

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO PARANÁ

ESCOLA DE CIÊNCIAS DA VIDA PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA ÁREA DE CONCENTRAÇÃO ORTODONTIA

CLÁUDIO VINÍCUS SABATOSKI

ANÁLISE DE ELEMENTOS FINITOS DAS DISTRIBUIÇÕES DAS TENSÕES NO LIGAMENTO PERIODONTAL NA MESIALIZAÇÃO DO PRIMEIRO MOLAR SUPERIOR COM PERDA HORIZONTAL DE OSSO ALVEOLAR

Curitiba 2017

CLÁUDIO VINÍCUS SABATOSKI

ANÁLISE DE ELEMENTOS FINITOS DAS DISTRIBUIÇÕES DAS TENSÕES NO LIGAMENTO PERIODONTAL NA MESIALIZAÇÃO DO PRIMEIRO MOLAR SUPERIOR COM PERDA HORIZONTAL DE OSSO ALVEOLAR

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 M. Tanaka Coorientador: Prof. Dr. Key Fonseca de Lima

Curitiba 2017

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

S113a 2017	Sabatoski, Cláudio Vinícius Análise de elementos finitos das distribuições das tensões no ligamento periodontal na mesialização do primeiro molar superior com perda horizontal de osso alveolar / Cláudio Vinícius Sabatoski ; orientador, Orlando M. Tanaka ; coorientador, Key Fonseca de Lima. – 2017. 88 f. : il. ; 30 cm
	Tese (doutorado) – Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, 2017 Inclui bibliografias Texto em português e inglês
	1. Movimentação dentária. 2. Perda do osso alveolar. 3. Ligamento periodontal. 4. Método dos elementos finitos. 5. Odontologia. I. Tanaka, Orlando Motohiro. II. Lima, Key Fonseca de. III. Pontifícia Universidade Católica do Paraná. Programa de Pós-Graduação Odontologia. IV. Título. CDD 22. ed. – 617.6



Pontifícia Universidade Católica do Paraná Escola Saúde e Biociências Programa de Pós-Graduação em Odontologia

TERMO DE APROVAÇÃO

CLÁUDIO VINÍCIUS SABATOSKI

ANÁLISE DAS DISTRIBUIÇÕES DAS TENSÕES NO LIGAMENTO PERIODONTAL NO MOVIMENTO DE MESIALIZAÇÃO DO PRIMEIRO MOLAR SUPERIOR COM PERDA HORIZONTAL DE OSSO ALVEOLAR: ESTUDO PELA ANÁLISE DE ELEMENTOS FINITOS

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

Orientador (a):

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

nares Prof Souza Camargo

Programa de Pós-Graduação em Odontologia, PUCPR

NA Odilon Guariza Ailho

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

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

Prof. Dr. Key Fonseta de Lima Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, PUCPR

Curitiba, 11 de Maio de 2017.

Rua Imaculado Conceição, 1155 Prado Velho CEP 80215 901 Curitiba Paraná Brasil Telefone: (41) 3271 1637 Fax: (41) 3271 1405 site: www.pucpr.br e-mail: ppgo@pucpr.br

"Mesmo quando tudo parece desabar, cabe a mim decidir entre rir ou chorar, ir ou ficar, desistir ou lutar; porque descobri, no caminho incerto da vida, que o mais importante é o decidir."

Cora Coralina (1889-1985)

A Deus, pelo milagre da vida.

Aos meus queridos pais **Dioníso Sabatoski** e **Ana Cléia Farago Sabatoski** (*in memoriam*), pelo exemplo de luta e de caráter, pelo carinho, compreensão e por terem dedicado grande parte de suas vidas para transformar os meus sonhos em realidade.

À minha esposa **Marinez Justino Sabatoski** pelo apoio e amor, sem os quais, não teria conseguido chegar ao final desta jornada.

À minha filha **Giovana Justino Sabatoski** por ser a minha inspiração e motivação para crescer e ser melhor.

Aos meus irmãos Marcos Adriano Sabatoski e Ana Regina Sabatoski Hammoud pelo constante incentivo e apoio.

DEDICO

AGRADECIMENTO ESPECIAL

Ao Prof. Dr. Orlando Motohiro Tanaka, pela oportunidade, confiança e orientação.

Muito obrigado.

AGRADECIMENTOS

À Pontifícia Universidade Católica do Paraná - PUCPR - pela oportunidade e acolhimento para a realização do Doutorado. Agradeço também pela bolsa que permitiu a insenção das taxas.

Ao Prof. Dr. Odilon Guariza Filho e à Profa. Dra. Elisa Souza Camargo, pela amizade, apoio e conhecimentos transmitidos.

Ao Prof. Dr. Key Fonseca de Lima pela dedicação e orientação na elaboração deste trabalho.

Aos Profs. Drs. Rodrigo Nunes Rached e Sérgio Aparecido Ignácio, pelas contribuições e correções na banca de qualificação deste trabalho.

Ao graduando em Engenharia Mecânica da PUCPR Victor Nissen, pela inestimável colaboração neste projeto.

Aos demais professores do Programa de Pós-Graduação da PUCPR, pelos conhecimentos transmitidos.

À Neide Borges dos Reis, secretária do Programa de Pós-Graduação da PUCPR, eficiência, carinho e amizade.

Aos amigos, pelo apoio em todos os momentos importantes da minha vida.

E a todos que, direta ou indiretamente, contribuíram para a realização deste trabalho.

Muito obrigado

SUMÁRIO

ARTIGO - EM PORTUGUÊS1	I
PÁGINA TÍTULO	.1
RESUMO	.2
INTRODUÇÃO	.3
MATERIAL E MÉTODOS	.5
RESULTADOS1	.4
DISCUSSÃO3	5
CONCLUSÕES3	9
REFERÊNCIAS4	0
ARTIGO EM INGLÊS44	1
TITLE PAGE4	4
ABSTRACT4	5
INTRODUCTION4	6
MATERIAL AND METHODS4	8
RESULTS5	6
DISCUSSION7	7
CONCLUSION	0
REFERENCES8	31
ANEXO	5
Análise estatística-Tabelas	\$5
Normas para publicação8	8

ARTIGO - EM PORTUGUÊS

PÁGINA TÍTULO

ANÁLISE DE ELEMENTOS FINITOS DAS DISTRIBUIÇÕES DAS TENSÕES NO LIGAMENTO PERIODONTAL NA MESIALIZAÇÃO DO PRIMEIRO MOLAR SUPERIOR COM PERDA HORIZONTAL DE OSSO ALVEOLAR

Cláudio Vinícius Sabatoski Doutorando em Odontologia – Área de Concentração em Ortodontia Pontifícia Universidade Católica do Paraná

Key Fonseca de Lima Professor Titular do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica Pontifícia Universidade Católica do Paraná

Orlando M. Tanaka Professor Titular do Programa de Pós-Graduação em Odontologia – Área de Concentração em Ortodontia Pontifícia Universidade Católica do Paraná

Endereço para correspondência: Prof. Dr. Orlando M. Tanaka Programa de Pós-Graduação em Odontologia Ortodontia Rua Imaculada Conceição, 1155, Prado Velho Cep: 80215-901 – Curitiba-PR-Brasil Telefone: 55 41 3271-1637 / Fax: 55 41 3271-1405 e-mail: tanaka.o@pucpr.br

RESUMO

Introdução: O objetivo deste estudo foi avaliar, por meio da análise de elementos finitos (AEF), as alterações iniciais na distribuição e magnitude das tensões no ligamento periodontal (LPD), no movimento de mesialização do primeiro molar superior, considerando a variação no nível horizontal do osso alveolar e No ponto de aplicação da força. Métodos: Os modelos tridimensionais foram criados a partir da tomografia computadorizada de um crânio seco e, posteriormente, exportados ao programa Autodesk Simulation Multiphysics® 2016, para a realização da AEF. A simulação da variação no nível do osso alveolar foi definida em 4 estágios: 1) sem perda de osso alveolar, 2) 1,0 mm, 3) 2,0 mm 4) 3,0 mm de perda horizontal de osso alveolar. O ponto de aplicação da força variou em dois níveis: 1) Centro da coroa, 2) 1,0 mm apical. Resultados: Os resultados mostraram que, no movimento de inclinação, há distribuição não uniforme das tensões no LPD, e a presença de áreas de grande concentração de compressão e tração. No movimento de translação, a distribuição das tensões foi uniforme. Para cada milímetro de perda óssea, foi necessária a redução na magnitude da força de 31,4 gf, para manter este equilíbrio na distribuição das tensões. Quando a aplicação da força é deslocada apicalmente em 1,0mm, a redução na magnitude da força para cada milímetro de perda óssea é de 29,4 gf. Para cada milímetro de perda óssea, há o deslocamento do centro de resistência (Cres) do LPD de 0,63mm, apenas no eixo vertical e na direção apical. Conclusões: Para que a movimentação do primeiro molar superior com perda horizontal do osso alveolar ocorresse sem a formação de áreas de concentração de tensão no LPD, foi necessário ajustar a magnitude da força e a aplicação dos momentos equilibrantes à medida que o CRes é deslocado apicalmente.

Palavras-chave: Movimentação dentária, Perda de Osso Alveolar, Análise de Elementos Finitos, Ligamento Periodontal

INTRODUÇÃO

A conscientização da importância de uma dentição saudável e de um sorriso harmônico fez com que o número de pacientes adultos, que procuram por tratamento ortodôntico, aumentasse nas últimas décadas.¹ Segundo estudo publicado, no início de 2016, pela Associação Americana de Ortodontia, 27% dos pacientes em tratamento ortodôntico, nos Estados Unidos e Canadá, são adultos.

Para a Ortodontia, é considerado adulto, aquele paciente que está com o crescimento finalizado. Ou seja, a correção ortodôntica é realizada, apenas, pela movimentação dos dentes nos alvéolos, sem considerar o desenvolvimento dos maxilares e dos processos alveolares.² Este, por si só, é um fator limitante para o tratamento ortodôntico. Porém, a redução nos tecidos de suporte periodontal, frequentemente observada nos pacientes adultos, seja em decorrência de trauma ou doença periodontal, torna o tratamento ortodôntico ainda mais desafiador³.

Com a diminuição do suporte periodontal, há o deslocamento apical do centro de resistência do dente. Consequentemente, há o aumento da distância entre o ponto de aplicação da força e o ponto de resistência, alterando o momento e aumentando a tendência de inclinação dentária e a concentração indesejada de forças no ligamento periodontal⁴. Além disso, a redução da superfície do ligamento periodontal, causada pela perda do osso alveolar, diminui a área de dissipação das forças, podendo resultar, também, numa concentração indesejada de forças. Como consequência, poderão aparecer mais áreas de hialinização,⁵⁻⁷ dificultando o movimento dentário e contribuindo para o desenvolvimento de reabsorções radiculares externas.

O tratamento ortodôntico não é contraindicado em pacientes com perdas severas no periodonto de suporte, desde que haja saúde dos tecidos remanescentes.^{4,8,9} Porém, o controle da aplicação da força ortodôntica, tanto na intensidade como na direção, passa a ser fundamental para que a movimentação dentária seja eficiente e não traga danos aos dentes e ao periodonto de suporte.

Frequentemente, o tratamento em adultos requer abordagem multidisciplinar. Neste contexto, um dos desafios da Ortodontia é a movimentação de dentes comprometidos periodontalmente, com a finalidade de otimizar espaços remanescentes de perdas dentárias, criando as condições necessárias para a realização de outros procedimentos odontológicos.

Alguns estudos, usando a Análise de Elementos Finitos (AEF), investigaram a ação de forças aplicadas diretamente sobre a coroa em dentes anteriores, portanto uniradiculares, com a simulação de diversos níveis de perda no osso alveolar. Os resultados destes trabalhos sugerem que a diminuição na intensidade de força e o aumento na relação momento/força (M/F) são necessários para se obter o movimento de corpo em dentes com perdas no periodonto de suporte.¹⁰⁻¹²

Porém, apesar da grande demanda clínica, a discussão na literatura da correlação entre a perda de suporte periodontal e a aplicação de forças, em dentes multirradiculares, é muito pequena. Jeon et al¹³ avaliaram a aplicação de forças em modelos tridimensionais de molares, simulando a perda de osso alveolar. Os resultados também indicaram a necessidade de alteração na intensidade da força aplicada e na relação M/F para que o padrão de distribuição de forças no LPD se mantenha equilibrado com a perda de suporte periodontal.

Com a utilização da AEF, uma série de simulações, variando a intensidade e o ponto de aplicação das forças ortodônticas, bem como as propriedades dos dentes e dos seus tecidos de suporte, podem ser analisadas e informações valiosas podem ser utilizadas para facilitar o planejamento e a aplicação das forças ortodônticas.^{11,14-17} Porém, a precisão dos resultados destes trabalhos está diretamente relacionada à riqueza de detalhes anatômicos dos modelos tridimensionais, ao número de elementos e ao grau de refinamento na malha de elementos finitos.¹⁸

O objetivo deste trabalho foi avaliar, por meio da AEF, a resposta inicial e a distribuição das tensões no ligamento periodontal, no movimento de mesialização do primeiro molar superior, considerando a variação no nível horizontal do osso alveolar e no ponto de aplicação da força.

4

MATERIAL E MÉTODOS

Modelagem

A modelagem foi feita a partir de tomografia tipo *cone-beam* obtida de um crânio seco com dentição permanente completa procedente do departamento de Anatomia da Pontifícia Universidade Católica do Paraná (PUCPR). O tomógrafo utilizado foi o I-CAT (Classic I-CAT, Imaging Sciences, Hatfield, Pa), operado a 120kVp, 0,5 mm de tamanho de ponto focal nominal, gama dinâmica da escala de cinzas de 14 bits, 0,4 mm de tamanho de voxel, produzindo 256 fatias de imagens com 0,25 mm de espessura convertidos em arquivos exportáveis em formato DICOM.

No departamento de Engenharia Mecânica da PUCPR, foi utilizado o programa CAD Simpleware[®] (Innovation Centre, Exeter, United Kingdom) para definir os limites de cada componente anatômico do modelo (osso cortical, osso trabecular, esmalte, dentina e polpa) em NURBS bilineares (*non-uniform rational B-spline*). Esta conversão permitiu maior manipulação e controle das curvas ou superfícies geradas e, consequentemente, maior versatilidade na representação das superfícies complexas. Após a definição dos limites dos tecidos ósseos, este modelo foi transferido no formato STEP para o programa de CAD denominado Solidworks[®] 2015 - *academic version* (Dessault Systèmes Solidworks Corp., Concord, Ma). Nesta fase, foram retiradas as superfícies sobrepostas, realizadas a suavização da interseção das superfícies e corrigidos os espaços vazios gerados pela retirada das vascularizações e nervos.

Para simplificar o modelo, apenas a hemimaxila esquerda foi considerada (Fig 1, pág. 6).



Fig 1. Modelo tridimensional da hemimaxila esquerda.

A partir desta hemimaxila, foi gerado o primeiro modelo tridimensional (Modelo 1) composto pelo primeiro molar, ligamento periodontal (LPD), osso cortical, osso alveolar e *bracket* (Fig 2).



Fig 2. Modelo tridimensional 1.

Fig 3. Modelo tridimensional 2.

O segundo modelo tridimensional, Modelo 2, foi gerado (Fig 3), no qual a posição do *bracket* foi deslocada apicalmente, até o limite da superfície do esmalte dentário com o início da raiz. As demais características ficaram idênticas ao Modelo 1 (Fig 2, pág. 6).

A imagem tridimensional do *bracket* metálico com *slot* 0.022" x 0.028" *Twin-Edge® Standard Edgewise* (TP Orthodontics, La Porte, IN) foi elaborada de acordo com as dimensões obtidas pelos projetores de perfil da marca Nikon Profile Projector V-16E (Tokio, Japão) e Metronics Quadra-Chek 2000 (Manchester, NH).

O LPD foi criado por meio da expansão da superfície externa da raiz para a criação de um modelo que represente este tecido. Após a expansão, foi usada a ferramenta de secção por *Loft* do programa CAD denominado Solidworks[®] 2015 - *academic version* (Dessault Systèmes Solidworks Corp., Concord, Ma), que usou curvas como guias que acompanhassem o lado externo do LPD, criando a cavidade necessária na superfície óssea para acomodá-lo juntamente com a raiz. Com esse método, foi possível criar uma superfície sem rugosidades evitando as concentrações de tensões que pudessem distanciar o resultado final do real. Este modelo não apresentou espessura uniforme, variando de 0,1 mm a 0,5 mm, ficando, assim, mais próximo da anatomia real¹⁹ (Fig 4, pág. 7).



Fig 4. Vista Mesial (A), Vista Distal (B) e Vista Apical (C) do LPD. Variação da espessura do LPD.



Fig 5. Sem perda óssea (A), 1,0 mm (B), 2,0 mm (C) e 3,0 mm (D) de perda óssea.

As simulações do nível horizontal do osso alveolar, nos dois modelos, foram divididas em quatro estágios: A) Sem perda óssea; B) 1,0 mm de perda; C) 2,0 mm de perda; D) 3,0 mm perda (Fig 5).

Então, os modelos de sólidos geométricos do primeiro molar foram transferidos no formato STEP para o programa de CAE (Computer Aided Engineering), denominado Autodesk Multphysics Simulation[®] 2016 – *Academic version* (Autodesk, San Rafael, CA), para análise de elementos finitos. Nesta fase, foi construído o modelo de elementos finitos com elementos tetraédricos lineares de quatro nós.

O modelo de elementos finitos do osso cortical e trabecular, do LPD, da dentina, do esmalte e do *bracket* foram considerados homogêneos, isotrópicos e

com comportamento elástico linear,²⁰⁻²³ com módulo de Young e coeficiente de Poisson específicos (Tabela I).²⁴⁻²⁷ A polpa foi desconsiderada devido à sua rigidez ser irrelevante perante os demais componentes do modelo²⁶ e por não ser objeto de pesquisa deste trabalho.

Material	Módulo de Young (MPa)	Coeficiente de Poisson
Ligamento Periodontal	0,87	0,35
Esmalte	84.100,00	0,20
Dentina	18.600,00	0,31
Osso cortical	13.800,00	0,26
Osso trabecular	345,00	0,31
Aço inoxidável	210.000,00	0,27

Tabela I. Módulo de Young e Coeficiente de Poisson

Fonte: Malek et al, 2001²⁵. Quian et al, 2008²⁶. Kojima and Fukui, 2006²⁴. Xia et al, 2013²⁷.

As condições de contorno foram definidas para simular o restante da hemimaxila (Fig 1, pág.6). Os nós das faces mesial, distal e superior dos modelos foram fixados, restringindo as translações nas direções x, y e z (Fig 6, pág. 10).

Após a análise de convergência do campo de tensões definiu-se a malha para realização das AEF. Os comprimentos das arestas dos elementos resultantes variam entre 0,317 mm a 0,004 mm, no modelo sem perda óssea; de 0,572 mm a 0,002 mm nos com 1,0 mm de perda óssea; 0,482 mm a 0,002 mm nos modelos com 2,0 mm de perda óssea e de 0,653 mm a 0,005 mm nos modelos com 3,0 mm de perda óssea. A malha resultante foi formada por 3.216.873 elementos tetraédricos lineares e por 553.736 nós nos modelos sem perda óssea; 3.569.459 elementos tetraédricos lineares e por 618.528 nós nos modelos com 1,0 mm perda óssea; 3.790.685 elementos tetraédricos lineares e por 658.024 nós nos modelos com 2,0 mm perda óssea e for 3,0 mm perda óssea e for 3,0 mm perda óssea e for 3,0 mm perda óssea e for 4,0 mm perda óssea; 3.790.685 elementos tetraédricos lineares e por 658.024 nós nos modelos com 2,0 mm perda óssea e 5.094.956 elementos tetraédricos lineares e por 658.024 nós nos modelos com 2,0 mm perda óssea e 5.094.956 elementos tetraédricos lineares e por 658.024 nós nos modelos com 2,0 mm perda óssea e 5.094.956 elementos tetraédricos lineares e por 658.024 nós nos modelos com 2,0 mm perda óssea e 5.094.956 elementos tetraédricos lineares e por 658.024 nós nos modelos com 2,0 mm perda óssea e 5.094.956 elementos tetraédricos lineares e por 658.024 nós nos modelos com 2,0 mm perda óssea e 5.094.956 elementos tetraédricos lineares e por 658.024 nós nos modelos com 2,0 mm perda óssea e 5.094.956 elementos tetraédricos lineares e por 658.024 nós nos modelos com 2,0 mm perda óssea e 5.094.956 elementos tetraédricos lineares e por 658.024 nós nos modelos com 2,0 mm perda óssea e 5.094.956 elementos tetraédricos lineares e por 658.024 nós nos modelos com 3,0 mm perda óssea (Fig 7, pág. 10). O algoritmo de geração da malha foi ajustado para ficar com no mínimo 4 tetraedros na espessura do LPD (Fig 8, pág. 11).



Fig 6. Condições de contorno.



Fig 7. Malha do modelo tridimensional.



Fig 8. Malha do LPD.

APLICAÇÃO DA FORÇA

No Modelo 1, sem perda óssea, inicialmente, foi simulada a força no sentido mesial 2,94 N (300 gf),^{28,29} decomposta nos vetores Fx=-0,059 N, Fy=-2,929 N e Fz=0,061 N (Fig 9, pág. 12). Esta força foi aplicada sobre o *bracket*, simulando o movimento de inclinação mesial. Posteriormente, para simular o movimento de corpo, ou de translação do dente, e aliviar as concentrações de tensões,³⁰ foi aplicada, sobre o *bracket*, a mesma força no sentido mesial acrescida de um conjunto de momentos equilibrantes tridimensionais (Fig 10, pág. 12). Estes momentos são: Mx=31,38 N.mm, My=0,36 N.mm e Mz=17,89 N.mm.



Fig 9. Força mesial e movimento de inclinação.



Fig 10. Vista Oclusal (A), Vestibular (B) e Mesial (C). Momento triplo e movimento de translação.

Com a perda horizontal do osso alveolar em 1,0 mm, 2,0 mm e 3,0 mm, a redução na magnitude da força e ajustes nos momentos equilibrantes tridimensionais foram estabelecidos, a fim de manter o mesmo padrão qualitativo de distribuição de tensão obtido no movimento de translação do modelo sem perda óssea.

No modelo 2, sem perda óssea, inicialmente, também foi aplicada força no sentido mesial de 2,94 N (300 gf),^{28,29} decomposta nos vetores Fx=-0,059 N, Fy=-2,929 N e Fz=0,061 N, simulando o movimento de inclinação mesial. Posteriormente, o movimento de translação³⁰ foi simulado, também, com a aplicação dos momentos equilibrantes tridimensionais: Mx=28.31 N.mm, My= 0,44 N.mm e Mz= 18,02 N.mm.

No modelo 2, também foram simuladas as perdas horizontais do osso alveolar em 1,0mm, 2,0mm e 3,0mm. Ajustes na força e nos momentos equilibrantes tridimensionais, também, foram estabelecidos, a fim de manter o mesmo padrão de distribuição de tensão obtido no movimento de translação sem perda óssea.

Após o processamento da análise de elementos finitos, os dados numéricos produziram mapas gráficos codificados por cores para melhor comparação da distribuição das tensões principais. Os registros obtidos foram avaliados de acordo com as tensões principais mínima e máxima. Por convenção a tensão principal mínima (TPMín) são as tensões de menor magnitude e, geralmente, representa uma tensão compressiva e, a tensão principal máxima (TPMáx) são as tensões de maior magnitude e, geralmente, representa uma tensão de tração.

RESULTADOS

Análise de Elementos Finitos (AEF)

A representação gráfica da análise dos campos de tensões foi feita de acordo com uma escala de cores e permitiu a avaliação qualitativa das distribuições de forças. As áreas correspondentes às cores quentes, ou valores positivos, indicam regiões de tração. As áreas correspondentes às cores frias, ou valores negativos, indicam regiões de compressão.

Os eixos x, y e z foram usados como referência para realizar a interpretação dos resultados no programa Autodesk Multphysics Simulation [®] 2016 – *Academic version* (Autodesk, San Rafael, CA), o eixo x representa o plano transversal, o eixo y o plano ântero-posterior ou sagital e o z o plano vertical ou frontal.

A força mesial de 2,94 N (300 gf,) aplicada no bracket do Modelo 1 (Fig 2, pág. 6), sem perda óssea, gerou distribuição não uniforme de áreas compressivas e de tração por todo o LPD (Fig 11, pág. 15). As áreas de maior compressão no LPD puderam ser observadas no terço cervical da face mesial, do limite com a face vestibular até a região central. Ainda na face mesial, observouse uma pequena área, bem delimitada, de grande compressão no terço médio da raiz vestibular. Esta área coincide com a área de menor espessura do LPD (Fig 3, pág. 6). Na face distal, as maiores áreas de compressão foram observadas no terço apical da raiz palatina. Na face vestibular, as áreas com maior compressão foram localizadas no terço cervical, no limite com a face mesial e na parte distal de terço apical da raiz palatina. Por palatino, a maior compressão foi observada no terço apical no limite com a face distal. Por fim, na vista apical, áreas de grande compressão foram identificadas nos ápices da raiz mésio-vestibular e na parte distal do ápice da raiz palatina. Estas áreas de grande concentração de compressão nos ápices coincidem com áreas de menor espessura do LPD (Fig 3, pág. 6). As maiores áreas de tração puderam ser visualizadas na face distal, concentrando-se no centro do terço cervical e estendendo-se ao limite com a face vestibular. Na face mesial, as maiores forças de tração foram localizadas no terço apical da raiz palatina, estendendo-se até o terço médio. Na face vestibular, a porção distal do terço cervical e a parte distal do terço médio da raiz mésiovestibular foram as áreas de maior tração. Por palatino, as áreas com maior tração foram observadas na parte mesial no terço apical da raiz palatina e no limite distal do terço cervical. Na vista apical, o ápice da raiz disto-vestibular e a porção mesial do ápice da raiz palatina concentraram as maiores forças de tração. Nesta simulação, TPMín variaram de -0,055 MPa a 0,025 MPa (Fig 11, pág. 15).

Μον	rimento de inclinação	Movir	mento de translação	
MPa		MPa		A
VIPa 0,025 0,007 0,000 0,001 0,001 0,001 0,001 0,001 0,001 0,001 0,001 0,001 0,001 0,001 0,001 0,001 0,001 0,009 0,009 0,009 0,009 0,009 0,009 0,009 0,009 0,009 0,009 0,001 0,009 0,009 0,001 0,009 0,001 0,009 0,001 0,001 0,009 0,001 0,001 0,009 0,001 0,001 0,001 0,001 0,001 0,001 0,001 0,001 0,001 0,001 0,001 0,001 0,000 0,001 0,000 0,001 0,000000		0,015 0,011 0,007 0,004 0,000 -0,004 -0,008 -0,012 -0,015 -0,019		В
-0,055		-0,023		с

Fig 11. Modelo 1, Sem perda óssea. Vista Mesial (A), Distal (B) e Apical (C) da distribuição de tensões mínimas, no movimento de inclinação e translação.

No Modelo 1 (Fig 2, pág. 6), sem perda óssea, com a aplicação dos momentos equilibrantes tridimensionais (Fig 11, pág. 15), foi possível simular o movimento de translação, onde o dente se movimenta sem as tendências de inclinação ou giro e a distribuição das áreas de compressão e tração é mais uniforme. Na face mesial do LPD, há um predomínio de campos de compressão, com uma concentração maior ao longo da raiz palatina e principalmente no terço médio da raiz mésio-vestibular. Na vista palatina, observa-se o predomínio dos campos de tração com distribuição uniforme. Por vestibular, pode-se observar a divisão homogênea entre os campos de tensão. As áreas de compressão estão localizadas ao longo das porções mesiais das três raízes, enquanto as áreas de tração estão nas porções distais das raízes. A vista palatina mostra o mesmo padrão homogêneo de divisão dos campos de tensão. Na vista apical, observa-se que as áreas de compressão estão distribuídas ao longo das faces mesiais das raízes e do terço cervical da face mesial, com concentração maior no centro da face mesial da raiz mésio-vestibular e na região mesial do ápice da raiz palatina. As áreas de tração estão distribuídas mais uniformemente e se localizam nas porções distais das raízes e no terço cervical da face distal. Nesta simulação, TPMín variaram de -0,023 MPa a 0,015 MPa (Fig 11, pág. 15).

As Figuras 12 à 15, páginas 17 à 20, mostram a distribuição das tensões no LPD, no movimento de translação do Modelo 1, de acordo com a alteração no nível do osso alveolar em quatro estágios. A situação inicial foi considerada com 0,0 mm de perda óssea horizontal. Depois 1,0 mm, 2,0 mm e 3,0 mm de perda óssea. Nestas simulações, a análise dos campos de tensão foi feita com base na tensão (TPMín) e (TPMáx). Para cada nível ósseo, foram alterados os momentos equilibrantes tridimensionais e a magnitude da força, de maneira que o mesmo padrão de distribuição de tensões, obtido no movimento de translação do Modelo 1, sem perda óssea, fosse mantido (Fig 11, pág. 15).



Fig 12. Modelo 1, Sem perda óssea. Vista Mesial (A), Distal (B), Apical (C) da distribuição de tensões mínimas e máximas, no movimento de translação.



Fig 13. Modelo 1, com 1,0 mm de perda óssea. Vista Mesial (A), Distal (B), Apical (C) da distribuição de tensões mínimas e máximas, no movimento de translação.



Fig 14. Modelo 1, com 2,0 mm de perda óssea. Vista Mesial (A), Distal (B), Apical (C) da distribuição de tensões mínimas e máximas, no movimento de translação.



Fig 15. Modelo 1, com 3,0 mm de perda óssea. Vista Mesial (A), Distal (B), Apical (C) da distribuição de tensões mínimas e máximas, no movimento de translação.

A magnitude da força variou de 2,94 N (300 gf), para 2,79 N (284 gf), 2,5 N (255 gf) e 2,01 N (205 gf), conforme variou, respectivamente, o nível ósseo nos quatro estágios (Tabela II). A diminuição na intensidade da força foi de, aproximadamente, 5,3% com a perda de 1,0 mm; 15,0% com 2,0 mm e 31,6% com 3,0 mm.

Mode	elo 1		Modelo 2			
Nível ósseo	Força	Força	Nível ósseo	Força	Força	
(mm)	(N)	(gf)	(mm)	(N)	(gf)	
0,0	2,94	300	0,0	2,94	300	
1,0	2,79	284	1,0	2,75	280	
2,0	2,50	255	2,0	2,50	255	
3,0	2,01	205	3,0	2,06	210	

Tabela II. Alterações na magnitude da força

Fonte: O autor

Com a perda do suporte ósseo, houve diminuição da área de superfície do LPD (Fig 16, pág. 22). Foi de 1.068,87 mm², nos modelos sem perda óssea, para 955,64 mm² com 1,0 mm de perda, 896,84 mm² para 2,0 mm de perda e 747,28 mm² com 3,0 mm de perda (Tabela III). A redução foi de, aproximadamente, 10,6% com a perda de 1,0mm; 16,1% com 2,0mm e 30,0% com 3,0 mm. Estas alterações são as mesmas para os Modelos 1 e 2 (Figs 2 e 3, pág. 6).

Tabela III. Alterações na area de superfície do LPD					
Nível ósseo (mm)	Área do LPD (mm ²)				
0,0	1068,87				
1,0	955,64				
2,0	896,84				
3,0	747,28				

abola III. Alterações na área de superfície de LPD

Fonte: O autor



Fig 16. Sem perda no nível ósseo (A), 1,0 mm (B), 2,0 mm (C) e 3,0 mm (D). Deslocamento do CRes (ponto amarelo) e diminuição da superfície do LPD.

O posicionamento do centro de resistência (CRes) do LPD foi calculado tomando como referência o centro do *bracket* (Fig 17). Sua localização também variou com a alteração no nível do osso alveolar. Este deslocamento pode ser observado no eixo vertical, com a variação máxima de 2,0 mm para apical no modelo com perda óssea de 3,0 mm. Nos eixos horizontal e transversal as alterações no posicionamento foram muito pequenas (Tabela IV, pág. 24).



Fig 17. Vista Oclusal (A), Vestibular (B), Mesial (C) Palatina (D). Sistema de coordenadas x, y e z. Localização do centro de resistência (**CRes**).

	Modelo	o 1		Modelo 2				
Nível ósseo	Rx	Ry	Rz	Nível ósseo	Rx	Ry	Rz	
(mm)	(mm)	(mm)	(mm)	(mm)	(mm)	(mm)	(mm)	
0,0	6,0	-0,9	-10,6	0,0	6,0	-0,8	-9,6	
1,0	6,0	-0,9	-11,3	1,0	6,0	-0,9	-10,3	
2,0	6,0	-0,9	-11,7	2,0	6,0	-0,9	-10,7	
3,0	6,0	-1,0	-12,6	3,0	6,0	-0,9	-11,6	

Tabela IV. Posição do centro de resistência

Fonte: O autor

Com a redução no nível ósseo, foram necessários a diminuição na magnitude da força e o ajuste nos momentos equilibrantes tridimensionais. O maior ajuste foi no eixo vertical, variando de 17,9 N.mm a 12,2 N.mm conforme o nível ósseo foi reduzido. No eixo transversal a força passou de 31,4 N.mm para 25,5 N.mm. No eixo horizontal, a variação foi de 0.4 N.mm a 0.2 N.mm (Tabela V).

	Model	o 1		Modelo 2					
Nível ósseo	Mx	My	Mz	Nível ósseo	Mx	My	Mz		
(mm)	(N.mm)	(N.mm)	(N.mm)	(mm)	(N.mm)	(N.mm)	(N.mm)		
0,0	31,80	0.36	17,89	0,0	28,38	0,44	18,02		
1,0	31,38	0,30	17,00	1,0	28,31	0,37	16,86		
2,0	29,35	0.24	15,13	2,0	26,24	0,30	14,98		

12,19

3,0

23,90

0,21

12,59

Tabela V. Momentos Equilibrantes Tridimensionais

3,0 Fonte: O autor

25,45

0,15

No Modelo 2 (Fig 3, pág. 6), o *bracket* foi reposicionado 1,0mm apicalmente, até o limite do esmalte com a raiz, sendo esta a única diferença para o Modelo 1 (Fig 2, pág. 6). Para simular o movimento de inclinação, no Modelo 2 sem perda óssea, foi aplicada a mesma força mesial de 2,94 N (300 gf,) no centro do *bracket*. A distribuição das áreas de tração e compressão, no LPD, também apresentou padrão não uniforme (Fig 18, pág. 25). Os resultados são, qualitativamente, semelhantes, à mesma simulação feita no Modelo 1 sem perda óssea (Fig 11, pág. 15).

Na simulação do movimento de translação, no Modelo 2 (Fig 3, pág. 6), sem perda óssea, também foram aplicados os momentos equilibrantes tridimensionais (Tabela V) para se conseguir um padrão mais homogêneo das tensões (Fig 18, Pág. 25). Apesar das alterações nos momentos equilibrantes, os resultados desta simulação são, qualitativamente, semelhantes aos encontrados na simulação feita no Modelo 1 (Fig 11, pág 15).



Fig 18. Modelo 2, sem perda óssea. Vista Mesial (A), Distal (B) e Apical (C) da distribuição de tensões mínimas, no movimento de inclinação e translação.

As Figuras 19 à 22, páginas 26 à 29, mostram a distribuição das tensões no LPD, no movimento de translação do Modelo 2, de acordo com a alteração no nível do osso alveolar nos mesmos quatro estágios avaliados com o Modelo 1 (Fig 2, pág. 6). Nestas simulações, a análise dos campos de tensão também foi feita com base na TPMín e TPMáx. Para cada nível ósseo, foram alterados os momentos equilibrantes tridimensionais e a magnitude da força de maneira que o mesmo padrão de distribuição de tensões, obtido no movimento de translação do Modelo 2 (Fig 3, pág. 6), sem perda óssea, fosse mantido (Fig 18, pág. 25).



Fig 19. Modelo 2, sem perda óssea. Vista Mesial (A), Distal (B), Apical (C) da distribuição de tensões mínimas e máximas, no movimento de translação.



Fig 20. Modelo 2, com 1,0 mm perda óssea. Vista Mesial (A), Distal (B), Apical (C) da distribuição de tensões mínimas e máximas, no movimento de translação.


Fig 21. Modelo 2, com 2,0 mm perda óssea. Vista Mesial (A), Distal (B), Apical (C) da distribuição de tensões mínimas e máximas, no movimento de translação.



Fig 22. Modelo 2, com 3,0 mm perda óssea. Vista Mesial (A), Distal (B), Apical (C) da distribuição de tensões mínimas e máximas, no movimento de translação.

A intensidade da força variou de 2,94 N (300 gf), para 2,75 N (280 gf), 2,5 N (255 gf) e 2,06 N (210 gf), conforme variou, respectivamente, o nível ósseo nos quatro estágios (Tabela II, pág. 21). A diminuição na intensidade da força foi de, aproximadamente, 6,6% com a perda de 1,0 mm; 15,0% com 2,0 mm e 30,0% com 3,0 mm.

A alteração feita, no posicionamento vertical do *bracket*, também influenciou as mudanças na localização do CRes do LPD, uma vez que o centro do *bracket* foi usado como referência (Fig 16, pág. 22). No Modelo 2, a localização do CRes também variou com a alteração no nível do osso alveolar. Embora a diferença na localização inicial, no eixo vertical, seja diretamente correlacionada ao reposicionamento apical do *bracket*, quando comparada ao Modelo 1 (Fig 2, pág. 6), o deslocamento apical máximo, no Modelo 2 (Fig 3, pág. 6) também foi de 2,0 mm. Os deslocamentos nos eixos horizontal e transversal, assim como no Modelo 1, foram muito pequenos (Tabela IV, pág. 24).

A Tabela V, página 24, mostra as alterações nos momentos triplos para o Modelo 2 (Fig 3, pág. 6). O maior ajuste foi no eixo vertical, variando de 18,02 N.mm a 12,59 N.mm conforme o nível ósseo foi reduzido. Estes valores foram ligeiramente maiores que os observados no Modelo 1. No eixo transversal a variação foi de 28,31 N.mm a 23,90 N.mm, valores um pouco menores que os produzidos pelo Modelo 1. No eixo horizontal, a variação foi de 0,44 N.mm a 0,21 N.mm, valores um pouco maiores que os produzidos pelo Modelo 1.

Análise Estatística

A análise estatística foi usada para avaliar as correlações entre a magnitude da força, os momentos equilibrantes (Mx, My e Mz) e o posicionamento do centro de resistência (Rx, Ry e Rz) com a variação nos níveis de perda óssea e na posição do *bracket*.

O teste de normalidade de Shapiro-Wilk, indicado para testar a normalidade dos dados em amostras pequenas, mostrou uma tendência de distribuição normal dos dados para todas as variáveis analisadas, segundo a posição do *bracket*, uma vez que p > 0,05 (Tabela VI, pág 85).

30

A Tabela VII, página 85, apresenta as estatísticas descritivas para cada uma das variáveis, considerando as duas posições do *bracket* e os quatro níveis de perda óssea.

O teste de homogeneidade de Levene indicou variância homogênea entre os dados de cada uma das variáveis, considerando as duas posições do *bracket* e os quatro níveis de perda óssea (Tabela VIII, pág. 86).

Foi aplicado o teste paramétrico de correlação de Pearson para a avaliação da associação das varáveis, levando em consideração o Modelo 1 e o Modelo 2 (tabelas IX, X, XI e XII, págs. 86 à 88).

Para o Modelo 1, esta análise mostrou uma correlação evidente, acima de – 0,90, entre a perda óssea e os momentos equilibrantes (Mx, My e Mz), porém foi significante (p<0,05), apenas para os momentos nos eixos y e z (My e Mz). A correlação da magnitude de força com a perda óssea foi bastante significante, -0,971, ou seja, quando a quantidade de perda óssea aumenta, a magnitude de força diminui. A correlação entre a perda óssea e o posicionamento tridimensional do centro de resistência foi bastante evidente, 0,987, mas significante (p<0,05), apenas para as medidas no plano vertical (Rz) (Tabelas IX e X, págs. 86 e 87).

O gráfico 1 (pág. 32), mostra esta correlação linear entre a magnitude da força e a perda óssea. Para a obtenção deste gráfico, foi adotado um modelo de regressão linear usando o método de mínimos quadrados ordinários. O coeficiente linear foi de 308 e o coeficiente angular foi de 31,4. Com estes dados pode-se dizer que para cada milímetro de perda óssea, a redução na magnitude da força deve ser de 31,4 gf. O coeficiente de determinação (R^2) foi de 0,942, ou seja, apesar da amostra pequena, as variações na perda óssea são capazes de explicar 94,2% da variação na magnitude da força aplicada. O gráfico 2 (pág. 32), mostra esta correlação linear entre a perda óssea e o deslocamento do CRes no eixo x, vertical. O coeficiente linear foi de 10,62 e o coeficiente angular foi de 0,63, ou seja, para cada milímetro de perda óssea há um deslocamento apical, vertical do CRes de 0,63 mm. O coeficiente de determinação (R^2) foi de 0,974.



Para o Modelo 2, a correlação entre a perda óssea e os momentos equilibrantes (Mx, My e Mz) também foi evidente, acima de – 0,93, mas foi significante (p<0,05), apenas para os momentos nos eixos y e z (My e Mz). A

correlação da magnitude de força com a perda óssea também foi bastante significante, -0,981. A correlação entre a perda óssea e posicionamento tridimensional do centro de resistência, também foi bastante evidente, 0,988, mas significante (p<0,05), apenas para as medidas no plano vertical (Rz). (Tabelas XI e XII, págs. 87 e 88)

O gráfico 3, página 33, mostra esta correlação linear entre a magnitude da força e a perda óssea. O coeficiente linear foi de 305 e o coeficiente angular foi de 29,4. Ou seja, para cada milímetro de perda óssea, a redução na magnitude da força deve ser de 29,4 gf. O coeficiente de determinação (R^2) foi de 0,962. O gráfico 4, página 34, mostra esta correlação linear entre a perda óssea e o deslocamento do CRes no eixo x, vertical. O coeficiente linear foi de 9,58 e o coeficiente angular foi de 0,63, ou seja, para cada milímetro de perda óssea há um deslocamento apical, vertical do CRes de 0,63 mm. O coeficiente de determinação (R^2) foi de 0,976.





DISCUSSÃO

A Análise de Elementos Finitos (AEF) permite modelar matematicamente estruturas geométricas irregulares complexas como os dentes e seus tecidos de suporte periodontal.^{11,16,17} Também torna possível a aplicação de um sistema de forças em qualquer ponto ou direção das estruturas avaliadas, trazendo informações sobre o deslocamento e o grau de tensão provocados por essas cargas.¹⁰ Porém, para que a AEF possa representar as propriedades físicas e morfológicas de cada estrutura envolvida no movimento dentário,^{14,17} tornando a simulação mais próxima da realidade, o modelo geométrico tridimensional deve ser rico em detalhes anatômicos e a malha apresentar alta resolução.¹⁸ Neste trabalho, os modelos tridimensionais tiveram como base as imagens tomográficas de um crânio seco,^{19,31,32} e não a forma anatômica média dos dentes e dos tecidos de suporte.^{10,12,13,33,34} A espessura do LPD não foi considerada como sendo uniforme,^{10,13,20,21,34} variando de 0,1 mm a 0,5mm. O algoritmo de geração da malha foi ajustado para ficar com no mínimo 4 tetraedros no LPD. E a malha após a análise de convergência, variou de 3.216.873 a 5.094.956 elementos tetraédricos lineares e os nós de 553.376 a 880.076. Todos estes aspectos tornaram a AEF mais precisa.

Neste estudo, todos os elementos dos modelos tridimensionais, incluindo o LPD foram considerados homogêneos, isotrópicos e com comportamento elástico linear. Esta abordagem reduz o tempo de análise e permite a avaliação qualitativa dos resultados.²⁰⁻²³ E, como o pico de tensão principal no LPD foi inferior a 7,5% durante a aplicação das forças, permanecendo no segmento linear da curva que representa o movimento dentário,⁵ isto justifica a abordagem linear do LPD.^{19,31}

A movimentação de molares com redução no periodonto de suporte, buscando a otimização dos espaços remanescentes de perdas dentárias na região posterior das arcadas, é um desafio frequente no tratamento de pacientes adultos. A AEF realizada no presente trabalho permitiu avaliar a distribuição das tensões no LPD durante o movimento de mesialização do primeiro molar superior. Foi possível simular os movimentos de inclinação e de translação, perdas horizontais no osso alveolar e modificar o ponto de aplicação das forças. Inicialmente, o movimento de inclinação, causado pela aplicação da força mesial, produziu distribuição não uniforme das tensões e gerou áreas de grande concentração de compressão e de tração. Posteriormente, com a aplicação da força mesial e um conjunto de momentos equilibrantes tridimensionais, foi possível simular o movimento de translação onde a distribuição das tensões é uniforme. Esta metodologia foi empregada anteriormente,¹³ porém os momentos usados para simular o movimento de translação foram menos precisos do que no presente estudo, quanto à distribuição uniforme dos campos de tensão.

O mesmo padrão de distribuição dos campos de tensão, gerados na primeira simulação do movimento de translação, foi usado como referência para avaliar as alterações na magnitude de força e nos momentos equilibrantes, à medida que aumento na perda horizontal do osso alveolar foi simulada. Esta metodologia também foi utilizada anteriormente,¹³ porém, no presente trabalho, além da alteração no nível da perda do periodonto de suporte, foi simula a variação no ponto de aplicação da força.

Os resultados do presente trabalho mostram que é possível estabelecer correlação linear entre a magnitude da força e a redução no nível do osso alveolar. Desta maneira, foi possível estabelecer um guia clínico sugerindo que, para cada milímetro de perda óssea, a redução na magnitude da força deve ser de 31,4 gf. Para as simulações feitas com a aplicação da força mais para apical, para cada milímetro de perda óssea, a redução na magnitude da força deve ser de 29,4 gf.

Também foi possível estabelecer correlação linear entre a redução no nível do osso alveolar e o deslocamento do CRes do LPD. Embora o posicionamento do CRes tenha sido avaliado tridimensionalmente, o seu deslocamento, em decorrência da perda de suporte periodontal, só foi, estatisticamente, significante no eixo vertical. Desta maneira, igualmente, estabeleceu-se um guia clínico sugerindo que, para cada milímetro de perda óssea, há o deslocamento do CRes do LPD, no sentido vertical e para apical, de 0,63 mm. Nos modelos onde o *bracket* foi deslocado apicalmente, esta relação foi a mesma. Estas correlações lineares são compatíveis com os resultados obtidos anteriormente.¹³

Apesar da AEF possibilitar a modificação das geometrias e permitir a simulação de vários níveis de perdas ósseas horizontais, no presente trabalho,

elas foram limitadas a 3,0 mm, ficando aquém da furca dentária. Este limite foi estabelecido, pois dentes com exposição da furca têm a higienização dificultada e, consequentemente, apresentam probabilidade maior de apresentarem doença periodontal,^{35,36} fato que limitaria ou impossibilitaria a movimentação ortodôntica. Conduta diferente foi adotada por Jeon et al¹³ que simularam perdas ósseas verticais de até 6,0 mm, situação em que a furca radicular do primeiro molar ficaria exposta ao meio bucal.

Com a perda do suporte ósseo houve a diminuição da área de superfície do LPD. Neste trabalho, a redução foi de 10,6% com a perda de 1,0 mm; 16,1% com 2,0 mm e 30,0% com 3,0 mm. Estas alterações foram as mesmas para os Modelos 1 e 2. Estes resultados confirmam a necessidade de redução na magnitude da força, para que haja a redução nas áreas de hialinização^{5,7} em decorrência da concentração maior de forças no LPD.

Os resultados deste trabalho revelaram que as alterações nos momentos equilibrantes tridimensionais necessárias para manter o mesmo padrão de distribuição das tensões conforme o nível do osso alveolar era reduzido, foram estatisticamente significantes somente nos eixos vertical e horizontal. Este resultado pode ser traduzido, clinicamente, como uma tendência de inclinação para mesial no movimento de mesialização, porém a inclinação lingual e a tendência giroversão da coroa não foi significativa.

Os resultados mostram, estatisticamente, que a aplicação da força num ponto mais apical, à medida que a perda horizontal do osso alveolar aumenta, melhora o controle da movimentação do primeiro molar superior. No presente trabalho esta variação do ponto de aplicação da força limitou-se ao recurso clinicamente usado de deslocar o *bracket* para apical. O reposicionamento foi de apenas 1,0 mm, pois este foi o limite para que o *bracket* não posicionado além do esmalte dentário e tivesse a sua adesão comprometida. Futuros trabalhos podem simular variação maior no ponto de aplicação da força, usando outras técnicas de adesão do *bracket* e associações com recursos de ancoragem temporária, como mini-implantes, usados na mecânica ortodôntica.

Os resultados apresentados no presente trabalho, foram baseados em simulações feitas usando modelos tridimensionais, obtidos matematicamente. Não foram consideradas as variações biológicas, como mudanças no tamanho dos dentes e no padrão de perda óssea. Ainda assim, estabelecem importantes

referências que podem auxiliar o ortodontista na aplicação de forças para a movimentação de molares com perda de suporte periodontal.

CONCLUSÕES

De acordo com a metodologia empregada e os resultados apresentados, concluiu-se que:

 A simulação do movimento de inclinação gerou padrão não uniforme da distribuição das tensões no LPD, implicando no aparecimento de áreas de grande concentração de compressão e tração.

2. A simulação do movimento de translação gerou padrão uniforme da distribuição das tensões no LPD.

3. Há correlação linear entre a magnitude da força e a redução no nível do osso alveolar, na qual, para cada milímetro de perda óssea, houve redução na magnitude da força de 31,4 gf.

4. Quando a aplicação da força foi deslocada apicalmente em 1,0 mm, a redução na magnitude da força para cada milímetro de perda óssea foi de 29,4 gf.

5. Há correlação linear entre a mudança do posicionamento tridimensional do CRes do LPD e a redução no nível do osso alveolar, na qual, para cada milímetro de perda óssea, há o deslocamento do CRes do LPD de 0,63 mm, apenas no eixo vertical e no sentido dos ápices radiculares.

REFERÊNCIAS

1. Kokich VG. The key to adult orthodontics. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2011;139:289.

2. Harris EF, Dyer GS, Vaden JL. Age effects on orthodontic treatment: skeletodental assessments from the Johnston analysis. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1991;100:531-536.

3. Gkantidis N, Christou P, Topouzelis N. The orthodontic-periodontic interrelationship in integrated treatment challenges: a systematic review. J Oral Rehabil 2010;37:377-390.

4. Artun J, Urbye KS. The effect of orthodontic treatment on periodontal bone support in patients with advanced loss of marginal periodontium. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1988;93:143-148.

5. Reitan K. Clinical and histologic observations on tooth movement during and after orthodontic treatment. Am J Orthod 1967;53:721-745.

6. Reitan K. Mechanism of apical root resorption. Trans Eur Orthod Soc 1972:363-379.

7. Weiss RC. Physiology of adult tooth movement. Dent Clin North Am 1972;16:449-457.

8. Janson G, Goizueta OE, Garib DG, Janson M. Relationship between maxillary and mandibular base lengths and dental crowding in patients with complete Class II malocclusions. Angle Orthod 2011;81:217-221.

9. Boyd RL, Leggott PJ, Quinn RS, Eakle WS, Chambers D. Periodontal implications of orthodontic treatment in adults with reduced or normal periodontal tissues versus those of adolescents. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1989;96:191-198.

10. Tanne K, Sakuda M, Burstone CJ. Three-dimensional finite element analysis for stress in the periodontal tissue by orthodontic forces. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1987;92:499-505.

11. Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B. Moment-to-force ratio, center of rotation, and force level: a finite element study predicting their interdependency for simulated orthodontic loading regimens. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2008;133:681-689.

12. Cobo J, Sicilia A, Arguelles J, Suarez D, Vijande M. Initial stress induced in periodontal tissue with diverse degrees of bone loss by an orthodontic force: tridimensional analysis by means of the finite element method. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1993;104:448-454.

13. Jeon PD, Turley PK, Ting K. Three-dimensional finite element analysis of stress in the periodontal ligament of the maxillary first molar with simulated bone loss. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2001;119:498-504.

14. Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B. The finite element method: a tool to study orthodontic tooth movement. J Dent Res 2005;84:428-433.

15. Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B. The transfer of occlusal forces through the maxillary molars: a finite element study. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2003;123:367-373.

16. Farah JW, Craig RG, Sikarskie DL. Photoelastic and finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. J Biomech 1973;6:511-520.

17. Qian L, Todo M, Morita Y, Matsushita Y, Koyano K. Deformation analysis of the periodontium considering the viscoelasticity of the periodontal ligament. Dent Mater 2009;25:1285-1292.

18. Middleton J, Jones ML, Wilson AN. Three-dimensional analysis of orthodontic tooth movement. J Biomed Eng 1990;12:319-327.

19. Viecilli RF, Budiman A, Burstone CJ. Axes of resistance for tooth movement: does the center of resistance exist in 3-dimensional space? Am J Orthod Dentofacial Orthop 2013;143:163-172.

20. Tominaga JY, Ozaki H, Chiang PC, Sumi M, Tanaka M, Koga Y et al. Effect of bracket slot and archwire dimensions on anterior tooth movement during space closure in sliding mechanics: a 3-dimensional finite element study. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2014;146:166-174.

21. Tominaga JY, Tanaka M, Koga Y, Gonzales C, Kobayashi M, Yoshida N. Optimal loading conditions for controlled movement of anterior teeth in sliding mechanics. Angle Orthod 2009;79:1102-1107.

22. Largura LZ, Argenta MA, Sakima MT, Camargo ES, Guariza-Filho O, Tanaka OM. Bone stress and strain after use of a miniplate for molar protraction and uprighting: a 3-dimensional finite element analysis. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2014;146:198-206.

23. Ammar HH, Ngan P, Crout RJ, Mucino VH, Mukdadi OM. Threedimensional modeling and finite element analysis in treatment planning for orthodontic tooth movement. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2011;139:e59-71.

24. Kojima Y, Fukui H. A numerical simulation of tooth movement by wire bending. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2006;130:452-459.

25. Malek S, Darendeliler MA, Swain MV. Physical properties of root cementum: Part I. A new method for 3-dimensional evaluation. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2001;120:198-208.

26. Qian Y, Fan Y, Liu Z, Zhang M. Numerical simulation of tooth movement in a therapy period. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2008;23 Suppl 1:S48-52.

27. Xia Z, Jiang F, Chen J. Estimation of periodontal ligament's equivalent mechanical parameters for finite element modeling. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2013;143:486-491.

28. Reitan K. The initial tissue reaction incident to orthodontic tooth movement as related to the influence of function; an experimental histologic study on animal and human material. Acta Odontol Scand Suppl 1951;6:1-240.

29. Langlade M. Therapeutique orthodontique. Paris: Maloine; 1978.

30. Proffit WR, Fields HW, Sarver DM. Contemporary orthodontics. St. Louis, Mo.: Mosby Elsevier; 2007.

31. Viecilli RF, Burstone CJ. Ideal orthodontic alignment load relationships based on periodontal ligament stress. Orthod Craniofac Res 2015;18 Suppl 1:180-186.

32. Savignano R, Viecilli RF, Paoli A, Razionale AV, Barone S. Nonlinear dependency of tooth movement on force system directions. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2016;149:838-846.

33. Geramy A. Initial stress produced in the periodontal membrane by orthodontic loads in the presence of varying loss of alveolar bone: a three-dimensional finite element analysis. Eur J Orthod 2002;24:21-33.

34. Tanne K, Koenig HA, Burstone CJ. Moment to force ratios and the center of rotation. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1988;94:426-431.

35. Kim Y. Furcation involvements: therapeutic considerations. Compend Contin Educ Dent 1998;19:1236-1240, 1242, 1244 passim.

36. Carranza FA, Jr., Jolkovsky DL. Current status of periodontal therapy for furcation involvements. Dent Clin North Am 1991;35:555-570.

ARTIGO EM INGLÊS

TITLE PAGE

FINITE ELEMENT ANALYSIS OF STRESS DISTRIBUTION IN THE PERIODONTAL LIGAMENT DURING MESIALIZATION OF THE MAXILLARY FIRST MOLAR WITH HORIZONTAL ALVEOLAR BONE LOSS

Cláudio Vinícius Sabatoski

Postgraduate Dentistry Program, Orthodontics, PhD Student Pontifícia Universidade Católica do Paraná - PUCPR

Key Fonseca de Lima

Senior Professor, Postgraduate Mechanical Engineering Program, Pontifícia Universidade Católica do Paraná - PUCPR

Orlando M. Tanaka

Senior Professor, Postgraduate Dentistry Program, Orthodontics Pontifícia Universidade Católica do Paraná - PUCPR

Corresponding author Orlando M. Tanaka PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO PARANÁ - PUCPR Postgraduate Dentistry Program, Orthodontics Rua Imaculada Conceição, 1155, Prado Velho Cep: 80215-901 – Curitiba-PR-Brasil Telefone: 55 41 3271-1637 / Fax: 55 41 3271-1405 e-mail: tanaka.o@pucpr.br

ABSTRACT

Introduction: The objective of this study was to evaluate the initial changes in the distribution and magnitude of stresses in the periodontal ligament (PDL) during mesialization of the maxillary first molar. This was done using finite element analysis (FEA), considering the variation in the horizontal level of the alveolar bone and the point of application of force. Methods: Three-dimensional models were created using computed tomography of a dry skull and later exported to Autodesk Simulation Multiphysics[®] 2016 program for the FEA. The simulation of variation in alveolar bone level was defined in four stages: 1) without alveolar bone loss and 2) 1.0 mm, 3) 2.0 mm, and 4) 3.0 mm of horizontal alveolar bone loss. The variations in the level of the point of application of force were 1) crown center and 2) 1.0 mm apical. **Results:** The results showed that in the inclination movement, there is an uneven stress distribution in the PDL, and the presence of areas of high concentration of compression and tension. In the translational movement, the stress distribution was uniform. For each millimeter of bone loss, a reduction in force magnitude by 31.4 gf was required to maintain this balance in the stress distribution. When force application is displaced apically by 1.0 mm, the reduction in the force magnitude for every millimeter of bone loss is 29.4 gf. For each millimeter of bone loss, there is displacement of the center of resistance (CRes) of the PDL by 0.63 mm, only in the apical direction in the vertical axis. **Conclusions:** For movement of the maxillary first molar with horizontal alveolar bone loss to occur without the formation of areas of stress concentration in the PDL, it was necessary to adjust the magnitude of force and application of balancing moments, as the CRes is apically displaced.

Keywords: Bone movement, Alveolar bone loss, Finite element analysis, Periodontal ligament

INTRODUCTION

Increase in the awareness about the importance of a healthy dentition and a harmonious smile has led to a dramatic increase in the number of adult patients seeking orthodontic treatment over the last decades.¹ According to a study published by the American Orthodontics Association in early 2016, 27% of the patients undergoing orthodontic treatment in the United States and Canada are adults.

For orthodontics, a patient whose growth is complete is considered an adult. That is, orthodontic correction is performed only by the movement of the teeth in the alveoli, without considering the development of the jaws and alveolar processes.² This, by itself, is a limiting factor for orthodontic treatment. However, reduction in the supporting periodontal tissues due to trauma or periodontal disease is often observed in adult patients, and this makes orthodontic treatment even more challenging.³

With the reduction of the periodontal support, there is an apical displacement of the center of resistance of the tooth. Consequently, there is an increase in the distance between the point of application of the force and the point of resistance, changing the moment and increasing the tendency of tooth inclination and the undesired concentration of forces in the periodontal ligament.⁴ In addition, the reduction of the surface of the periodontal ligament, caused by alveolar bone loss, decreases the area of dissipation of the forces, and may also result in an undesired concentration of forces. Consequently, more areas of hyalinization may appear,⁵⁻⁷ making tooth movement difficult and contributing to the development of external root resorptions.

Orthodontic treatment is not contraindicated in patients with severe losses in the supporting periodontium, provided that the remaining tissues are healthy.^{4,8,9} However, controlling the application of orthodontic force, both in intensity and in direction, becomes fundamental for efficient tooth movement that does not damage the teeth and the supporting periodontium.

Treatment in adults often requires a multidisciplinary approach. In this context, one of the challenges of orthodontics is the movement of periodontally compromised teeth, in order to optimize residual spaces of dental losses, creating the necessary conditions for performing other dental procedures.

Some studies, using Finite element analysis (FEA), investigated the action of forces applied to the anterior teeth, and therefore, uniradicular teeth, with the simulation of various levels of alveolar bone loss. The results of these studies suggest that the decrease in force intensity and increase in the moment/force (M/F) ratio are necessary to obtain bodily movement of the teeth with loss in the supporting periodontium.¹⁰⁻¹²

However, despite the great clinical demand, the correlation between the loss of periodontal support and application of forces in multiradicular teeth has rarely been discussed in the literature. Jeon et al¹³ evaluated the application of forces in three-dimensional models of the molars, simulating the alveolar bone loss. Their results also indicated the need to change the intensity of the force applied and the M/F ratio, to balance the pattern of force distribution in the PDL with the loss of periodontal support.

A number of simulations with varying intensities and points of application of orthodontic forces as well as the properties of the teeth and their supporting tissues can be analyzed using FEA, and the valuable information obtained can be used to facilitate planning and application of orthodontic forces.^{11,14-17} However, the accuracy of the results of these works is directly related to the abundance of anatomical details in the three-dimensional models, number of elements, and degree of refinement of the finite element mesh.¹⁸

The objective of this research was to evaluate the initial response and stress distribution in the periodontal ligament during mesialization of the first maxillary molar using FEA, considering the variation in the horizontal level of the alveolar bone and the point of application of force.

47

MATERIAL AND METHODS

Modeling

The modeling was made using cone-beam tomography images obtained from a dry skull with complete permanent dentition from the Department of Anatomy of the Pontifical Catholic University of Paraná (PUCPR). The tomograph used was the i-CAT (Classic i-CAT; Imaging Sciences International, Hatfield, PA), operated at 120 kVp, 0.5 mm nominal focal point size, dynamic range of 14-bit grayscale, 0.4 Mm voxel size, producing 256 slices of 0.25 mm thick images converted into exportable files in the digital imaging and communications in medicine (DICOM) format.

In the Department of Mechanical Engineering of PUCPR, the computeraided designing (CAD) software Simpleware[®] (Simpleware Ltd., Innovation Center, University of Exeter, UK) was used to define the limits of each anatomical component of the model (cortical bone, trabecular bone, enamel, dentin, and pulp) in bilinear non-uniform rational B-spline (NURBS). This conversion allowed greater manipulation and control of the curves or surfaces generated and consequently, greater versatility in the representation of the complex surfaces. After defining the limits of the bone tissues, this model was transferred in the STEP format for the CAD software called Solidworks[®] 2015 - Academic Version (Dessault Systèmes Solidworks Corp., Concord, MA). At this stage, the superimposed surfaces were removed, the intersections of the surfaces were smoothed, and the voids generated by the removal of vascularizations and nerves were corrected.

To simplify the model, only the left hemimaxilla was considered (Fig 1, p. 47).

From this hemimaxilla, the first three-dimensional model (Model 1) comprising the first molar, periodontal ligament (PDL), cortical bone, alveolar bone, and bracket was generated (Fig 2, p. 47).

48



Fig 1. Three-dimensional model of the left hemimaxilla

A second three-dimensional model (Model 2) was generated (Fig 3, p. 47), in which the position of the bracket was apically displaced, to the limit of cemento enamel juction. The other characteristics were identical to Model 1 (Fig 2, p. 47)







Fig 3. Three-dimensional Model 2

The three-dimensional image of the standard Edgewise metallic bracket with a 0.022" x 0.028" slot was developed according to the dimensions obtained by the profile projector (Nikon Profile Projector V-16E [Nikon, Tokyo, Japan]and Metronics Quadra-Chek 2000 [Metronics Inc., Manchester, NH]).

The PDL was created by expanding the external surface of the root to create a solid representing this tissue. After the expansion, the loft section tool of Solidworks[®] 2015 was used create a cavity in the bone to accommodate the root. This was done using curves as guides that accompany the external side of the PDL by the loft section tool. It was thus possible to create a surface without

roughness, avoiding the concentration of stresses that could distance the result from the real situation. The thickness of this solid ranged from 0.1 mm to 0.5 mm, thus making it resemble the real anatomy (Fig 4, p. 50).¹⁹

The simulations of the horizontal level of the alveolar bone were divided into four stages in both the models: A) no losses; B) 1.0 mm loss; C) 2.0 mm; and D) 3.0 mm (Fig 5, p. 51).

Then, the models of the first molar were transferred in the STEP format to a computer-aided engineering (CAE) program called Autodesk Multiphysics Simulation[®] 2016 - Academic Version (Autodesk, San Rafael, CA), for finite element analysis. At this stage, the finite element model was constructed with four-node linear tetrahedral elements.



Fig 4. Mesial view (A), distal view (B), and apical view (C) of the PDL. Variation in PDL thickness (D).



Fig 5. Bone loss. No losses (A), 1.0 mm loss (B), 2.0 mm loss (C) e 3.0mm loss (D)

The finite element model of the cortical and trabecular bones, PDL, dentin, enamel, and bracket were considered homogeneous, isotropic, and with linear elastic behavior,²⁰⁻²³ with specific Young's modulus and Poisson's coefficient (Table I).²⁴⁻²⁷ The pulp was disregarded as its rigidity was irrelevant to the other components of the model²⁶ and it was not the object of research for this study.

The boundary conditions were made to simulate the rest of the hemimaxilla. The nodes of the mesial, distal, and superior faces of the models were fixed, preventing translation in the x, y, and z axes (Fig 6, p. 52).

After the convergence analysis of the stress field, the mesh for the FEA was defined. The edge lengths of the resulting elements ranged from 0.317 mm to 0.004 mm in the model without bone loss; 0.572 mm to 0.002 mm in those with 1.0 mm bone loss; 0.482 mm to 0.002 mm in those with 2.0 mm bone loss; and

0.653 mm to 0.005 mm in those with 3.0 mm bone loss. The resulting mesh was formed by 3,216,873 linear tetrahedral elements and 553,736 nodes in the models without bone loss; 3,569,459 linear tetrahedral elements and 618,528 nodes in the models with 1.0 mm bone loss; 3,790,685 linear tetrahedral elements and 658,024 nodes in the models with 2.0 mm bone loss; and 5,094,956 linear tetrahedral elements and 880,076 nodes in the models with 3.0 mm bone loss (Fig 7, p. 53). The mesh generation algorithm was adjusted to have at least four tetrahedron-thick PDL (Fig. 8, p. 53).

	Young's Modulus Poisson's Coefficient	
Material	(MPa)	
PLD	0.87	0.35
Enamel	84100	0.20
Dentin	18600	0.31
Cortical bone	13800	0.26
Trabecular boné	345	0.31
Stainless steel	210000	0.27

Table I. Young's Modulus and Poisson's Coefficient

Source: Malek et al, 2001²⁵. Quian et al, 2008²⁶. Kojima and Fukui, 2006²⁴. Xia et al, 2013²⁷.



Fig 6. Boundary conditions



Fig 7. Three-dimensional model mesh



Fig 8. PDL mesh

APPLICATION OF FORCE

Initially in model 1 (without bone loss), a mesial force of 2.94 N (300 gf) was simulated,^{28,29} and resolved into three vectors: Fx=-0.059 N, Fy=-2.929 N, and Fz=0.061 N (Fig 9, p. 54). This force was applied to the bracket, simulating mesial inclination. Subsequently, to simulate bodily movement or translation of the tooth, and to relieve stress concentrations,³⁰ the same force was applied in the mesial direction, in addition to a set of three-dimensional balancing moments to the bracket (Fig. 10, p. 55). These moments were as follows: Mx=31.38 Nmm, My=0.36 Nmm, and Mz=17.89 Nmm.



Fig 9. Mesial force and inclination movement

With the horizontal alveolar bone loss of 1.0 mm, 2.0 mm, and 3.0 mm, the reduction in the force magnitude and adjustments in the three-dimensional balancing moments were established to maintain the same qualitative pattern of stress distribution obtained in the translation movement of the model without bone loss.

In model 2 (without bone loss), initially, a mesial force of 2.94 N (300 gf) was also simulated,^{28,29} and resolved into vectors Fx=-0.059 N, Fy=-2.929 N, and Fz=0.061 N, simulating mesial inclination. Later, the translation movement³⁰ was also simulated, with the application of three-dimensional balancing moments: Mx=28.31 Nmm, My= 0.44 Nmm, and Mz- 18.02 Nmm.



Fig 10. Occlusal (A), vestibular (B), and mesial (C) views. Triple moment and translation movement

In model 2, horizontal alveolar bone losses were also simulated in for 1.0 mm, 2.0 mm, and 3.0 mm. Adjustments in force and three-dimensional balancing moments were also established to maintain the same stress distribution pattern as that obtained in the translation movement without bone loss.

After processing the finite element analysis, numerical data produced colorcoded graphical maps for better comparison of the distribution of the principal stresses. The records obtained were evaluated according to the minimum and maximum principal stresses. By convention, the minimum principal stress (MinPS) is the stress of smallest magnitude and represents the compressive stress; the maximum stress (MaxPS) is the stress of greater magnitude and represents the tensile stress.

RESULTS

Finite element analysis (FEA)

The graphical representation of the analysis of the stress fields was done according to a color scale and allowed qualitative evaluation of the force distributions. Areas corresponding to warm colors or positive values indicate regions of tension. Areas corresponding to cold colors or negative values indicate regions of compression.

The x, y, and z axes were used as references to interpret the results in Autodesk Multiphysics Simulation [®] 2016 - Academic Version (Autodesk, San Rafael, CA). The x axis represented the transverse plane, y axis represented the anteroposterior or sagittal plane, and the z axis represented the vertical or frontal plane.

The mesial force of 2.94 N (300 gf) applied to the Model 1 bracket (Fig 2, p. 47), without bone loss, generated a non-uniform distribution of compressive and tension areas throughout the PDL (Fig 11, p. 57). The areas of greatest compression in the PDL could be observed in the cervical third of the mesial face, extending from the margin of the vestibular face to the central region. Still on the mesial face, a small, well-delineated area of great compression was observed in the middle third of the mesiobucal root. This area coincided with the area of thinner PDL (Fig 3, p. 47). On the distal face, the largest areas of compression were observed in the apical third of the palatal root. On the vestibular face, the areas with greater compression were located in the cervical third, at the margin with the mesial face and in the distal part of the apical third of the palatal root. On the palatal face, the greatest compression was observed in the apical third, at its margin with the distal face. Finally, in the apical view, areas of great compression were identified at the apexes of the mesiobuccal root and the distal part of the apex of the palatal root. These areas of high concentration of compression at the apexes coincide with the areas of less PDL thickness (Fig. 3, p. 47). The largest areas of tension could be visualized on the distal face, concentrated in the center of the cervical third and extending to its margin with the vestibular face. On the mesial face, the greatest tension forces were located in the apical third of the palatal root, extending to the middle third. On the vestibular face, the distal portion of the cervical third and the distal part of the middle third of the mesiobuccal root

were the areas of greatest tension. On the palatal face, areas with greater tension were observed in the mesial part of the apical third of the palatal root and in the distal limit of the cervical third. In the apical view, the apex of the distobuccal root and the mesial portion of the apex of the palatine root concentrated the greatest tensile forces. In this simulation, MinPS ranged from -0.055 MPa to 0.025 MPa (Fig 11, p. 57).



Fig 11. Model 1, no bone loss. Mesial (A), distal (B), and apical (C) views of the minimum stress distribution, in the inclination and translation movements.

In Model 1 (Fig 2, p. 47), without bone loss, by applying the threedimensional balancing moments (Fig 11, p. 57), it was possible to simulate the translational movement, in which the tooth moves without inclining or turning tendencies and the distribution of the areas of compression and tension is more uniform. On the mesial face of the PDL, there is a predominance of compression fields, with a higher concentration along the palatal root and especially in the middle third of the mesiobuccal root. In the palatal view, predominance of the uniformly distributed tension fields is observed. From the vestibular face, a homogeneous division between the tension fields can be observed. The compression areas are located along the mesial portions of the three roots, while the tension areas are in the distal portions of the roots. The palatal view shows the same homogeneous pattern of division of the stress fields. In the apical view, it is observed that the areas of compression are distributed along the mesial faces of the roots and the cervical third of the mesial face, with a higher concentration in the center of the mesial face of the mesiobuccal root and the mesial region of the apex of the palatine root. The areas of tension are distributed more evenly and are located in the distal portions of the roots and in the cervical third of the distal face. In this simulation, MinPS ranged from -0.023 MPa to 0.015 MPa (Fig 11, p. 57).

Figs 12 to 15, p. 59 to 62 show the distribution of stresses in the PDL during the translation movement of Model 1 according to the change in the level of the alveolar bone in the four stages. The initial situation was considered with 0.0 mm of horizontal bone loss. Then, 1.0 mm, 2.0 mm, and 3.0 mm of bone loss were considered. In these simulations, the analysis of stress fields was made based on stresses MinPS and MaxPS. For each bone level, the three-dimensional balancing moments and force magnitude were altered, so that the same stress distribution pattern obtained in the translation movement of Model 1 without bone loss was maintained (Fig. 11, p. 57).



Fig 12. Model 1, no bone loss. Mesial (A), distal (B), and apical (C) views of the minimum and maximum stress distribution in the translation movement.



Fig 13. Model 1, with 1.0 mm of bone loss. Mesial (A), distal (B), and apical (C) views of the minimum and maximum stress distribution in the translation movement.



Fig 14. Model 1, with 2.0 mm of bone loss. Mesial (A), distal (B), and apical (C) views of the minimum and maximum stress distribution in the translation movement.



Fig 15. Model 1, with 3.0 mm of bone loss. Mesial (A), distal (B), and apical (C) views of the minimum and maximum stress distribution in the translation movement.

The force magnitude ranged from 2.94 N (300 gf) to 2.79 N (284 gf), 2.5 N (255 gf), and 2.01 N (205 gf), depending on the variation in the bone level in the four stages (Table II). The decrease in force intensity was approximately 5.3% with a loss of 1.0 mm, 15.0% with 2.0 mm, and 31.6% with 3.0 mm.

Model 1		Model 2				
Bone level	Force	Force	Bone level	Force	Force	
(mm)	(N)	(gf)	(mm)	(N)	(gf)	
0,0	2,94	300	0,0	2,94	300	
1,0	2,79	284	1,0	2,75	280	
2,0	2,50	255	2,0	2,50	255	
3,0	2,01	205	3,0	2,06	210	

 Table II. Force magnitude range

Source: The author

With loss of bone support, there was a decrease in the surface area of the PDL (Fig. 16, p. 64). It was 1068.87 mm² in the models without bone loss, 955.64 mm² with 1.0 mm of loss, 896.84 mm² with 2.0 mm loss, and 747.28 mm² with 3.0 mm loss (Table III). The reduction was approximately 10.6% with a loss of 1.0 mm, 16.1% with 2.0 mm, and 30.0% with 3.0 mm. These changes were the same for Models 1 and 2 (Figs 2 and 3, p. 47).

Bone level (mm)	Area of PDL (mm ²)	
0,0	1068,87	
1,0	955,64	
2,0	896,84	
3,0	747,28	

Table III. Surface area of the PDL range

Source: The author


Fig 16. No loss in bone level (A), 1.0 mm (B), 2.0 mm (C), and 3.0 mm (D). Displacement of CRes (yellow dot) and decrease of the PDL surface.

The positioning of the center of resistance (CRes) of the PDL was calculated with reference to the center of the bracket (Fig 17, p. 65). Its location also varied with the change in the alveolar bone level. This displacement can be observed in the vertical axis, with a maximum variation of 2.0 mm (apically) in the model with 3.0 mm bone loss. In the horizontal and transverse axes, the positional changes were very small (Table IV, p. 66).



Fig 17. Occlusal (A), vestibular (B), mesial (C), palatal (D) views. X, y, and z coordinate system. Location of the center of resistance (**CRes**)

Model 1				Model 2					
Bone level	Rx	Ry	Rz	Bone level	Rx	Ry	Rz		
(mm)	(mm)	(mm)	(mm)	(mm)	(mm)	(mm)	(mm)		
0,0	6,0	-0,9	-10,6	0,0	6,0	-0,8	-9,6		
1,0	6,0	-0,9	-11,3	1,0	6,0	-0,9	-10,3		
2,0	6,0	-0,9	-11,7	2,0	6,0	-0,9	-10,7		
3,0	6,0	-1,0	-12,6	3,0	6,0	-0,9	-11,6		

Table IV. Positioning of the center of resistance

Source: The author

With the reduction in bone level, it was necessary to decrease the force magnitude and adjust the three-dimensional balancing moments. The greatest adjustment was in the vertical axis, ranging from 17.9 Nmm to 12.2 Nmm as the bone level decreased. In the transverse axis, the force went from 31.4 Nmm to 25.5 Nmm. In the horizontal axis, the variation was from 0.4 Nmm to 0.2 Nmm (Table V, p. 66).

 Table V. Three-dimensional balancing moments

Model 1				Model 2					
Bone level	Mx	My	Mz	Bone level	Mx	My	Mz		
(mm)	(N.mm)	(N.mm)	(N.mm)	(mm)	(N.mm)	(N.mm)	(N.mm)		
0,0	31.80	0.36	17,89	0,0	28.38	0.44	18.02		
1,0	31.38	0,30	17,00	1,0	28.31	0.37	16.86		
2,0	29.35	0.24	15,13	2,0	26.24	0.30	14,98		
3,0	25.45	0,15	12,19	3,0	23.90	0.21	12,59		

Source: The author

In Model 2 (Fig 3, p. 47), the bracket was repositioned 1.0 mm apical to the border of cement enamel juction, this being the only difference for Model 1 (Fig 2, p. 47). To simulate the inclination movement, in Model 2 without bone loss, the same mesial force of 2.94 N (300 gf) was applied to the center of the bracket. The distribution of tension and compression areas in the PDL also presented a non-uniform pattern (Fig 18, p. 67). The results are qualitatively similar to those obtained in the same simulation as Model 1 without bone loss (Fig 11, p. 57).

In the simulation of the translation movement in Model 2 (Fig 3, p. 47) without bone loss, the three-dimensional balancing moments were also applied (Table V, p. 66) to obtain a more homogeneous stress pattern (Fig 18, p. 67). Despite the changes in the balancing moments, the results of this simulation are qualitatively similar to those found in the simulation made in Model 1 (Fig 11, p. 57).



Fig 18. Model 2, no bone loss. Mesial (A), distal (B), and apical (C) views of the minimum stress distribution, in the inclination and translation movements.

Figs 19 to 22, p. 68 to 71, show the distribution of stresses in the PDL in the translation movement of Model 2 according to the change in the level of the alveolar bone in the same four stages evaluated with Model 1 (Fig 2, p. 47). In these simulations, the analysis of stress fields was also made based on MinPS and MaxPS. For each bone level, the three-dimensional balancing moments and force magnitude were altered, so that the same stress distribution pattern as that obtained in the translation movement of Model 2 (Fig. 3, p. 47), without bone loss, was maintained (Fig 18, p. 67).



Fig 19. Model 2, no bone loss. Mesial (A), distal (B), and apical (C) views of the minimum and maximum stress distribution in the translation movement.



Fig 20. Model 2, with 1.0 mm of bone loss. Mesial (A), distal (B), and apical (C) views of the minimum and maximum stress distribution in the translation movement.



Fig 21. Model 2, with 2.0 mm of bone loss. Mesial (A), distal (B), and apical (C) views of the minimum and maximum stress distribution in the translation movement.



Fig 22. Model 2, with 3.0 mm of bone loss. Mesial (A), distal (B), and apical (C) views of the minimum and maximum stress distribution in the translation movement.

The force intensity ranged from 2.94 N (300 gf) to 2.75 N (280 gf), 2.5 N (255 gf), and 2.06 N (210 gf), depending on the variation in the bone level in the four stages (Table II, p. 63). The decrease in force intensity was approximately 6.6% with a loss of 1.0 mm, 15.0% with 2.0 mm, and 30.0% with 3.0 mm.

The change made in the vertical positioning of the bracket also influenced the changes in the location of the CRes of the PDL, since the center of the bracket was used as a reference (Fig 16, p. 64). In Model 2, the location of the CRes also varied with the change in the alveolar bone level. Although the difference in the initial location on the vertical axis is directly correlated to the apical repositioning of the bracket, when compared to Model 1 (Fig 2, p. 47), the maximum apical displacement in Model 2 (Fig 3, p. 47) was also 2.0 mm. The displacements in the horizontal and transverse axes, as well in Model 1, were very small (Table IV, p. 66).

Table V, p. 66, shows the changes in the triple moments for Model 2 (Fig 3, p. 47). The greatest adjustment was in the vertical axis, ranging from 18.02 Nmm to 12.59 Nmm, as the bone level decreased. These values were slightly higher than those observed in Model 1. In the transverse axis, the variation was from 28.31 Nmm to 23.90 Nmm, i.e., slightly lower than those produced by Model 1. In the horizontal axis, the variation was from 0.44 Nmm to 0.21 Nmm, i.e., slightly higher than those produced by Model 1.

Statistical analysis

Statistical analysis was used to evaluate the correlations between force magnitude, balancing moments (Mx, My, and Mz), and the positioning of the center of resistance (Rx, Ry, and Rz) with the variation in the bone loss levels and the position of the bracket.

The normality test of Shapiro-Wilk, indicated to test the normality of the data in small samples, showed a tendency of normal distribution of the data for all variables analyzed, according to the position of the bracket (p > 0.05; Table VI, p. 85).

Table VII, p. 85 presents the descriptive statistics for each of the variables, considering the two positions of the bracket and the four levels of bone loss.

Levene's test for homogeneity indicated a homogeneous variance between the data of each variable, considering the two positions of the bracket and the four levels of bone loss (Table VIII, p. 86).

Pearson's parametric correlation test was used to evaluate the association of variables, considering Model 1 and Model 2 (Tables IX, X, XI, and XII; p. 86 to 88).

For Model 1, this analysis showed an evident correlation (> -0.90) between bone loss and balancing moments (Mx, My, and Mz); however, it was significant (p<0.05) only for moments in the y and z axes (My and Mz). The correlation between the force magnitude and bone loss was quite significant (-0.971) that is, when the amount of bone loss increases, the force magnitude decreases. The correlation between bone loss and the three-dimensional positioning of the center of resistance was quite evident (0.987); however, it was significant (p<0.05) only for measurements in the vertical plane (Rz) (Tables IX and X, p. 87 and 88).

Graph 1, p. 74, shows this linear correlation between force magnitude and bone loss. To obtain this graph, a linear regression model was adopted using the method of ordinary least squares. The linear coefficient was 308 and the angular coefficient was 31.4. With these data, it can be said that for every millimeter of bone loss, the reduction in force magnitude should be 31.4 gf. The coefficient of determination (R^2) was 0.942, that is, despite the small sample, variations in bone loss can explain 94.2% of the variation in magnitude of the force applied. Graph 2, p. 74, shows this linear correlation between bone loss and displacement of the CRes in the vertical x axis. The linear coefficient was 10.62 and the angular coefficient was 0.63, that is, for each millimeter of bone loss there is an apical and vertical displacement of the CRes by 0.63 mm. The coefficient of determination (R^2) was 0.974.





For Model 2, the correlation between bone loss and balancing moments (Mx, My, and Mz) was also evident (> -0.93); however, it was significant (p<0.05) only for moments in the y and z axes (My and Mz). The correlation of force magnitude with bone loss was also quite significant (-0.981). The correlation between bone loss and the three-dimensional positioning of the center of resistance was quite evident (0.988); however, it was significant (p<0.05) only for measurements in the vertical plane (Rz). (Tables XI and XII, p. 87 and 3588)

Graph 3, p. 75, shows this linear correlation between force magnitude and bone loss. The linear coefficient was 305 and the angular coefficient was 29.4. In other words, for every millimeter of bone loss, the reduction in force magnitude should be 29.4 gf. The coefficient of determination (R^2) was 0.962. Graph 4, p. 76, shows this linear correlation between bone loss and displacement of the CRes in the vertical x axis. The linear coefficient was 9.58 and the angular coefficient was 0.63, that is, for each millimeter of bone loss, there is an apical and vertical displacement of the CRes by 0.63 mm. The coefficient of determination (R^2) was 0.976.





DISCUSSION

Finite element analysis (FEA) allows modeling of mathematically complex irregular geometric structures such as teeth and their periodontal supporting tissues.^{11,16,17} It also enables the application of a system of forces at any point or direction of the evaluated structures, providing information about the displacement and degree of stress caused by these loads.¹⁰ However, for the FEA to represent the physical and morphological properties of each structure involved in the dental movement,^{14,17} making the simulation closer to reality, the three-dimensional geometric model must be rich in anatomical details and the mesh must have a high resolution.¹⁸ In this study, the three-dimensional models were based on the tomographic images of a dried skull^{19,31,32} and not on the average anatomical measurements of the shape of the teeth and supporting tissues.^{10,12,13,33,34} The PDL thickness was not considered uniform^{10,13,20,21,34} and ranged from 0.1 mm to 0.5 mm. The mesh generation algorithm was adjusted to be with at least four tetrahedron-thick in the PDL. The mesh, after convergence analysis, ranged from 3,216,873 to 5,094,956 linear tetrahedral elements and from 553,376 to 880,076 nodes. All these aspects made the FEA more accurate.

In this study, all elements of three-dimensional models including the PDL, were considered homogeneous, isotropic, and with linear elastic behavior. This approach reduces the time of analysis and allows qualitative evaluation of the results.²⁰⁻²³ Moreover, since the main stress peak in the PDL was less than 7.5% during the application of forces, remaining in the linear segment of the curve representing the tooth movement,⁵ this justifies the linear approach of the PDL.^{19,31}

The movement of the molars with reduction in the supporting periodontium, seeking to optimize the remaining spaces of dental losses in the posterior region of the arches, is a frequent challenge in the treatment of adult patients. The FEA performed in the present study allowed the evaluation of the stress distribution in the PDL during the mesialization movement of the maxillary first molar. It was possible to simulate the inclination and translation movements, horizontal losses in the alveolar bone, and to modify the point of application of the forces.

Initially, the inclination movement caused by the application of the mesial force produced non-uniform stress distribution and generated areas of great concentration of compression and tension. Subsequently, with the application of the mesial force (a set of three-dimensional balancing moments), it was possible to simulate the translation movement in which the stress distribution is uniform. This methodology has been employed previously;¹³ however, the moments used to simulate the translation motion were less precise due to the uniform distribution of the stress fields.

The same pattern of distribution of stress fields as that generated in the first simulation of the translation movement was used as a reference to evaluate the changes in force magnitude and balancing moments as increased horizontal alveolar bone loss was simulated. This methodology has also been used previously;¹³ however, in the present work, besides the change in the level of the loss of the supporting periodontium, the variation in the point of application of the force was also simulated.

The results of the present study show that it is possible to establish a linear correlation between the force magnitude and the reduction in the alveolar bone level. Thus, it was possible to establish a clinical guide suggesting that for every millimeter of bone loss, the reduction in force magnitude should be 31.4 gf. For simulations made with the application of a more apical force, for every millimeter of bone loss, the reduction in force magnitude should be 29.4 gf.

It was also possible to establish a linear correlation between the reduction in alveolar bone level and the displacement of the CRes of the PDL. Although the positioning of the CRes was evaluated three-dimensionally, its displacement due to the loss of periodontal support was only statistically significant in the vertical axis. Thus, a clinical guide has also been established suggesting that for each millimeter of bone loss, there is a displacement of the CRes of the PDL in the vertical direction (para-apical) by 0.63 mm. In the models where the bracket was apically displaced, this relation was the same. These linear correlations are compatible with the results obtained previously.¹³

Although the FEA allows modification of the geometries and simulation of several levels of horizontal bone loss, in the present study, they were limited to 3.0 mm, falling short of the furcation. This limit was established, since teeth with furcation exposure are difficult to clean and consequently, they are more likely to

develop periodontal disease,^{35,36} a fact that would limit or prevent orthodontic movement. A different approach was adopted by Jeon et al.,¹³ who simulated vertical bone loss up to 6.0 mm, in which situation the root furcation of the first molar would be exposed.

With loss of bone support, there was a decrease in the surface area of the PDL. In the present study, the reduction was 10.6% with a loss of 1.0 mm, 16.1% with 2.0 mm, and 30.0% with 3.0 mm. These changes were the same for Models 1 and 2. These results confirm the need for a reduction in force magnitude, so that areas of hyalinization are not formed^{5,7} due to the greater concentration of forces in the PDL.

The results of this work revealed that the changes in the three-dimensional balancing moments required to maintain the same stress distribution pattern as the alveolar bone level was reduced were statistically significant only in the vertical and horizontal axes. This result can be translated clinically as a tendency of mesial inclination in the mesialization movement; however, the lingual inclination and the gyroversion tendency of the crown were not significant.

The results statistically show that the application of force at a more apical point, with an increase in the horizontal alveolar bone loss, improves control of the movement of the maxillary first molar. In the present study, this variation at the point of application of force was limited to the resource clinically used for displacing the bracket to the apical position. The repositioning was only of 1.0 mm, as this was the limit for the bracket to not be positioned beyond the enamel and have its adherence compromised. Future studies may simulate greater variation at the point of applications with temporary anchoring resources, such as minimplants, used in orthodontic mechanics.

The results presented in this study were based on simulations performed using mathematically obtained three-dimensional models. Biological variations, such as changes in tooth size and bone loss pattern, were not considered. Nevertheless, important references that may aid the orthodontist in the application of forces for moving molars with periodontal support loss were established.

79

CONCLUSION

According to the methodology used and the results presented, the following conclusions were made:

1. The simulation of the inclination movement generated a non-uniform pattern of stress distribution in the PDL, implying the appearance of areas of high concentration of compression and tension.

2. The simulation of the translation movement generated a uniform pattern of stress distribution in the PDL.

3. There is a linear correlation between the force magnitude and the reduction in the level of the alveolar bone, in which, for every millimeter of bone loss, there was a reduction in the force magnitude by 31.4 gf.

4. When force application was apically displaced by 1.0 mm, the reduction in force magnitude for every millimeter of bone loss was 29.4 gf.

5. There is a linear correlation between the change in the threedimensional positioning of the CRes of the PDL and the reduction in the level of the alveolar bone, in which, for every millimeter of bone loss, there is a displacement of the CRes of the PDL by 0.63 mm, only in the vertical axis and towards the root apexes.

REFERENCES

1. Kokich VG. The key to adult orthodontics. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2011;139:289.

2. Harris EF, Dyer GS, Vaden JL. Age effects on orthodontic treatment: skeletodental assessments from the Johnston analysis. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1991;100:531-536.

3. Gkantidis N, Christou P, Topouzelis N. The orthodontic-periodontic interrelationship in integrated treatment challenges: a systematic review. J Oral Rehabil 2010;37:377-390.

4. Artun J, Urbye KS. The effect of orthodontic treatment on periodontal bone support in patients with advanced loss of marginal periodontium. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1988;93:143-148.

5. Reitan K. Clinical and histologic observations on tooth movement during and after orthodontic treatment. Am J Orthod 1967;53:721-745.

6. Reitan K. Mechanism of apical root resorption. Trans Eur Orthod Soc 1972:363-379.

7. Weiss RC. Physiology of adult tooth movement. Dent Clin North Am 1972;16:449-457.

8. Janson G, Goizueta OE, Garib DG, Janson M. Relationship between maxillary and mandibular base lengths and dental crowding in patients with complete Class II malocclusions. Angle Orthod 2011;81:217-221.

9. Boyd RL, Leggott PJ, Quinn RS, Eakle WS, Chambers D. Periodontal implications of orthodontic treatment in adults with reduced or normal periodontal tissues versus those of adolescents. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1989;96:191-198.

10. Tanne K, Sakuda M, Burstone CJ. Three-dimensional finite element analysis for stress in the periodontal tissue by orthodontic forces. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1987;92:499-505.

11. Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B. Moment-to-force ratio, center of rotation, and force level: a finite element study predicting their interdependency for simulated orthodontic loading regimens. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2008;133:681-689.

12. Cobo J, Sicilia A, Arguelles J, Suarez D, Vijande M. Initial stress induced in periodontal tissue with diverse degrees of bone loss by an orthodontic force: tridimensional analysis by means of the finite element method. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1993;104:448-454.

13. Jeon PD, Turley PK, Ting K. Three-dimensional finite element analysis of stress in the periodontal ligament of the maxillary first molar with simulated bone loss. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2001;119:498-504.

14. Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B. The finite element method: a tool to study orthodontic tooth movement. J Dent Res 2005;84:428-433.

15. Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B. The transfer of occlusal forces through the maxillary molars: a finite element study. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2003;123:367-373.

16. Farah JW, Craig RG, Sikarskie DL. Photoelastic and finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. J Biomech 1973;6:511-520.

17. Qian L, Todo M, Morita Y, Matsushita Y, Koyano K. Deformation analysis of the periodontium considering the viscoelasticity of the periodontal ligament. Dent Mater 2009;25:1285-1292.

18. Middleton J, Jones ML, Wilson AN. Three-dimensional analysis of orthodontic tooth movement. J Biomed Eng 1990;12:319-327.

19. Viecilli RF, Budiman A, Burstone CJ. Axes of resistance for tooth movement: does the center of resistance exist in 3-dimensional space? Am J Orthod Dentofacial Orthop 2013;143:163-172.

20. Tominaga JY, Ozaki H, Chiang PC, Sumi M, Tanaka M, Koga Y et al. Effect of bracket slot and archwire dimensions on anterior tooth movement during space closure in sliding mechanics: a 3-dimensional finite element study. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2014;146:166-174.

21. Tominaga JY, Tanaka M, Koga Y, Gonzales C, Kobayashi M, Yoshida N. Optimal loading conditions for controlled movement of anterior teeth in sliding mechanics. Angle Orthod 2009;79:1102-1107.

22. Largura LZ, Argenta MA, Sakima MT, Camargo ES, Guariza-Filho O, Tanaka OM. Bone stress and strain after use of a miniplate for molar protraction and uprighting: a 3-dimensional finite element analysis. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2014;146:198-206.

23. Ammar HH, Ngan P, Crout RJ, Mucino VH, Mukdadi OM. Threedimensional modeling and finite element analysis in treatment planning for orthodontic tooth movement. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2011;139:e59-71.

24. Kojima Y, Fukui H. A numerical simulation of tooth movement by wire bending. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2006;130:452-459.

25. Malek S, Darendeliler MA, Swain MV. Physical properties of root cementum: Part I. A new method for 3-dimensional evaluation. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2001;120:198-208.

26. Qian Y, Fan Y, Liu Z, Zhang M. Numerical simulation of tooth movement in a therapy period. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2008;23 Suppl 1:S48-52.

27. Xia Z, Jiang F, Chen J. Estimation of periodontal ligament's equivalent mechanical parameters for finite element modeling. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2013;143:486-491.

28. Reitan K. The initial tissue reaction incident to orthodontic tooth movement as related to the influence of function; an experimental histologic study on animal and human material. Acta Odontol Scand Suppl 1951;6:1-240.

29. Langlade M. Therapeutique orthodontique. Paris: Maloine; 1978.

30. Proffit WR, Fields HW, Sarver DM. Contemporary orthodontics. St. Louis, Mo.: Mosby Elsevier; 2007.

31. Viecilli RF, Burstone CJ. Ideal orthodontic alignment load relationships based on periodontal ligament stress. Orthod Craniofac Res 2015;18 Suppl 1:180-186.

32. Savignano R, Viecilli RF, Paoli A, Razionale AV, Barone S. Nonlinear dependency of tooth movement on force system directions. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2016;149:838-846.

33. Geramy A. Initial stress produced in the periodontal membrane by orthodontic loads in the presence of varying loss of alveolar bone: a three-dimensional finite element analysis. Eur J Orthod 2002;24:21-33.

34. Tanne K, Koenig HA, Burstone CJ. Moment to force ratios and the center of rotation. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1988;94:426-431.

35. Kim Y. Furcation involvements: therapeutic considerations. Compend Contin Educ Dent 1998;19:1236-1240, 1242, 1244 passim.

36. Carranza FA, Jr., Jolkovsky DL. Current status of periodontal therapy for furcation involvements. Dent Clin North Am 1991;35:555-570.

ANEXO

Análise estatística - Tabelas

V a ri é val	Desisão	Sh	Shapiro-Wilk			
variavei	Posição	Estatística	gl	valor p		
Força Aplicada (N)	Bracket no centro	0,94	4	0,65		
	Bracket na região apical	0,96	4	0,79		
Força Aplicada (gf)	Bracket no centro	0,94	4	0,65		
	Bracket na região apical	0,96	4	0,79		
Mx	Bracket no centro	0,88	4	0,32		
	Bracket na região apical	0,87	4	0,30		
My	Bracket no centro	0,99	4	0,96		
	Bracket na região apical	1,00	4	0,98		
Mz	Bracket no centro	0,94	4	0,65		
	Bracket na região apical	0,97	4	0,83		
Rx	Bracket no centro	0,85	4	0,22		
	Bracket na região apical	0,99	4	0,97		
Ry	Bracket no centro	0,95	4	0,71		
	Bracket na região apical	0,97	4	0,85		
Rz	Bracket no centro	0,99	4	0,96		
	Bracket na região apical	0.99	4	0.97		

Tabela VII. Des	scritivas.								
				Desvio	Erro	Intervalo de 95% p Limite	e confiança de ara média Limite		
		N	Média	Padrão	Padrão	Interior	superior	Mínimo	Máximo
Força Aplicada (N)	Bracket no centro	4	2,56	0,41	0,20	1,91	3,21	2,01	2,94
	Bracket na região apical	4	2,56	0,38	0,19	1,96	3,17	2,06	2,94
Força Aplicada (gf)	Bracket no centro	4	260,96	41,76	20,88	194,51	327,40	204,89	299,69
	Bracket na região apical	4	261,21	38,78	19,39	199,51	322,91	209,99	299,69
Mx	Bracket no centro	4	29,49	2,90	1,45	24,88	34,11	25,45	31,80
	Bracket na região apical	4	26,71	2,12	1,06	23,33	30,08	23,90	28,38
My	Bracket no centro	4	0,26	0,09	0,04	0,12	0,40	0,15	0,36
	Bracket na região apical	4	0,33	0,10	0,05	0,18	0,49	0,21	0,44
Mz	Bracket no centro	4	15,55	2,52	1,26	11,54	19,56	12,19	17,89
	Bracket na região apical	4	15,61	2,37	1,19	11,84	19,39	12,59	18,02
Rx	Bracket no centro	4	6,06	0,02	0,01	6,03	6,08	6,04	6,07
	Bracket na região apical	4	6,12	0,01	0,01	6,09	6,14	6,10	6,13
Ry	Bracket no centro	4	0,95	0,04	0,02	0,89	1,01	0,91	1,00
	Bracket na região apical	4	0,88	0,04	0,02	0,82	0,94	0,84	0,93
Rz	Bracket no centro	4	11,57	0,83	0,41	10,26	12,89	10,63	12,62
	Bracket na região apical	4	10,54	0,83	0,41	9,22	11,85	9,59	11,58
Fonte: O autor									

Tabela VIII. Teste de Homogeneidade de Variâncias.								
	Estatística de Levene	gl1	gl2	Valor p				
Força Aplicada (N)	0,025	1	6	0,880				
Força Aplicada (gf)	0,025	1	6	0,880				
Mx	0,241	1	6	0,641				
My	0,049	1	6	0,831				
Mz	0,006	1	6	0,941				
Rx	0,500	1	6	0,506				
Ry	0,310	1	6	0,867				
Rz	-	1	6	0,994				
Fonte: O autor								

Tabela IX. Corr	elaçõe para o Modelo 1	-					
		Força Aplicada (N)	Força Aplicada (gf)	Mx	My	Mz	Perda Óssea (mm)
Força Aplicada (N)	Correlação de Pearson	1	1,000	0,976	0,988	1,000**	-0,971
	Valor p		-	0,0239	0,0122	0,0001	0,0293
	Ν	4	4	4	4	4	4
Força Aplicada (gf)	Correlação de Pearson	1,000**	1	0,976	0,988	1,000**	-0,971
	Valor p	-		0,0239	0,0122	0,0001	0,0293
	Ν	4	4	4	4	4	4
Mx	Correlação de Pearson	0,976 [*]	0,976	1	0,931	0,976 [*]	-0,901
	Valor p	0,0239	0,0239		0,0692	0,0239	0,0992
	Ν	4	4	4	4	4	4
My	Correlação de Pearson	0,988 [*]	0,988 [*]	0,931	1	0,988 [*]	-0,995
	Valor p	0,0122	0,0122	0,0692		0,0120	0,0054
	Ν	4	4	4	4	4	4
Mz	Correlação de Pearson	1,000**	1,000**	0,976 [*]	0,988*	1	-0,972
	Valor p	0,0001	0,0001	0,0239	0,0120		0,0279
	Ν	4	4	4	4	4	4
Perda Óssea (mm)	Correlação de Pearson	-0,971	-0,971	- 0,90	-0,995	-0,972	1
	Valor p	0,0293	0,0293	0,0992	0,0054	0,0279	
	Ν	4	4	4	4	4	4
Fonte: O autor Nota: ** A correlação	é significativa no nível 0.01 (bila	ateral).*. A correl	ação é signi	ificativa no n	ível 0,05 (bi	lateral).	

Tabela X. Corre	elações para o Modelo 1.	ı			
		Perda Óssea (mm)	Rx	Ry	Rz
Perda Óssea (mm)	Correlação de Pearson	1	-0,775	0,836	0,987*
	Valor p		0,2254	0,1643	0,0128
	Ν	4	4	4	4
Rx	Correlação de Pearson	-1	1	-0,302	-0,665
	Valor p	0,2254		0,6979	0,3349
	Ν	4	4	4	4
Ry	Correlação de Pearson	1	-0,302	1	0,913
	Valor p	0,1643	0,6979		0,0875
	Ν	4	4	4	4
Rz	Correlação de Pearson	0,987*	-0,665	0,913	1
	Valor p	0,0128	0,3349	0,0875	
	Ν	4	4	4	4
Fonte: O autor					
Nota: * A correlação e	é significativa no nível 0,05 (bilater	al).			

		Força Aplicada (N)	Força Aplicada (gf)	Mx	My	Mz	Perda Óssea (mm)
Magnitude da força (N)	Correlação de Pearson	1	1,000	0,976*	0,991	0,998**	- 0,981
	Valor p		-	0,0245	0,0093	0,0024	0,0192
	Ν	4	4	4	4	4	4
Magnitude da força	Correlação de Pearson	1,000**	1	0,976 [*]	0,991**	0,998**	- 0,981
(gf)	Valor p	-		0,0245	0,0093	0,0024	0,0192
	Ν	4	4	4	4	4	4
Mx	Correlação de Pearson	0,976 [*]	0,976	1	0,947	0,976 [*]	- 0,937
	Valor p	0,0245	0,0245		0,0535	0,0236	0,0635
	Ν	4	4	4	4	4	4
My	Correlação de Pearson	0,991**	0,991	0,947	1	0,994**	-0,998
	Valor p	0,0093	0,0093	0,0535		0,0062	0,0025
	Ν	4	4	4	4	4	4
Mz	Correlação de Pearson	0,998**	0,998	0,976 [*]	0,994	1	-0,989
	Valor p	0,0024	0,0024	0,0236	0,0062		0,0113
	Ν	4	4	4	4	4	4
Perda Óssea (mm)	Correlação de Pearson	-0,981	- 0,981	- 0,937	-0,998	-0,989	1
	Valor p	0,0192	0,0192	0,0635	0,0025	0,0113	
	Ν	4	4	4	4	4	4

Nota: ** A correlação é significativa no nível 0,01 (bilateral).

* A correlação é significativa no nível 0,05 (bilateral).

Tabela XII. Cor	relações para o Modelo 2	2.			
		Perda Óssea (mm)	Rx	Ry	Rz
Perda Óssea (mm)	Correlação de Pearson	1,000	-0,600	0,791	0,988 [*]
	Valor p		0,4000	0,2087	0,0119
	Ν	4	4	4	4
Rx	Correlação de Pearson	-0,600	1,000	0,000	-0,483
	Valor p	0,4000		1,0000	0,5169
	Ν	4	4	4	4
Ry	Correlação de Pearson	0,791	0,000	1,000	0,874
	Valor p	0,2087	1,0000		0,1265
	Ν	4	4	4	4
Rz	Correlação de Pearson	0,988 [*]	-0,4831	0,8735	1,0000
	Valor p	0,0119	0,5169	0,1265	
	Ν	4	4	4	4
Fonte: O autor					
Nota: * A correlação	é significativa no nível 0,05 (bilater	al).			

Normas para publicação

Referências formatadas automaticamente por meio do *software* Endnote X5 e estilo Amer J Orthodontics.ens (disponível em http://www.endnote.com/support/enstyles.asp)