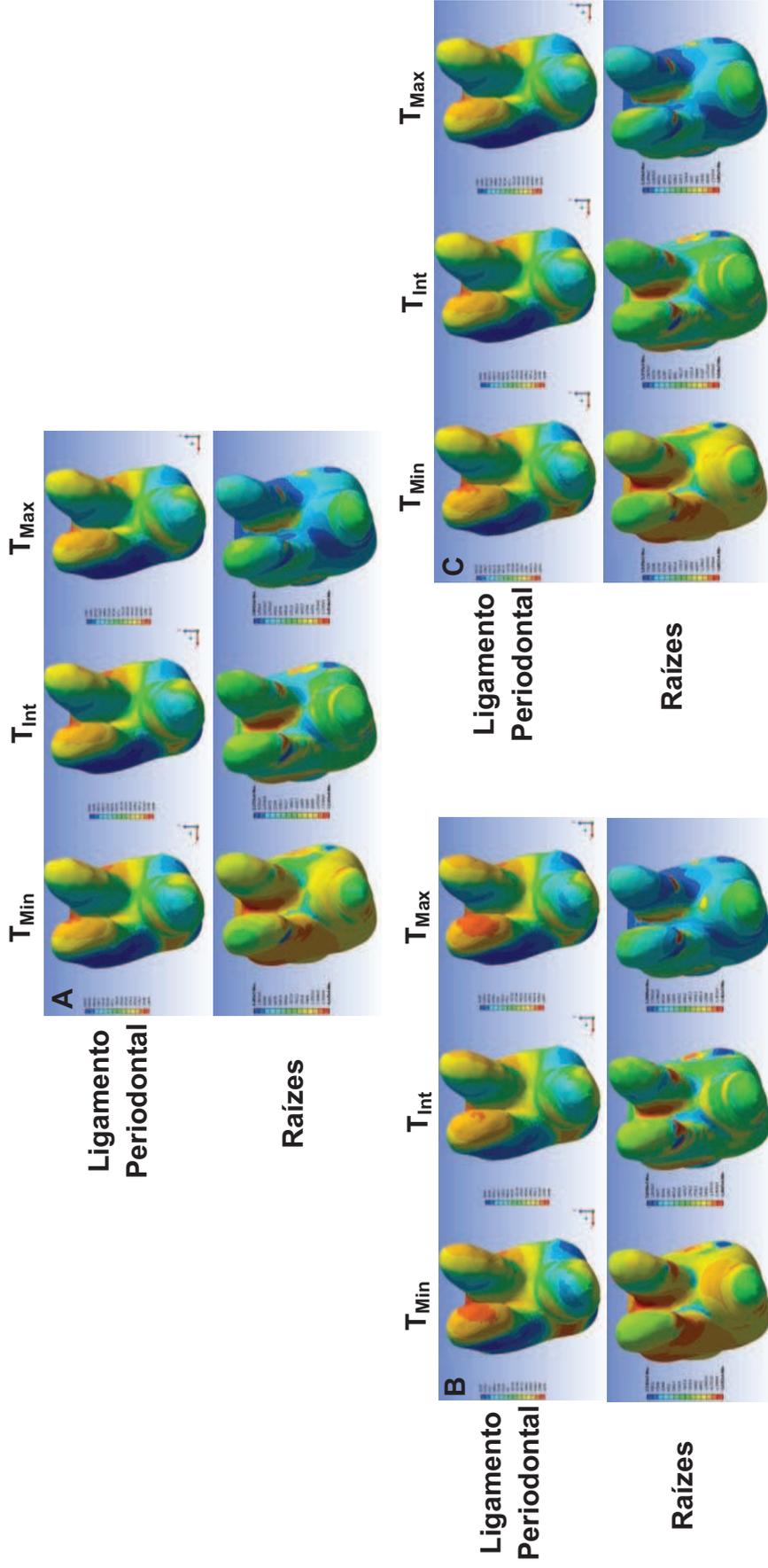


Figura 2. Visão apical, vestibular e palatina da distribuição de tensões mínima, intermediária e máxima, no ligamento periodontal e nas raízes do primeiro molar, no AEB de puxadas baixa (A), alta (B) e combinada (C) com forças ortopédico-ortodônticas. As forças exclusivamente ortodônticas apresentaram a mesma distribuição de deslocamento e valores proporcionalmente menores. As áreas mais próximas ao azul representam áreas de tração e as mais próximas ao vermelho representam áreas de compressão (T_{Min} = Tensão mínima; T_{Int} = Tensão intermediária; T_{Max} = Tensão Máxima).

VISÃO VESTIBULAR

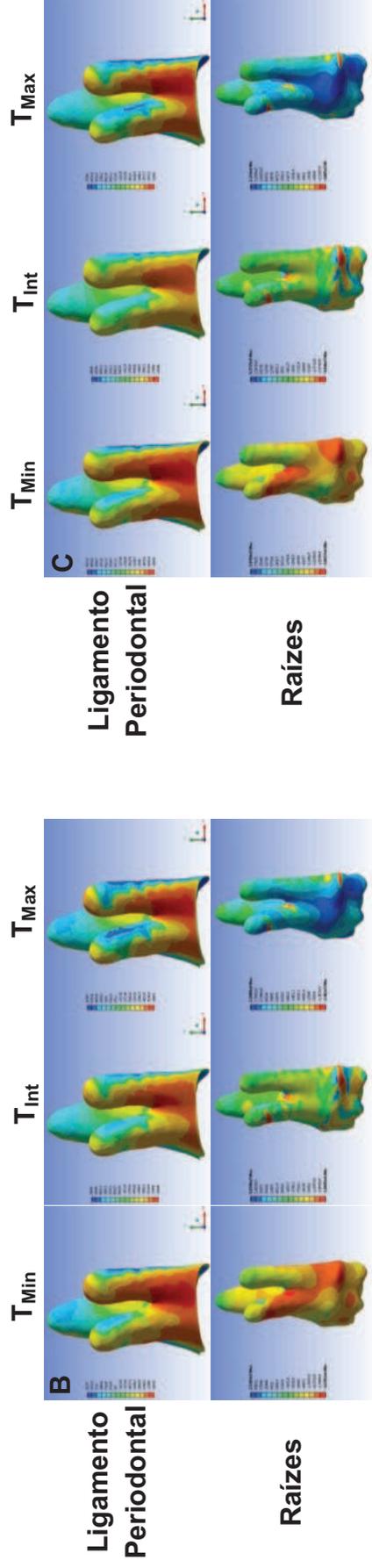
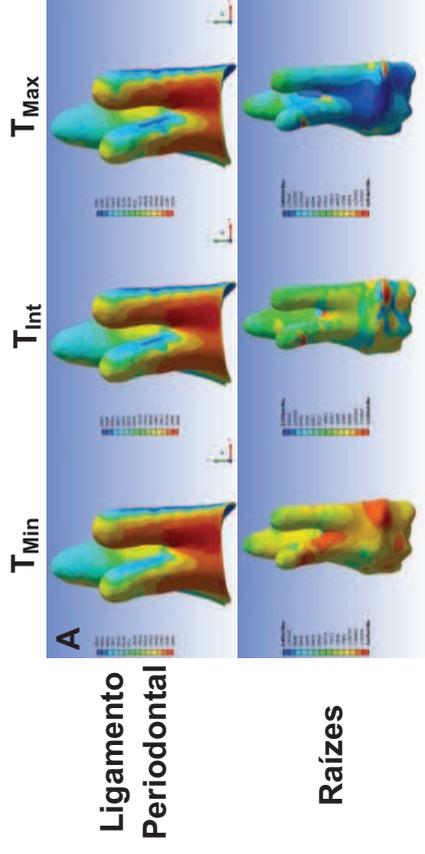


Figura 2. (continuação)

VISÃO PALATINA

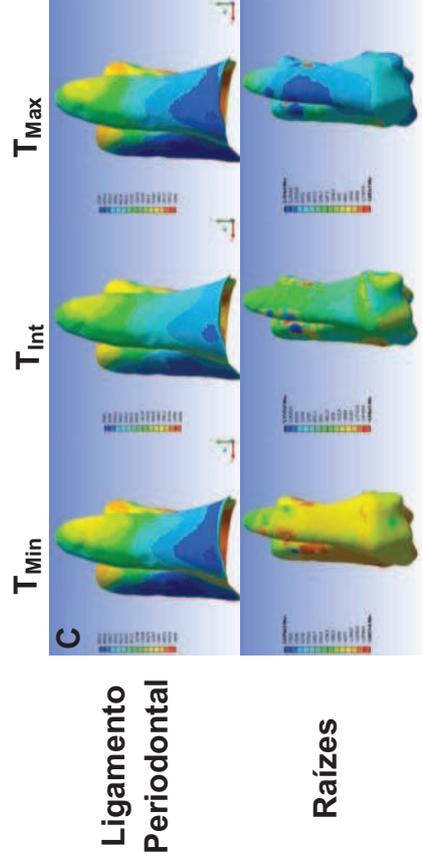
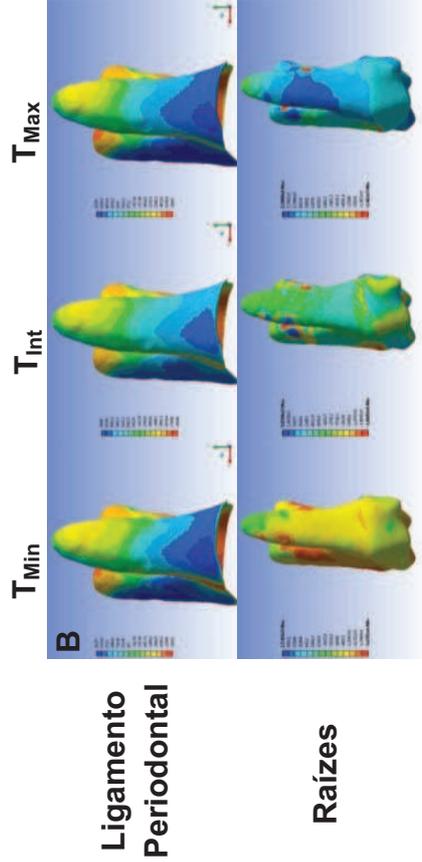
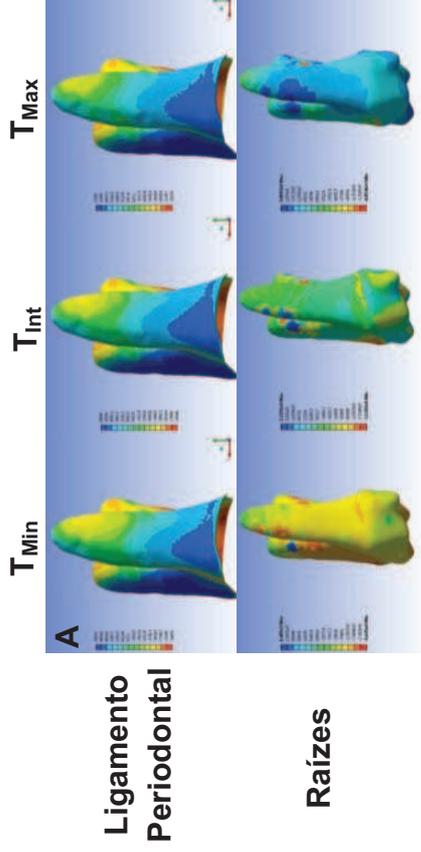


Figura 2. (Continuação)

VISÃO APICAL

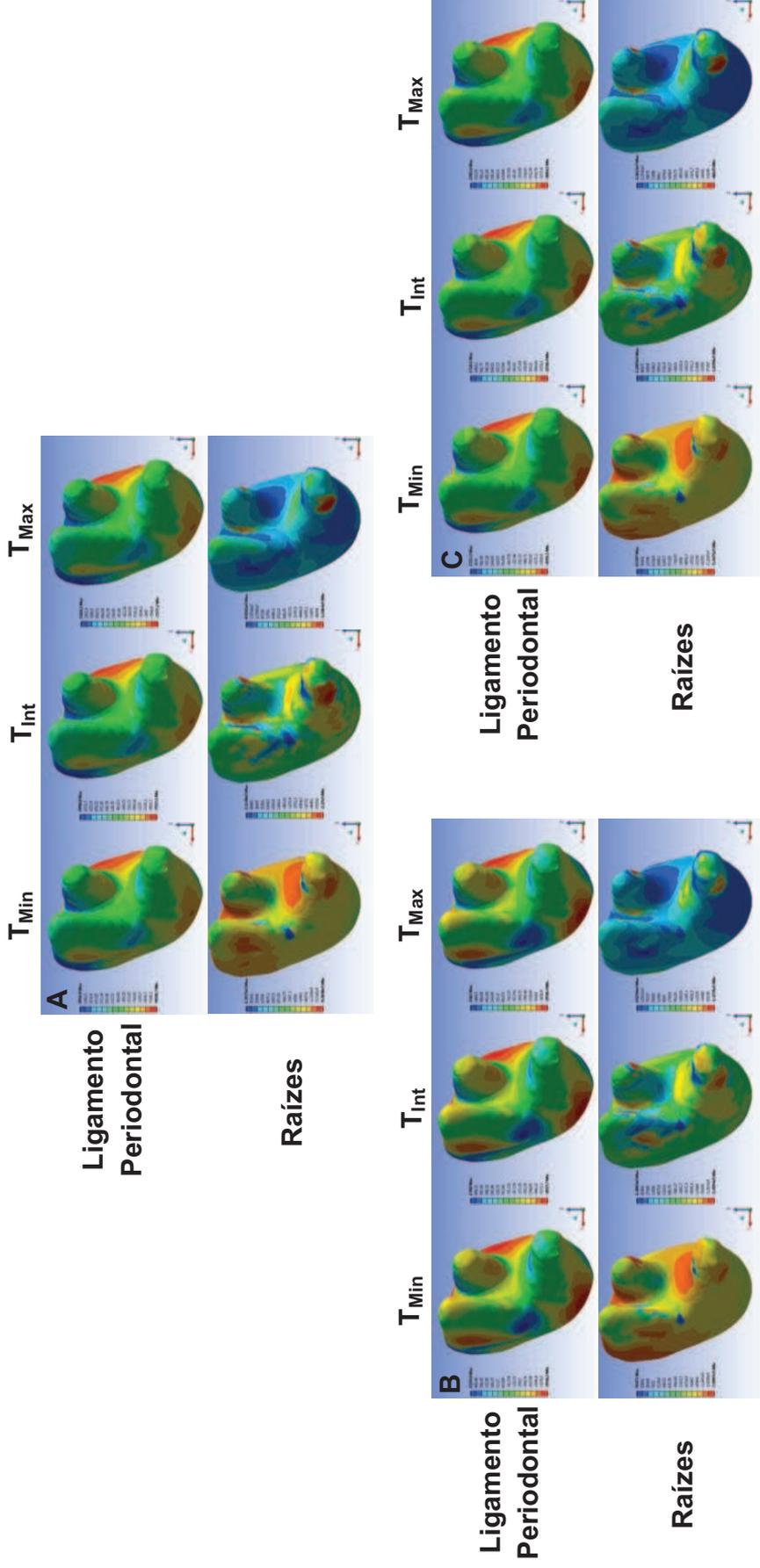


Figura 3. Visão apical, vestibular e palatina da distribuição de tensões mínima, intermediária e máxima, no ligamento periodontal e nas raízes do segundo molar, no AEB de puxadas baixa (A), alta (B) e combinada (C) com forças ortopédico-ortodônticas. As forças exclusivamente ortodônticas apresentaram a mesma distribuição de deslocamento e valores proporcionalmente menores. As áreas mais próximas ao azul representam áreas de tração e as mais próximas ao vermelho representam áreas de compressão (T_{Min} = Tensão mínima; T_{Int} = Tensão intermediária; T_{Max} = Tensão Máxima).

VISÃO VESTIBULAR

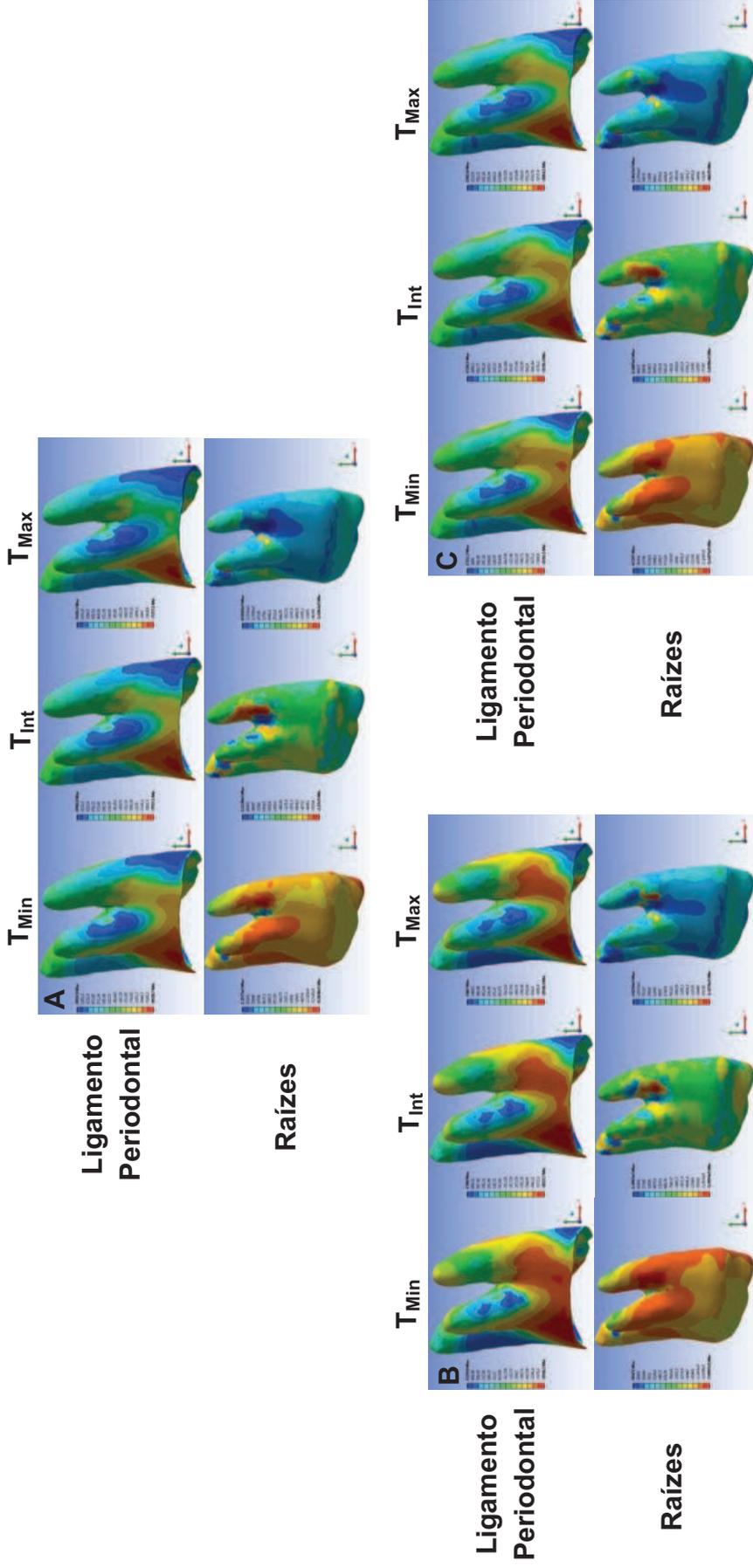


Figura 3. (Continuação)

VISÃO PALATINA

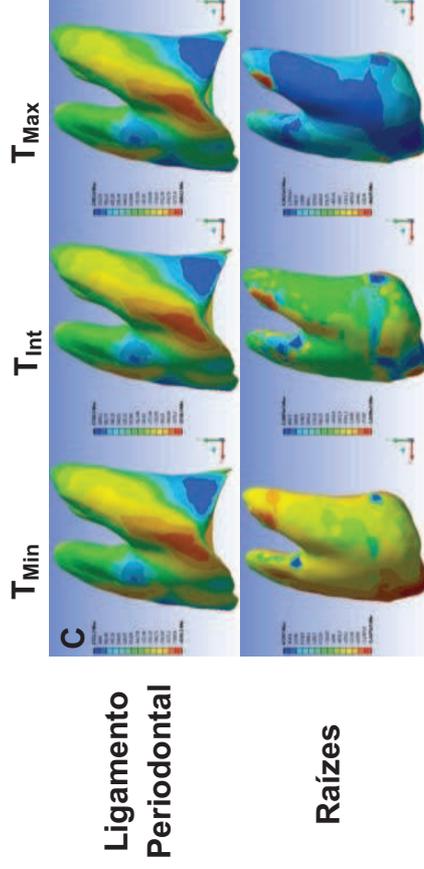
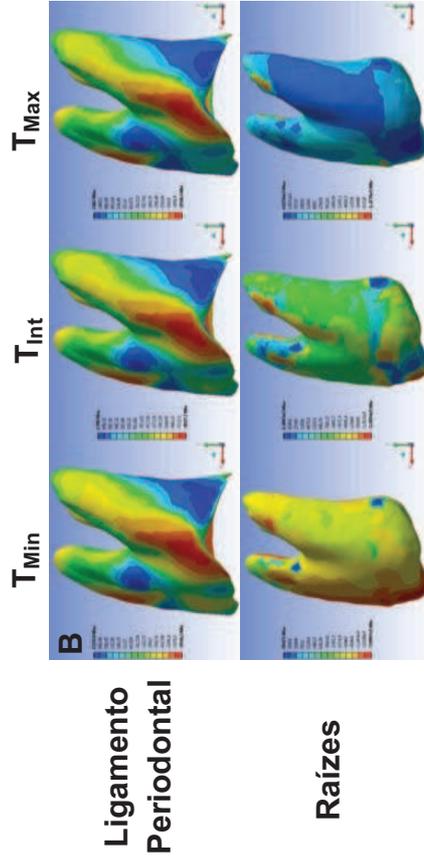
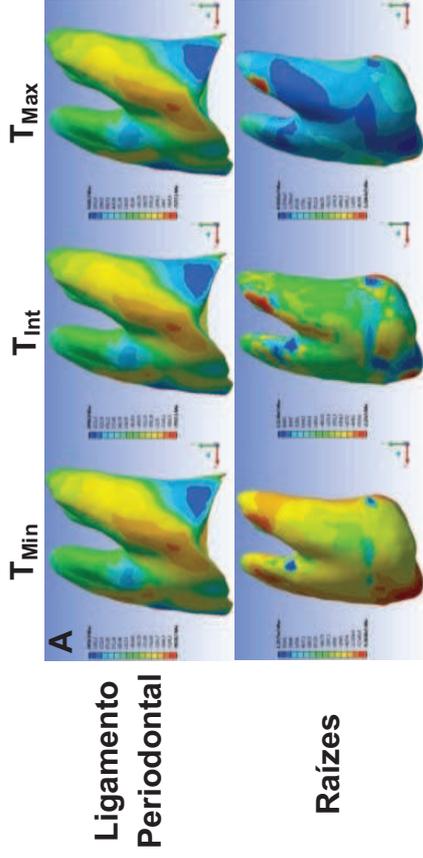


Figura 3. (Continuação)

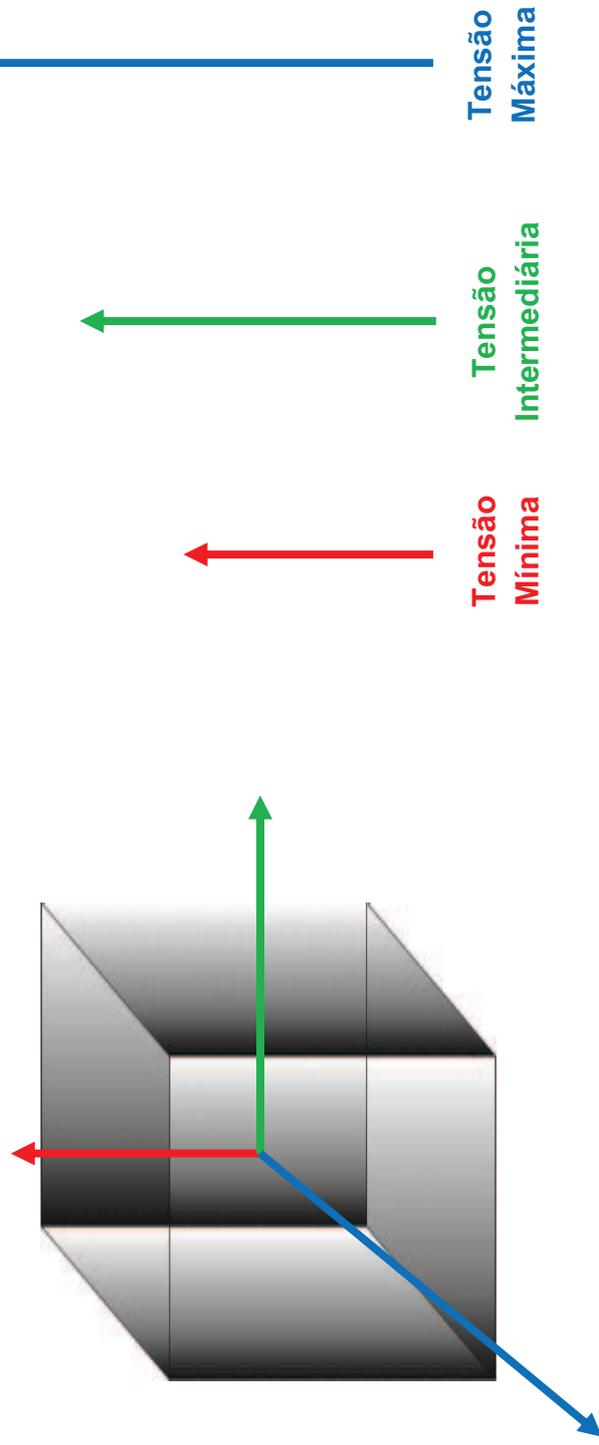


Figura 4. Representação esquemática das tensões principais a que um corpo está submetido: tensão mínima, tensão intermediária e tensão máxima.

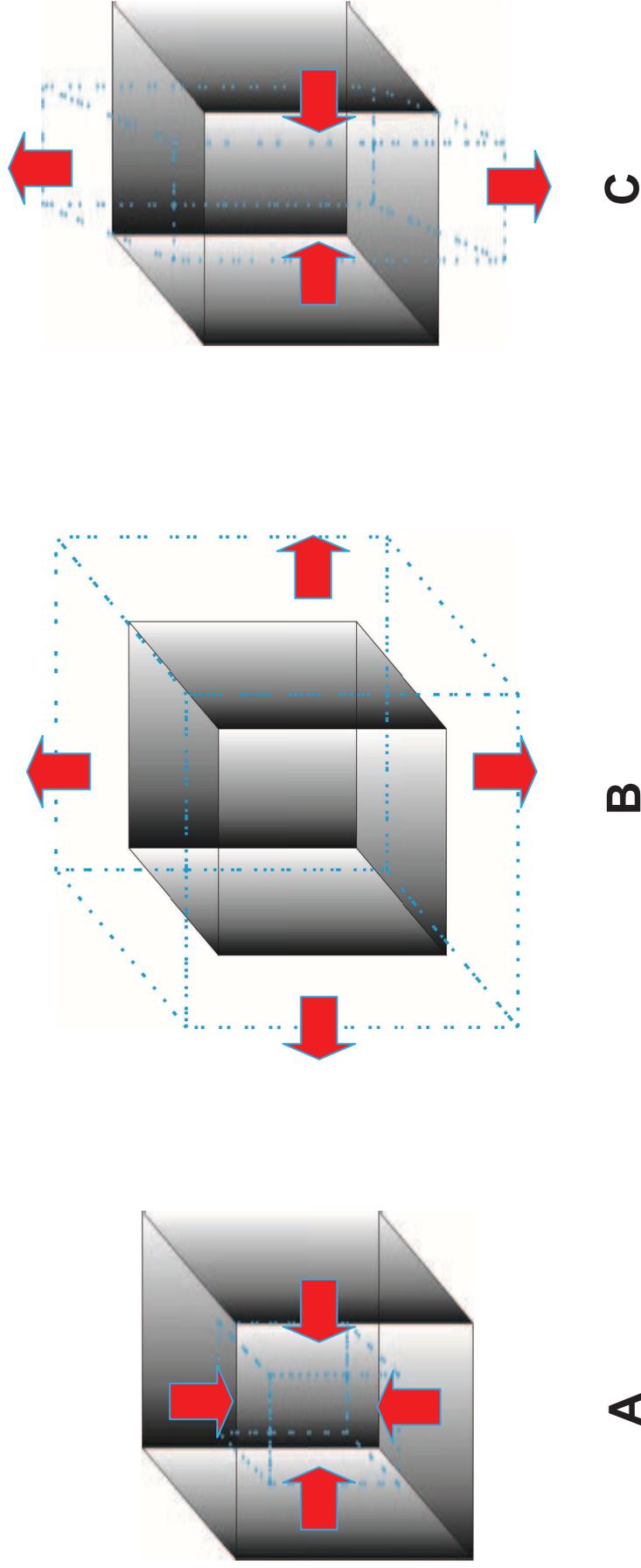


Figura 5. Representação esquemática de como um ponto pode estar submetido simultaneamente à compressão em mais de um plano (A) e à tração em mais de um plano (B), que ocorreu no ligamento periodontal, bem como à compressão em um plano e à tração em outro plano (C), que ocorreu nas raízes do primeiro e do segundo molar.

TABELAS

Tabela 1. Propriedades dos dentes e dos ossos utilizados no modelo

Material	Módulo de Young (MPa)	Coefficiente de Poisson
Esmalte	84100 ^a	0,20 ^a
Dentina	18600 ^a	0,31 ^a
Ossos cortical	13800 ^a	0,26 ^a
Ossos trabecular	345 ^a	0,31 ^a
Polpa	2 ^b	0,45 ^b
Aço inoxidável	200000 ^c	0,30 ^c

^a: Jones et al.¹⁷; ^b: Qian et al.¹⁸; ^c: Kojima e Fukui.²³

Tabela 2. Limites inferior e superior, média e desvio-padrão da área de maior compressão e maior tração da tensão mínima, tensão intermediária e tensão máxima, no ligamento periodontal do primeiro molar, de acordo com a puxada e a magnitude de força aplicada

TENSÃO PRINCIPAL	COMPRESSÃO / TRAÇÃO		VALORES DAS TENSÕES (MPa)					
			BAIXA		ALTA		COMBINADA	
			450gf	200gf	500gf	200gf	150gf/150gf	100gf/100gf
MÍNIMA	Maior Compressão	Limite Inferior	0,0163	0,0077	0,0128	0,0055	0,0094	0,0065
		Limite Superior	0,0345	0,0153	0,0265	0,0106	0,0190	0,0127
		Média	0,0212	0,0098	0,0158	0,0065	0,0118	0,0080
		Desvio- Padrão	0,0033	0,0013	0,0021	0,0007	0,0016	0,0010
	Maior Tração	Limite Inferior	0,0099	0,0046	0,0053	0,0022	0,0049	0,0034
		Limite Superior	0,0200	0,0089	0,0102	0,0040	0,0095	0,0063
		Média	0,0128	0,0058	0,0066	0,0027	0,0060	0,0041
		Desvio- Padrão	0,0021	0,0009	0,0010	0,0004	0,0010	0,0006
INTERMEDIÁRIA	Maior Compressão	Limite Inferior	0,0129	0,0118	0,0129	0,0079	0,0129	0,0097
		Limite Superior	0,0266	0,0118	0,0197	0,0079	0,0145	0,0097
		Média	0,0169	0,0118	0,0142	0,0079	0,0134	0,0097
		Desvio- Padrão	0,0027	0,0000	0,0009	0,0000	0,0005	0,0000
	Maior Tração	Limite Inferior	0,0103	0,0093	0,0103	0,0046	0,0101	0,0068
		Limite Superior	0,0209	0,0093	0,0115	0,0046	0,0101	0,0068
		Média	0,0138	0,0093	0,0107	0,0046	0,0101	0,0068
		Desvio- Padrão	0,0023	0,0000	0,0003	0,0000	0,0000	0,0000
MÁXIMA	Maior Compressão	Limite Inferior	0,0125	0,0059	0,0093	0,0040	0,0123	0,0049
		Limite Superior	0,0257	0,0114	0,0189	0,0075	0,0140	0,0093
		Média	0,0164	0,0075	0,0116	0,0048	0,0129	0,0061
		Desvio- Padrão	0,0027	0,0011	0,0015	0,0005	0,0005	0,0008
	Maior Tração	Limite Inferior	0,0135	0,0063	0,0082	0,0035	0,0135	0,0048
		Limite Superior	0,0279	0,0124	0,0163	0,0065	0,0138	0,0092
		Média	0,0183	0,0083	0,0103	0,0043	0,0136	0,0061
		Desvio- Padrão	0,0030	0,0013	0,0016	0,0006	0,0002	0,0009

Tabela 3. Limites inferior e superior, média e desvio-padrão da área de maior compressão e maior tração da tensão mínima, tensão intermediária e tensão máxima, nas raízes do primeiro molar, de acordo com a puxada e a magnitude de força aplicada

TENSÃO PRINCIPAL	COMPRESSÃO / TRAÇÃO		VALORES DAS TENSÕES (MPa)					
			BAIXA		ALTA		COMBINADA	
			450gf	200gf	500gf	200gf	150gf/150gf	100gf/100gf
MINIMA	Maior Compressão	Limite Inferior	2,1639	1,0234	1,2501	0,5360	1,0551	0,7252
		Limite Superior	6,6450	2,9535	3,6702	1,4766	3,0657	2,0440
		Média	3,0866	1,4359	1,7299	0,7409	1,4902	1,0076
		Desvio-Padrão	0,9325	0,4149	0,5150	0,2104	0,4206	0,2804
	Maior Tração	Limite Inferior	0,2849	0,1275	0,0910	0,0386	0,0790	0,0545
		Limite Superior	0,6485	0,2893	0,2137	0,0858	0,1846	0,1235
		Média	0,4035	0,1789	0,1265	0,0540	0,1043	0,0712
		Desvio-Padrão	0,1219	0,0539	0,0337	0,0134	0,0305	0,0207
INTERMEDIÁRIA	Maior Compressão	Limite Inferior	0,7634	0,3541	0,3987	0,1807	0,3683	0,2537
		Limite Superior	2,1265	0,9449	1,0685	0,4544	0,9846	0,6563
		Média	1,1126	0,5134	0,5494	0,2404	0,5236	0,3579
		Desvio-Padrão	0,3418	0,1492	0,1482	0,0618	0,1490	0,0992
	Maior Tração	Limite Inferior	0,4542	0,2134	0,1990	0,0840	0,2145	0,1448
		Limite Superior	1,2251	0,5438	0,5021	0,1991	0,5373	0,3576
		Média	0,6982	0,3237	0,2767	0,1140	0,3152	0,2121
		Desvio-Padrão	0,2294	0,1004	0,0824	0,0329	0,0960	0,0638
MÁXIMA	Maior Compressão	Limite Inferior	0,3356	0,1833	0,1390	0,0717	0,1528	0,1170
		Limite Superior	0,8855	0,4624	0,3462	0,1667	0,3805	0,2784
		Média	0,5296	0,2776	0,2039	0,1032	0,2312	0,1664
		Desvio-Padrão	0,1471	0,0765	0,0562	0,0271	0,0639	0,0472
	Maior Tração	Limite Inferior	1,0566	0,4947	0,7781	0,3322	0,5219	0,3576
		Limite Superior	3,0692	1,3644	2,2088	0,8832	1,4340	0,9556
		Média	1,4803	0,6904	0,9750	0,4125	0,7090	0,4836
		Desvio-Padrão	0,4066	0,1788	0,2280	0,0947	0,1714	0,1131

Tabela 4. Comparações entre as tensões no ligamento periodontal e nas raízes do primeiro molar, em porcentagem

TENSÃO PRINCIPAL	PARÂMETROS	(TENSÕES NO LIGAMENTO PERIODONTAL / TENSÕES NAS RAÍZES) X 100 (%)					
		BAIXA		ALTA		COMBINADA	
		450gf	200gf	500gf	200gf	150gf/150gf	100gf/100gf
MINIMA	Média das Compressões	0,7	0,7	0,9	0,9	0,8	0,8
	Média das Trações	3,2	3,3	5,2	5,1	5,8	5,7
	Compressão Máxima	0,5	0,5	0,7	0,7	0,6	0,6
	Tração Máxima	3,1	3,1	4,8	4,7	5,1	5,1
INTERMEDIÁRIA	Média das Compressões	1,5	2,3	2,6	3,3	2,6	2,7
	Média das Trações	2,0	2,9	3,9	4,0	3,2	3,2
	Compressão Máxima	1,3	1,3	1,8	1,7	1,5	1,5
	Tração Máxima	1,7	1,7	2,3	2,3	1,9	1,9
MÁXIMA	Média das Compressões	3,1	2,7	5,7	4,6	5,6	3,6
	Média das Trações	1,2	1,2	1,1	1,0	1,9	1,3
	Compressão Máxima	2,9	2,5	5,4	4,5	3,7	3,3
	Tração Máxima	0,9	0,9	0,7	0,7	1,0	1,0

Tabela 5. Limites inferior e superior, média e desvio-padrão da área de maior compressão e maior tração da tensão mínima, tensão intermediária e tensão máxima, no ligamento periodontal do segundo molar, de acordo com a puxada e a magnitude de força aplicada

TENSÃO PRINCIPAL	COMPRESSÃO / TRAÇÃO		VALORES DAS TENSÕES (MPa)					
			BAIXA		ALTA		COMBINADA	
			450gf	200gf	500gf	200gf	150gf/150gf	100gf/100gf
MINIMA	Maior Compressão	Limite Inferior	0,0051	0,0024	0,0022	0,0009	0,0023	0,0016
		Limite Superior	0,0099	0,0044	0,0039	0,0016	0,0042	0,0028
		Média	0,0058	0,0027	0,0026	0,0011	0,0027	0,0018
	Maior Tração	Desvio-Padrão	0,0006	0,0003	0,0004	0,0001	0,0003	0,0002
		Limite Inferior	0,0022	0,0010	0,0009	0,0004	0,0010	0,0007
		Limite Superior	0,0040	0,0018	0,0015	0,0006	0,0017	0,0011
		Média	0,0029	0,0013	0,0011	0,0005	0,0013	0,0009
		Desvio-Padrão	0,0005	0,0002	0,0001	0,0000	0,0002	0,0001
INTERMEDIÁRIA	Maior Compressão	Limite Inferior	0,0040	0,0019	0,0017	0,0007	0,0018	0,0012
		Limite Superior	0,0076	0,0033	0,0030	0,0012	0,0032	0,0021
		Média	0,0045	0,0021	0,0021	0,0009	0,0021	0,0014
	Maior Tração	Desvio-Padrão	0,0004	0,0002	0,0003	0,0001	0,0002	0,0001
		Limite Inferior	0,0022	0,0010	0,0010	0,0004	0,0010	0,0007
		Limite Superior	0,0040	0,0018	0,0017	0,0007	0,0017	0,0011
		Média	0,0029	0,0013	0,0012	0,0005	0,0013	0,0009
		Desvio-Padrão	0,0005	0,0002	0,0001	0,0000	0,0002	0,0001
MÁXIMA	Maior Compressão	Limite Inferior	0,0039	0,0018	0,0017	0,0007	0,0017	0,0012
		Limite Superior	0,0074	0,0033	0,0029	0,0012	0,0031	0,0020
		Média	0,0044	0,0020	0,0020	0,0008	0,0020	0,0014
	Maior Tração	Desvio-Padrão	0,0004	0,0002	0,0003	0,0001	0,0002	0,0001
		Limite Inferior	0,0029	0,0014	0,0014	0,0006	0,0013	0,0009
		Limite Superior	0,0054	0,0024	0,0025	0,0010	0,0023	0,0015
		Média	0,0038	0,0017	0,0016	0,0007	0,0017	0,0011
		Desvio-Padrão	0,0006	0,0003	0,0002	0,0001	0,0003	0,0002

Tabela 6. Limites inferior e superior, média e desvio-padrão da área de maior compressão e maior tração da tensão mínima, tensão intermediária e tensão máxima, nas raízes do segundo molar, de acordo com a puxada e a magnitude de força aplicada

TENSÃO PRINCIPAL	COMPRESSÃO / TRAÇÃO		VALORES DAS TENSÕES (MPa)					
			BAIXA		ALTA		COMBINADA	
			450gf	200gf	500gf	200gf	150gf/150gf	100gf/100gf
MÍNIMA	Maior Compressão	Limite Inferior	0,3520	0,1666	0,3033	0,1302	0,2121	0,1458
		Limite Superior	0,9385	0,4186	0,8000	0,3221	0,5448	0,3638
		Média	0,5128	0,2415	0,4150	0,1755	0,2995	0,2041
		Desvio-Padrão	0,1392	0,0594	0,1000	0,0391	0,0749	0,0492
	Maior Tração	Limite Inferior	0,0601	0,0275	0,0369	0,0150	0,0306	0,0211
		Limite Superior	0,1358	0,0604	0,0785	0,0313	0,0673	0,0449
		Média	0,0774	0,0359	0,0494	0,0205	0,0404	0,0279
		Desvio-Padrão	0,0196	0,0088	0,0131	0,0052	0,0107	0,0072
INTERMEDIÁRIA	Maior Compressão	Limite Inferior	0,1003	0,0467	0,1540	0,0610	0,0791	0,0536
		Limite Superior	0,2370	0,1061	0,3459	0,1393	0,1840	0,1227
		Média	0,1414	0,0641	0,2059	0,0827	0,1041	0,0702
		Desvio-Padrão	0,0345	0,0152	0,0479	0,0194	0,0258	0,0172
	Maior Tração	Limite Inferior	0,0881	0,0416	0,0644	0,0276	0,0482	0,0334
		Limite Superior	0,2115	0,0942	0,1498	0,0601	0,1101	0,0734
		Média	0,1169	0,0539	0,0857	0,0363	0,0654	0,0450
		Desvio-Padrão	0,0279	0,0125	0,0196	0,0076	0,0154	0,0101
MÁXIMA	Maior Compressão	Limite Inferior	0,0483	0,0237	0,0638	0,0274	0,0220	0,0160
		Limite Superior	0,1106	0,0492	0,1478	0,0599	0,0466	0,0311
		Média	0,0714	0,0324	0,0843	0,0369	0,0305	0,0207
		Desvio-Padrão	0,0158	0,0067	0,0282	0,0123	0,0060	0,0039
	Maior Tração	Limite Inferior	0,3365	0,1581	0,1931	0,0835	0,1356	0,0931
		Limite Superior	0,8918	0,3968	0,4926	0,1994	0,3361	0,2244
		Média	0,4504	0,2065	0,2597	0,1112	0,1855	0,1279
		Desvio-Padrão	0,1043	0,0460	0,0651	0,0257	0,0463	0,0305

Tabela 7. Comparações entre as tensões no ligamento periodontal e nas raízes do segundo molar, em porcentagem

TENSÃO PRINCIPAL	PARÂMETROS	(TENSÕES NO LIGAMENTO PERIODONTAL / TENSÕES NAS RAÍZES) X 100 (%)					
		BAIXA		ALTA		COMBINADA	
		450gf	200gf	500gf	200gf	150gf/150gf	100gf/100gf
MÍNIMA	Média das Compressões	1,1	1,1	0,6	0,6	0,9	0,9
	Média das Trações	3,7	3,7	2,1	2,2	3,2	3,2
	Compressão Máxima	1,1	1,0	0,5	0,5	0,8	0,8
	Tração Máxima	2,9	2,9	1,9	2,0	2,5	2,5
INTERMEDIÁRIA	Média das Compressões	3,2	3,3	1,0	1,1	2,0	2,0
	Média das Trações	2,5	2,5	1,4	1,4	2,0	1,9
	Compressão Máxima	3,2	3,1	0,9	0,9	1,7	1,7
	Tração Máxima	1,9	1,9	1,1	1,1	1,6	1,6
MÁXIMA	Média das Compressões	6,2	6,2	2,4	2,3	6,6	6,6
	Média das Trações	0,8	0,8	0,6	0,6	0,9	0,9
	Compressão Máxima	6,7	6,6	2,0	2,0	6,6	6,6
	Tração Máxima	0,6	0,6	0,5	0,5	0,7	0,7

Tabela 8. Comparações entre as tensões no ligamento periodontal (LPD) e nas raízes do primeiro (1M) e do segundo molar (2M), em porcentagem

TENSÃO PRINCIPA	PARÂMETROS		(TENSÕES NO LPD E NAS RAÍZES 2M / 1M) X 100 (%)						
			BAIXA		ALTA		COMBINADA		
			450gf	200gf	500gf	200gf	150gf/150gf	100gf/100gf	
LIGAMENTO PERIODONTAL									
MÍNIMA	Maior	Limite Inferior	31,5	31,4	17,0	17,1	24,6	24,5	
		Compressão	Limite Superior	28,8	28,7	14,9	14,9	22,0	22,0
			Média	27,4	27,3	16,7	16,9	22,6	22,6
	Tração	Limite Inferior	22,2	22,4	17,2	17,5	20,4	20,5	
		Limite Superior	19,8	19,9	15,1	15,4	18,1	18,2	
		Média	22,5	22,7	16,2	16,5	21,4	21,6	
INTERMEDIÁRIA	Maior	Limite Inferior	31,1	15,8	13,3	9,3	13,8	12,6	
		Compressão	Limite Superior	28,4	28,2	15,4	15,5	21,8	21,7
			Média	26,9	17,7	14,7	11,0	15,5	14,5
	Tração	Limite Inferior	21,5	11,2	9,7	9,4	10,0	10,3	
		Limite Superior	19,1	19,2	14,7	15,0	16,9	17,0	
		Média	21,0	14,4	11,0	10,8	12,7	13,0	
MÁXIMA	Maior	Limite Inferior	31,4	31,3	17,8	17,8	14,2	24,5	
		Compressão	Limite Superior	28,7	28,6	15,5	15,6	22,1	22,0
			Média	26,9	26,7	17,5	17,7	15,6	22,4
	Tração	Limite Inferior	21,8	21,8	17,3	17,8	9,8	18,8	
		Limite Superior	19,4	19,4	15,1	15,6	16,6	16,6	
		Média	20,6	20,9	15,8	16,4	12,1	18,4	
RAÍZES									
MÍNIMA	Maior	Limite Inferior	16,3	16,3	24,3	24,3	20,1	20,1	
		Compressão	Limite Superior	14,1	14,2	21,8	21,8	17,8	17,8
			Média	16,6	16,8	24,0	23,7	20,1	20,3
	Tração	Limite Inferior	21,1	21,6	40,6	38,9	38,7	38,8	
		Limite Superior	20,9	20,9	36,7	36,4	36,5	36,3	
		Média	19,2	20,1	39,0	38,0	38,7	39,2	
INTERMEDIÁRIA	Maior	Limite Inferior	13,1	13,2	38,6	33,7	21,5	21,1	
		Compressão	Limite Superior	11,1	11,2	32,4	30,6	18,7	18,7
			Média	12,7	12,5	37,5	34,4	19,9	19,6
	Tração	Limite Inferior	19,4	19,5	32,4	32,8	22,5	23,0	
		Limite Superior	17,3	17,3	29,8	30,2	20,5	20,5	
		Média	16,7	16,7	31,0	31,9	20,8	21,2	
MÁXIMA	Maior	Limite Inferior	14,4	12,9	45,9	38,3	14,4	13,7	
		Compressão	Limite Superior	12,5	10,6	42,7	35,9	12,3	11,2
			Média	13,5	11,7	41,3	35,7	13,2	12,4
	Tração	Limite Inferior	31,8	32,0	24,8	25,1	26,0	26,0	
		Limite Superior	29,1	29,1	22,3	22,6	23,4	23,5	
		Média	30,4	29,9	26,6	27,0	26,2	26,4	

TERMO DE CESSÃO DE DIREITOS AUTORAIS

Os autores abaixo assinados transferem todos seus direitos autorais do trabalho “O aparelho extrabucal e as tensões nas raízes e no ligamento periodontal dos molares: uma análise por meio de elementos finitos” à *American Association of Orthodontists* na hipótese do trabalho ser publicado. Os autores abaixo-assinados garantem que o artigo é original, não viola qualquer direito autoral ou outro direito de propriedade de qualquer terceiro, não foi submetido à avaliação de outro periódico, não foi publicado anteriormente, e inclui qualquer produto que possa derivar do jornal em que foi publicado, seja impresso ou em meio eletrônico. Nós assinamos e aceitamos a responsabilidade por ceder este material.

Ivan Toshio Maruo

Orlando Tanaka

DECLARAÇÃO DE CONFLITO DE INTERESSES

Os autores declaram que o trabalho “O aparelho extrabucal e as tensões nas raízes e no ligamento periodontal dos molares: uma análise por meio de elementos finitos” não possui nenhuma associação com instituição comercial que possa implicar em conflito de interesses, tais como: propriedade, ações, fundos subscritos e atividades de consultoria, ou situações de discussão de licença de patentes.

Ivan Toshio Maruo

Orlando Tanaka

ANEXO A – COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA

A.1 Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa da Pontifícia Universidade Católica do Paraná



PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO PARANÁ
Núcleo de Bioética
Comitê de Ética em Pesquisa
Ciência com Consciência

PARECER CONSUBSTANCIADO DE PROTOCOLO DE PESQUISA

Parecer Nº **0005130/11**

Protocolo CEP Nº **6158**

Título do projeto **ESTUDO DOS EFEITOS DENTÁRIOS DO APARELHO EXTRABUCAL UTILIZANDO A ANÁLISE DE ELEMENTOS FINITOS**

Grupo **III**
Versão **001**

Protocolo CONEP **0182.0.084.000-11**

Pesquisador responsável **Orlando Motohiro Tanaka**

Instituição **PUCPR-CCBS**

Objetivos

OBJETIVO(S) GERAL(IS)

Através da análise dos elementos finitos, simular a ação de diferentes forças e puxadas do aparelho extrabucal, para avaliar a distribuição de tensões e deformações nos dentes e nos osso alveolar adjacente.

OBJETIVO(S) ESPECÍFICO(S)

Através da análise de elementos finitos, simular a ação do aparelho extrabucal de puxada baixa, alta e combinada, com força destinada à movimentação exclusivamente dentária e com força destinada a promover efeitos ortodôntico-ortopédicos, para avaliar a distribuição de tensões e deformações nos primeiros e segundos molares permanentes superiores irrompidos, bem como no osso alveolar adjacente.

Comentários e considerações

Trata-se de projeto de pesquisa a ser realizada com crânio seco cedido pelo laboratório de anatomia E com sujeito menor de idade. Ambos serão fotografados. O crânio será submetido, ainda a exame de tomografia computadorizada e o menor a fotografias frontal, lateral e axial. Não há risco para o menor sujeito da pesquisa.

Termo de consentimento livre e esclarecido e/ou Termo de compromisso para uso de dados.

Adequado.

Recomendações

Recomenda-se rubricar e enumerar as páginas do Termo de Consentimento(página/número de páginas).

Conclusões

O projeto encontra-se adequado sob os aspectos éticos.

Devido ao exposto, o Comitê de Ética em Pesquisa da PUCPR, de acordo com as exigências das Resoluções Nacionais 196/96 e demais relacionadas a pesquisas envolvendo seres humanos, em reunião realizada no dia: **22/06/2011**, manifesta-se por considerar o projeto **Aprovado**.

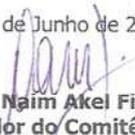
Situação Aprovado

Lembramos aos senhores pesquisadores que, no cumprimento da Resolução 196/96, o Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) deverá receber relatórios anuais sobre o andamento do estudo, bem como a qualquer tempo e a critério do pesquisador nos casos de relevância, além do envio dos relatos de eventos adversos, para conhecimento deste Comitê. Salientamos ainda, a necessidade de relatório completo ao final do estudo.

Eventuais modificações ou emendas ao protocolo devem ser apresentadas ao CEP-PUCPR de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificado e as suas justificativas.

Se a pesquisa, ou parte dela for realizada em outras instituições, cabe ao pesquisador não iniciá-la antes de receber a autorização formal para a sua realização. O documento que autoriza o início da pesquisa deve ser carimbado e assinado pelo responsável da instituição e deve ser mantido em poder do pesquisador responsável, podendo ser requerido por este CEP em qualquer tempo.

Curitiba, 22 de Junho de 2011.


Prof. MSc. Naim Akel Filho
Coordenador do Comitê de Ética em Pesquisa
PUC PR



A.2 Autorização para utilizar o banco de dados do Departamento de Anatomia da Pontifícia Universidade Católica do Paraná



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

DECLARAÇÃO

Autorizo os pesquisadores Prof. Dr. Orlando Tanaka (pesquisador responsável) e Doutorando **Ivan Toshio Maruo**, ambos do Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Paraná (PUCPR), a utilizarem 1 (um) crânio seco do Departamento de anatomia da PUCPR para a realização da pesquisa, cujo projeto se intitula: ESTUDO DOS EFEITOS DENTÁRIOS DO APARELHO EXTRABUCAL UTILIZANDO A ANÁLISE DE ELEMENTOS FINITOS, sob Protocolo CONEP 0271.0.084.000-10.

Curitiba, 03 de dezembro de 2010.

Atenciosamente,

A handwritten signature in black ink, appearing to read 'S. Vieira', is written over a horizontal line.

Prof. Dr. Sergio Vieira
Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Odontologia da PUCPR

A.3 Termo de Compromisso de Utilização de Dados

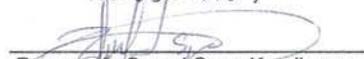
TERMO DE COMPROMISSO DE UTILIZAÇÃO DE DADOS

Nós, Ivan Toshio Maruo (Doutorando em Odontologia-Ortodontia-PUCPR), Orlando Motohiro Tanaka (Professor Titular de Ortodontia-PUCPR), pesquisadores envolvidos no projeto de título: "Estudos dos efeitos dentários do Aparelho Extrabucal utilizando a Análise de Elementos Finitos", bem como os prestadores de serviço contratados Responsável Legal do Laboratório de Radiologia Odontológica Rosângela Sayuri Saga Kamikawa (que realizará a Tomografia Computadorizada) e Engenheiro do grupo de Bioengenharia da UFPR Marco André Argenta (responsável pela realização das Análises de Elementos Finitos), abaixo assinados, nos comprometemos a manter a confidencialidade sobre os dados coletados nos arquivos do Departamento de Anatomia da Pontifícia Universidade Católica do Paraná (PUCPR), bem como a privacidade de seus conteúdos, como preconizam os Documentos Internacionais e a Res. 196/96 do Ministério da Saúde.

Informamos que os dados a serem coletados dizem respeito à busca de um crânio seco com a anatomia em bom estado e com os primeiros e segundos molares superiores permanentes sem fraturas e restaurações, para a realização de uma Tomografia Computadorizada. Assim, por não se tratar de procedimento invasivo, o material será devolvido da mesma forma que foi coletado. O período em que o material será acessado será em um único dia da última semana de janeiro de 2011.



Ivan Toshio Maruo
RG 6344.578-9

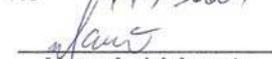


Rosângela Sayuri Saga Kamikawa
RG 5487720-9

Curitiba, 23 de dezembro de 2010



Orlando Motohiro Tanaka
RG 1173666-1



Marco André Argenta
RG 8.268.651-7

Observação: Todos os pesquisadores e prestadores de serviço que terão acesso ao material do arquivo deverão ter o seu nome e RG informado e também deverão assinar este termo. Será vedado o acesso ao material a pessoas cujo nome e assinatura não constarem neste documento.

A.4 Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

1

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Âncela Taina Gozvia, brasileira, com 11 anos e 11 meses,
(nome do sujeito da pesquisa) (nacionalidade) (idade)
solteira, estudante, residente à Rua Affif Mansur, n. 66, Bairro
(estado civil) (profissão) (Rua e número)
Novo Mundo, CEP 81050-180, Curitiba, Paraná
(Bairro, CEP, Cidade Estado)

neste ato representado por mim, Theriana P. M. Gozvia, Brasileira,
(nome do representante legal) (nacionalidade)
 com 33 anos e 3 meses, casada, da lar, residente à
(idade) (estado civil) (profissão)
Rua Affif Mansur, n. 66, Bairro Novo Mundo, CEP 81050-180, Curitiba - Paraná,
(Rua, número, Bairro, CEP, Cidade Estado)
mãe, está sendo convidado(a) a participar de um estudo
(grau de parentesco com o sujeito da pesquisa ou qualificação como tutor ou curador)

denominado "Estudo dos efeitos dentários do aparelho extrabucal utilizando a análise de elementos finitos", cujo objetivo é avaliar a mecânica do sistema de forças, as tendências de movimentação dentária e a distribuição de tensões nos dentes e no ligamento periodontal (tecido que fica no espaço entre dente e osso) do Aparelho Extrabucal com puxada baixa (apoiada no pescoço), puxada alta (apoiada sobre a cabeça) e puxada combinada (apoiada no pescoço e sobre a cabeça). O estudo é justificado, pois a Análise de Elementos Finitos é baseada em dados biológicos, simula os efeitos do aparelho num programa de computador sem que seja feito qualquer procedimento invasivo no paciente, e permite a compreensão da mecânica do sistema, tendências de deslocamento e distribuição de tensões nas estruturas biológicas.

Para que se possa alcançar este objetivo, é necessário alimentar um programa de computador com informações sobre a intensidade e direção das forças aplicadas neste tipo de aparelho. Como as angulações das forças deste aparelho não são encontradas na literatura, a participação de meu representado no referido estudo será no sentido de determiná-las, através de um exame clínico não-invasivo (o qual tem o objetivo de verificar se o aparelho está corretamente adaptado e, se necessário, fazer os devidos ajustes), seguido de fotografias frontais, de perfil e axiais, usando o aparelho, procedimentos estes realizados pelo pesquisador responsável.

Fui alertado(a) que a pesquisa a se realizar não possui benefícios, uma vez que não será feita qualquer mudança no plano de tratamento em andamento. Além disso, pela manipulação da posição do aparelho e pelo fato de precisar aguardar pela efetivação das fotografias, a pesquisa pode gerar um pequeno desconforto em meu representado. Estou ciente de que, participando do estudo, meu representado estará auxiliando na melhor compreensão e no melhor tratamento de futuros pacientes que usem o mesmo aparelho que



ele(a).

Estou ciente de que sua privacidade será respeitada, ou seja, seu nome ou qualquer outro dado ou elemento que possa, de qualquer forma, o(a) identificar, será mantido em sigilo.

Também fui informado de que pode haver recusa à participação no estudo, bem como pode ser retirado o consentimento a qualquer momento, sem precisar haver justificativa, e de que, ao sair da pesquisa, não haverá qualquer prejuízo à assistência que meu representado vem recebendo.

Os pesquisadores envolvidos com o referido projeto são o Doutorando em Odontologia (Ortodontia) da Pontifícia Universidade Católica do Paraná Ivan Toshio Maruo e seu orientador Prof. Dr. Orlando Tanaka da Pontifícia Universidade Católica do Paraná, com eles poderei manter contato pelos telefones (41) 3271-1637 e (41) 3224-2273.

É assegurada a assistência do meu representado durante toda a pesquisa, bem como me é garantido o livre acesso a todas as informações e esclarecimentos adicionais sobre o estudo e suas consequências, enfim, tudo o que eu queira saber antes, durante e depois da participação de Angela Tayna Groveia.

(nome do sujeito da pesquisa)

Enfim, tendo sido orientado quanto ao teor de todo o aqui mencionado e compreendido a natureza e o objetivo do estudo, autorizo a participação de Angela Tayna Groveia na referida pesquisa, estando totalmente ciente

(nome do sujeito da pesquisa)

de que não há nenhum valor econômico, a receber ou a pagar, pela participação.

No entanto, caso haja qualquer despesa decorrente da sua participação na pesquisa, haverá ressarcimento em dinheiro. De igual maneira, caso ocorra qualquer dano decorrente da participação no estudo, este será reparado, conforme determina a lei.

Em caso de reclamação ou qualquer tipo de denúncia sobre este estudo devo ligar para o CEP PUCPR (41) 3271-2292 ou mandar um *email* para nep@pucpr.br

Curitiba, 15 de Janeiro de 2011.

Thiana P. M. Groveia 6675 663-7

Assinatura e RG do representante legal do sujeito da pesquisa

Ivan Toshio Maruo – Assinatura:

Orlando Motohiro Tanaka – Assinatura:

A.5 Documentação do parentesco entre responsável e sujeito da pesquisa

VALIDA EM TODO O TERRITÓRIO NACIONAL

REGISTRO GERAL: **6.675.663-7** DATA DE EXPEDIÇÃO: 13/10/2008

NOME: **VIVIANE PERPETUO MACHADO GOVEIA**

FLIAÇÃO: ADÃO DAS GRAÇAS MACHADO
JOSEFA COLAÇO MACHADO

NATURALIDADE: CURITIBA/PR DATA DE NASCIMENTO: 12/11/1977

DOC. ORIGEM: COMARCA-CURITIBA/PR, NOVO MUNDO
C.CAS-2448, LIVRO-8, FOLHA-48

CPF: 032.789.069-29

CURITIBA/PR

LEI Nº 7.116 DE 22/03/83

ASSINATURA DO DIRETOR

E PROIBIDO PLASTIFICAR

VALIDA EM TODO O TERRITÓRIO NACIONAL

REGISTRO GERAL: **12.667.520-8** DATA DE EXPEDIÇÃO: 11/10/2008

NOME: **ANGELA TAYNA GOVEIA**

FLIAÇÃO: EDSON LUIZ GOVEIA
VIVIANE PERPETUO MACHADO GOVEIA

NATURALIDADE: CURITIBA/PR DATA DE NASCIMENTO: 26/02/1999

DOC. ORIGEM: COMARCA-CURITIBA/PR, NOVO MUNDO
C.NASC-7271, LIVRO-14A, FOLHA-33

CPF: 083.882.919-24

CURITIBA/PR

LEI Nº 7.116 DE 22/03/83

ASSINATURA DO DIRETOR

E PROIBIDO PLASTIFICAR

REPÚBLICA FEDERATIVA DO BRASIL

SECRETARIA DE ESTADO DA SEGURANÇA PÚBLICA
INSTITUTO DE IDENTIFICAÇÃO DO PARANÁ

RG: **6.675.663-7**

POLEGAR DIREITO

ASSINATURA DO TITULAR

CARTERIA DE IDENTIDADE

Viviane Perpetuo Goveia

REPÚBLICA FEDERATIVA DO BRASIL

SECRETARIA DE ESTADO DA SEGURANÇA PÚBLICA
INSTITUTO DE IDENTIFICAÇÃO DO PARANÁ

RG: **12.667.520-8**

POLEGAR DIREITO

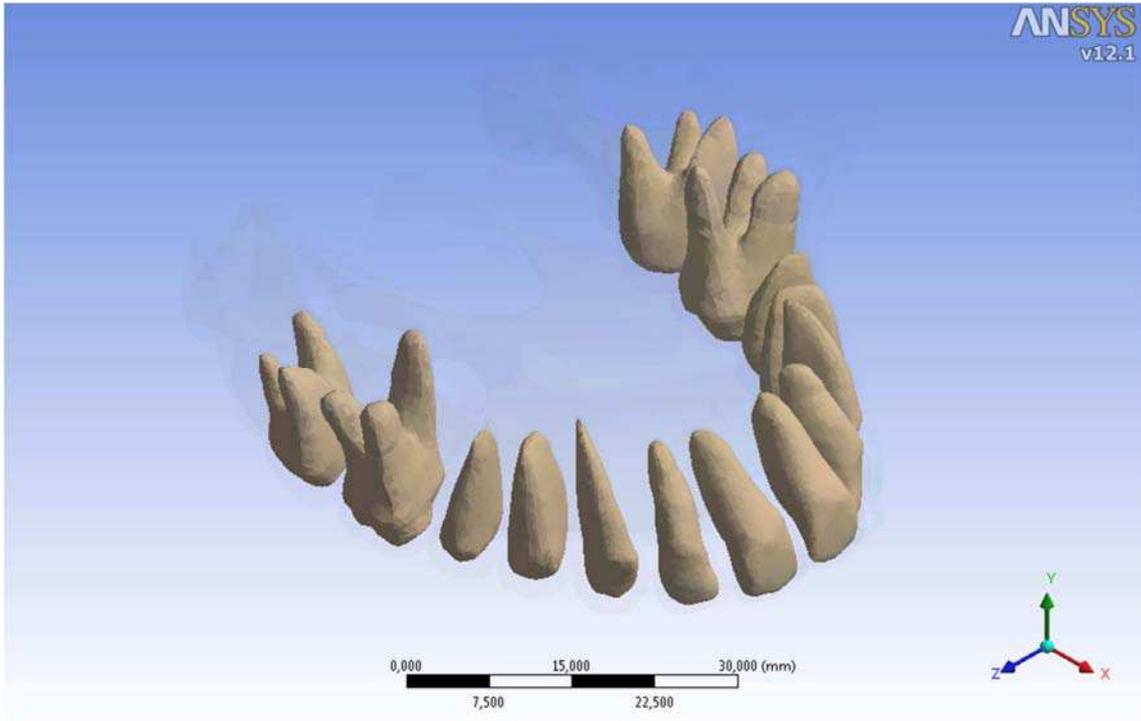
ASSINATURA DO TITULAR

CARTERIA DE IDENTIDADE

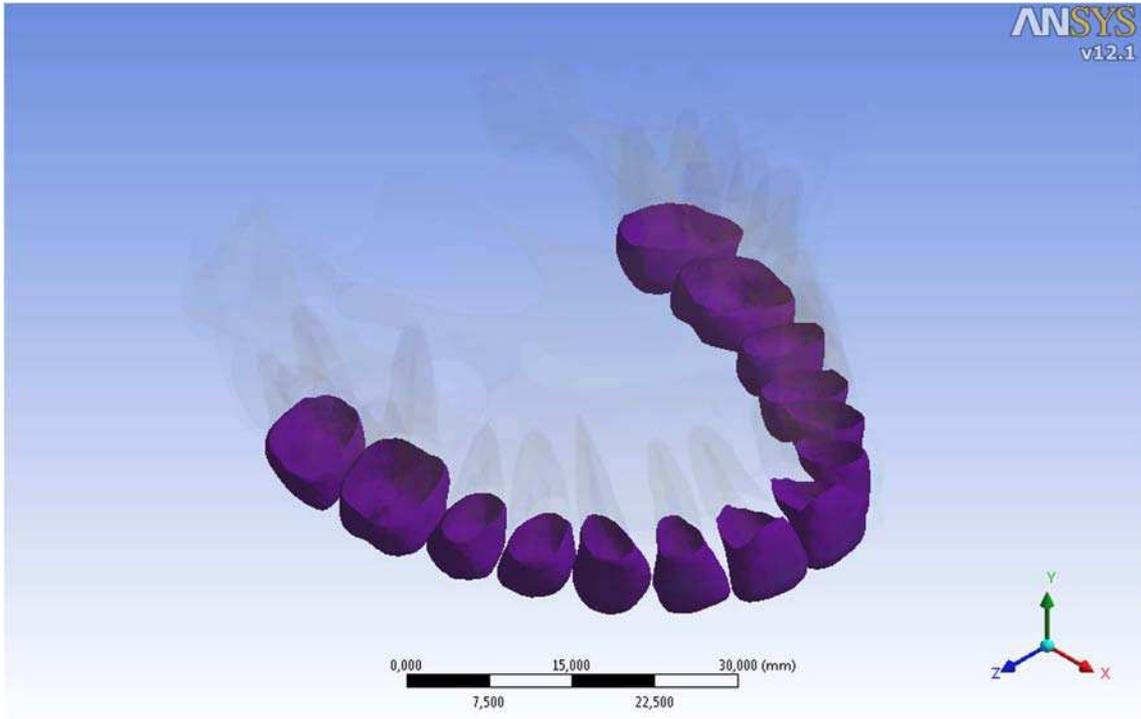
ANGELA TAYNA GOVEIA

ANEXO B – FIGURAS ADICIONAIS

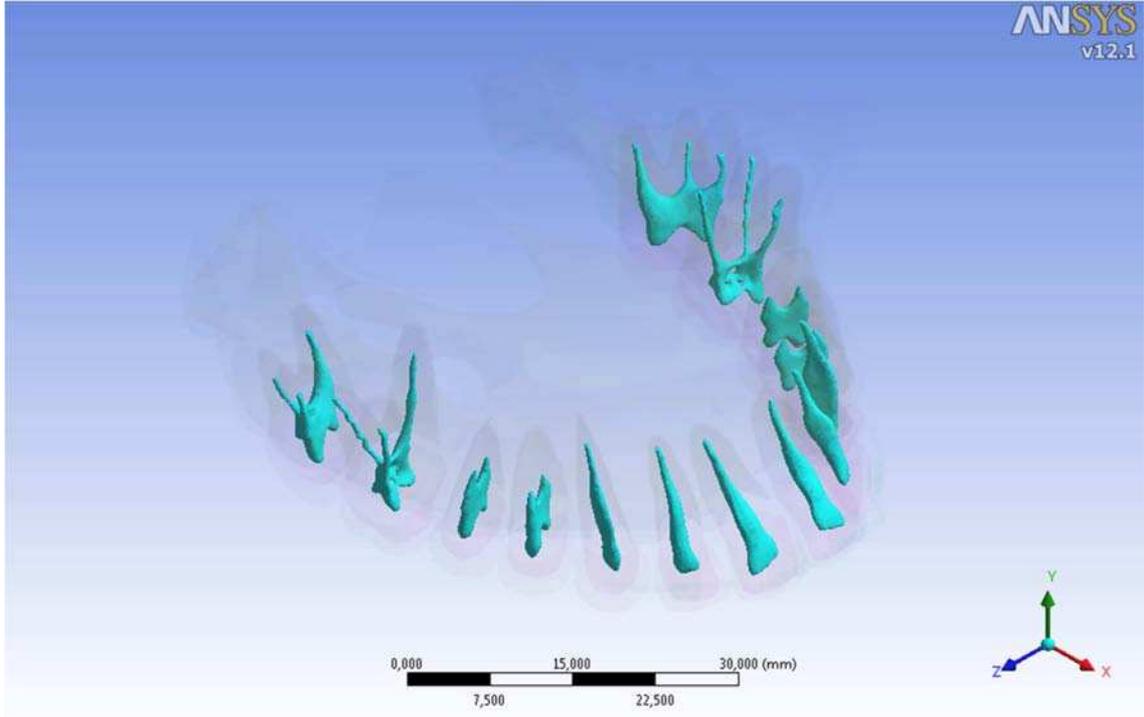
B.1 Modelagem da dentina



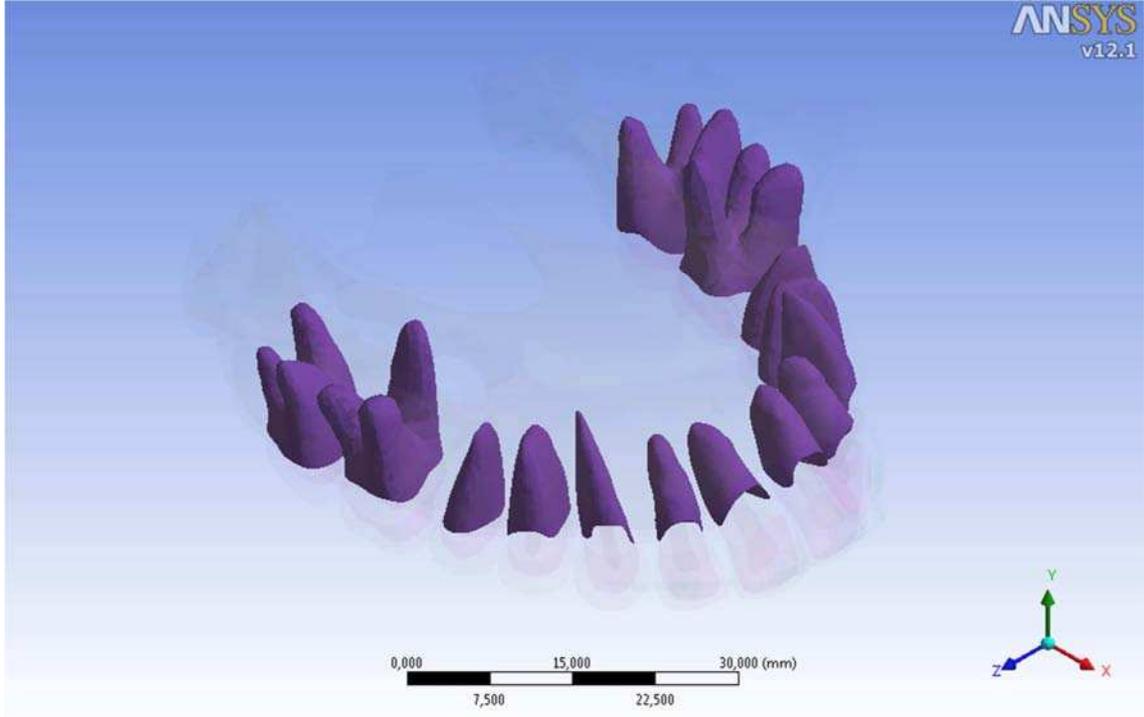
B.2 Modelagem do esmalte



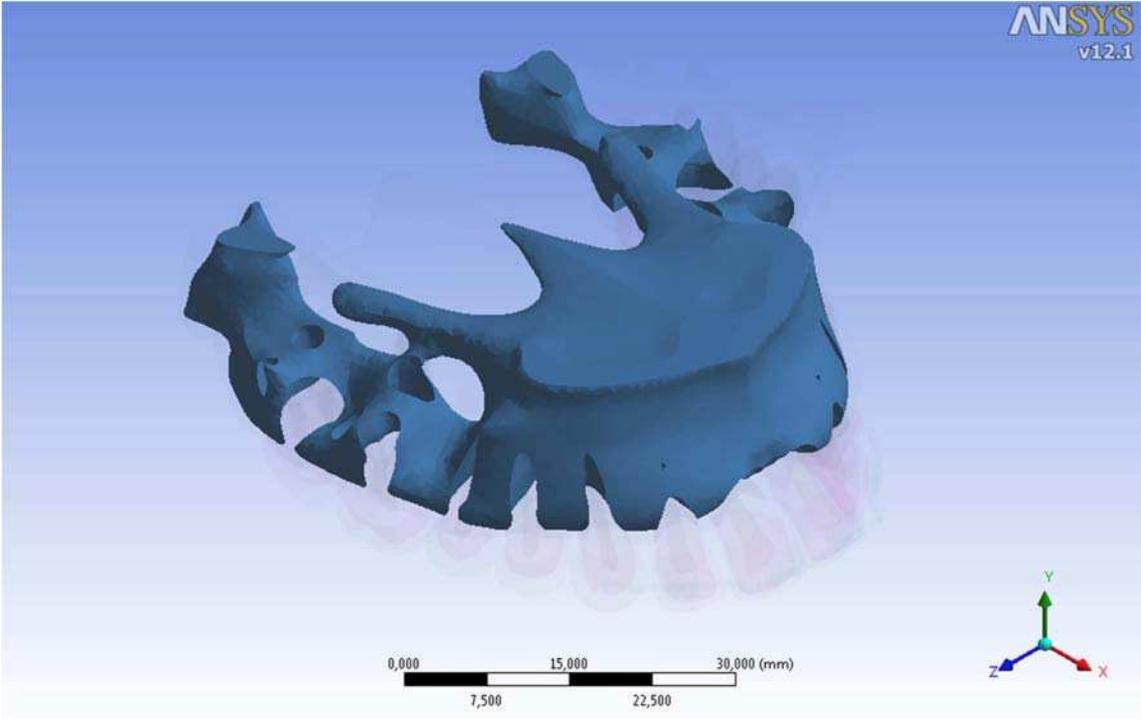
B.3 Modelagem da polpa



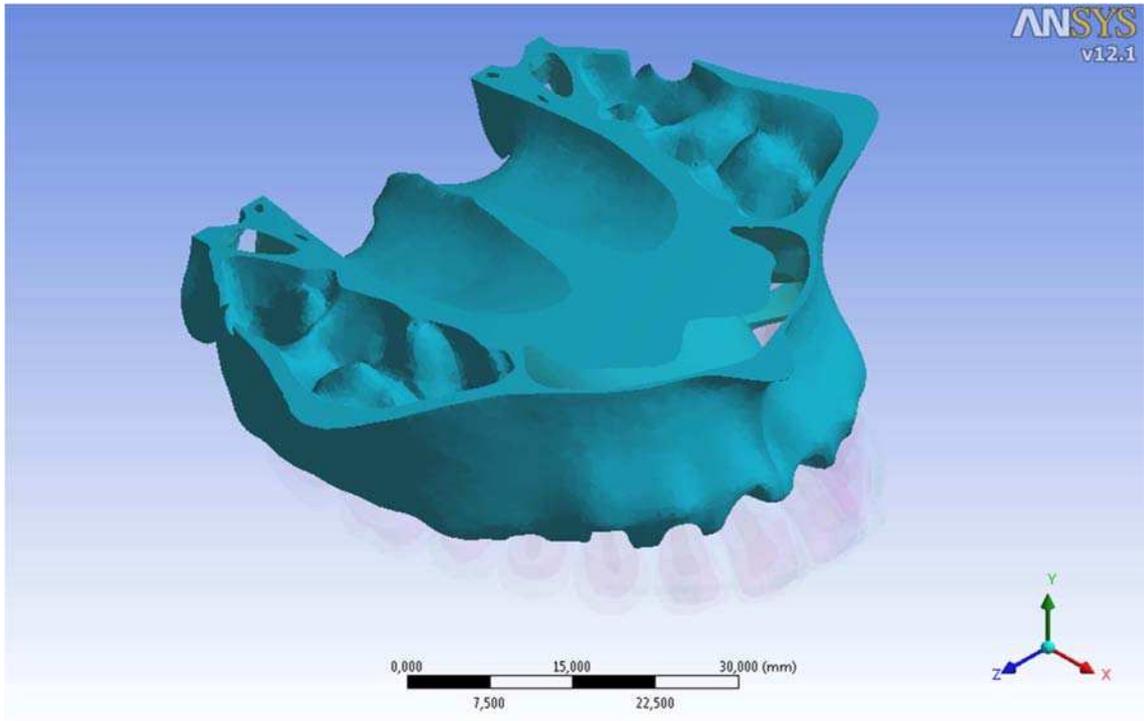
B.4 Modelagem do ligamento periodontal



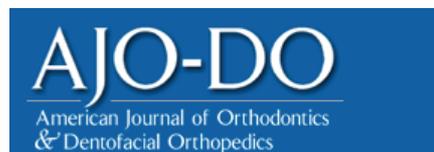
B.5 Modelagem do osso trabecular



B.6 Modelagem do osso cortical



**ANEXO C – NORMAS PARA PUBLICAÇÃO DO *AMERICAN JOURNAL OF
ORTHODONTICS AND DENTOFACIAL ORTHOPEDICS***



Search for in [Advanced Search](#)

Information for Authors

Electronic manuscript submission and review

The *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* uses the *Elsevier Editorial System (EES)*, an online manuscript submission and review system.

To submit or review an article, please go to the **AJO-DO** EES website: ees.elsevier.com/ajodo.

Send other correspondence to:

Dr. Vincent G. Kokich, DDS, MSD, Editor-in-Chief
American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics
 University of Washington
 Department of Orthodontics, D-569
 HSC Box 357446
 Seattle, WA 98195-7446
 Telephone (206) 221-5413
 E-mail: vgkokich@u.washington.edu

General Information

The *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* publishes original research, reviews, case reports, clinical material, and other material related to orthodontics and dentofacial orthopedics.

Submitted manuscripts must be original, written in English, and not published or under consideration elsewhere. Manuscripts will be reviewed by the editor and consultants and are subject to editorial revision. Authors should follow the guidelines below.

Statements and opinions expressed in the articles and communications herein are those of the author(s) and not necessarily those of the editor(s) or publisher, and the editor(s) and publisher disclaim any responsibility or liability for such material. Neither the editor(s) nor the publisher guarantees, warrants, or endorses any product or service advertised in this publication; neither do they guarantee any claim made by the manufacturer of any product or service. Each reader must determine whether to act on the information in this publication, and neither the *Journal* nor its sponsoring organizations shall be liable for any injury due to the publication of erroneous information.

Guidelines for Original Articles

Submit Original Articles via EES: ees.elsevier.com/ajodo. Organize your submission as follows.

1. Title Page. Put all information pertaining to the authors in a separate document. Include the title of the article, full name(s) of the author(s), academic degrees, and institutional affiliations and positions; identify the corresponding author and include an address, telephone and fax numbers, and an e-mail address. This information will not be available to the reviewers.
2. Abstract. Structured abstracts of 200 words or less are preferred. A structured abstract contains the following sections: Introduction, describing the problem; Methods, describing how the study was performed; Results, describing the primary results; and Conclusions, reporting what the authors conclude from the findings and any clinical implications.
3. Manuscript. The manuscript proper should be organized in the following sections: Introduction and literature review, Material and Methods, Results, Discussion, Conclusions, References, and figure captions. You should express measurements in metric units, whenever practical. Refer to teeth by their full name or their FDI tooth number. For style questions, refer to the *AMA Manual of Style*, 9th edition. Cite references selectively, and number them in the order cited. Make sure that all references have been mentioned in the text. Follow the format for references in "Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical Journals" (*Ann Intern Med* 1997;126:36-47); <http://www.icmje.org>. Include the list of references with the manuscript proper. Submit figures and tables separately (see below); **do not embed figures** in the word processing document.
4. Figures. Digital images should be in TIF or EPS format, CMYK or grayscale, at least 5 inches wide and at least 300 pixels per inch (118 pixels per cm). **Do not embed images** in a word processing program. If published, images could be reduced to 1 column width (about 3 inches), so authors should ensure that figures will remain legible at that scale. For best results, avoid screening, shading, and colored backgrounds; use the simplest patterns available to indicate differences in charts. If a figure has been previously published, the legend (included in the manuscript proper) must give full credit to the original source, and written permission from the original publisher must be included. Be sure you have mentioned each figure, in order, in the text.
5. Tables. Tables should be self-explanatory and should supplement, not duplicate, the text. Number them with Roman numerals, in the

order they are mentioned in the text. Provide a brief title for each. If a table has been previously published, include a footnote in the table giving full credit to the original source and include written permission for its use from the copyright holder. Submit tables as text-based files (Word or Excel, for example) and not as graphic elements.

6. Model release and permission forms. Photographs of identifiable persons must be accompanied by a release signed by the person or both living parents or the guardian of minors. Illustrations or tables that have appeared in copyrighted material must be accompanied by written permission for their use from the copyright owner and original author, and the legend must properly credit the source. Permission also must be obtained to use modified tables or figures.

7. Copyright release. In accordance with the Copyright Act of 1976, which became effective February 1, 1978, all manuscripts must be accompanied by the following written statement, signed by all authors:

"The undersigned author(s) transfers all copyright ownership of the manuscript [insert title of article here] to the American Association of Orthodontists in the event the work is published. The undersigned author(s) warrants that the article is original, does not infringe upon any copyright or other proprietary right of any third party, is not under consideration by another journal, has not been previously published, and includes any product that may derive from the published journal, whether print or electronic media. I (we) sign for and accept responsibility for releasing this material." Scan the printed [copyright release](#) and submit it via EES.

8. Conflict of interest statement. Report any commercial association that might pose a conflict of interest, such as ownership, stock holdings, equity interests and consultant activities, or patent-licensing situations. If the manuscript is accepted, the disclosed information will be published with the article. The usual and customary listing of sources of support and institutional affiliations on the title page is proper and does not imply a conflict of interest. Guest editorials, Letters, and Review articles may be rejected if a conflict of interest exists.

9. Institutional Review Board approval. For those articles that report on the results of experiments of treatments where patients or animals have been used as the sample, Institutional Review Board (IRB) approval is mandatory. No experimental studies will be sent out for review without an IRB approval accompanying the manuscript submission.

10. Systematic Reviews and Meta-Analyses must be accompanied by the current PRISMA checklist and flow diagram. This information can be downloaded from www.prisma-statement.org.

11. Randomized Clinical Trials must be accompanied by the current CONSORT statement, checklist, and flow diagram. This information can be downloaded from www.consort-statement.org.

Other Articles

Follow the guidelines above, with the following exceptions, and submit via EES.

Case Reports will be evaluated for completeness and quality of records, quality of treatment, uniqueness of the case, and quality of the manuscript. A high quality manuscript must include the following sections: introduction; diagnosis; etiology; treatment objectives, treatment alternatives, treatment progress, and treatment results; and discussion. The submitted figures must include extraoral and intraoral photographs and dental casts, panoramic radiographs, cephalometric radiographs, and tracings from both pretreatment and posttreatment, and progress or retention figures as appropriate. Complete Case Report Guidelines can be downloaded from Case Report Guidelines

Techno Bytes items report on emerging technological developments and products for use by orthodontists.

Miscellaneous Submissions

Letters to the Editor and Ask Us questions and answers appear in the Readers' Forum section and are encouraged to stimulate healthy discourse concerning the profession. Letters to the Editor must be less than 500 words including references. Send letters or questions directly to the editor, via e-mail: vgkokich@u.washington.edu. Submit a signed copyright release with the letter.

Brief, substantiated commentary on subjects of interest to the orthodontic profession is published occasionally as a Guest Editorial or Special Article. Send Guest Editorials or Special Articles directly to the editor, via e-mail: vgkokich@u.washington.edu. Submit a signed copyright release with the submission.

Books and monographs (domestic and foreign) will be reviewed, depending upon their interest and value to subscribers. Send books to the Editor in Chief, Dr. Vincent G. Kokich, Department of Orthodontics, University of Washington D-569, HSC Box 357446, Seattle, WA 98195-7446. They will not be returned.

Checklist for authors

- Title page, including full name, academic degrees, and institutional affiliation and position of each author, and author to whom correspondence and reprint requests are to be sent, including address, business and home phone numbers, fax numbers, and e-mail address
- Abstract
- Article proper, including references and figure legends
- Figures, in TIF or EPS format
- Tables
- [Copyright release statement](#), signed by all authors
- Photographic consent statement(s)
- Conflict of interest statement
- Permissions to reproduce previously published material

Updated February 2011

[Copyright © 2011 Elsevier, Inc. All rights reserved](#) | [Privacy Policy](#) | [Terms & Conditions](#) | [Feedback](#) | [About Us](#) | [Help](#) | [Contact Us](#)

The content on this site is intended for health professionals.

Advertisements on this site do not constitute a guarantee or endorsement by the journal, Association, or publisher of the quality or value of such product or of the claims made for it by its manufacturer.