🖏 Pontifícia Universidade Católica do Paraná

PUCPR



DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES E DEFORMAÇÕES NO LIGAMENTO PERIODONTAL AVALIADA SOB DIFERENTES COMPORTAMENTOS ELÁSTICOS POR MEIO DO MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS

> DOUTORADO EM ODONTOLOGIA PUCPR

CURITIBA 2012



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

FÁBIO RAFAEL TESSAROLLO

DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES E DEFORMAÇÕES NO LIGAMENTO PERIODONTAL AVALIADA SOB DIFERENTES COMPORTAMENTOS ELÁSTICOS POR MEIO DO MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS

> CURITIBA - PR 2012

FÁBIO RAFAEL TESSAROLLO

DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES E DEFORMAÇÕES NO LIGAMENTO PERIODONTAL AVALIADA SOB DIFERENTES COMPORTAMENTOS ELÁSTICOS POR MEIO DO MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS

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

Orientador: Prof. Dr. Orlando Tanaka



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

TERMO DE APROVAÇÃO

FÁBIO RAFAEL TESSAROLLO

"DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES E DEFORMAÇÕES NO LIGAMENTO PERIODONTAL NO INÍCIO DA MOVIMENTAÇÃO DENTÁRIA SIMULADA POR MEIO DO MÉTODO 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 Tanaka Programa de Pós-Graduação em Odontologia, PUCPR

and Del Prof. Dr. Odilon Guariza Filho.

Programa de Pós-Graduação em Odontologia, PUCPR

Prota Dra Elis amargo Programa de Pós-Graduação em Odontologia, PUCPR

Prof. Dr. Gerson Luiz Ulema Ribeiro Programa de Pós-Graduação em Odontologia, UFSC

Prof. Dr. Luciane Quadrado Closs Programa de Pós-Graduação em Odontologia, ULBRA

Curitiba, 07 de dezembro de 2012.

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

DEDICATÓRIA

A meus pais (Valdemar Tessarollo e, Dalva Maria Testoni Tessarollo), minha irmã (Fabiana Tessarollo) e cunhado (Walber Pinto Vieira Júnior), com todo amor, admiração e gratidão pela compreensão, carinho, presença e incansável apoio ao longo destes anos que se passaram, não mais que com justiça, dedico esta vitória.

AGRADECIMENTO ESPECIAL

Primeiramente gostaria de agradecer a *Deus*, pois seja qual for a manifestação de fé, haverá sempre a certeza da existência de uma força divina capaz de me encorajar e de me fazer acreditar na possibilidade de ser uma pessoa mais capaz, simples e que sempre lutará pela conquista do sucesso.

Aos *meus pais*, por tudo que me proporcionaram até hoje. Inspiraram-me a certeza de sua presença e a segurança de seus passos guiando os meus. O carinho de suas vozes, a esperança de seus sorrisos, o conforto de suas lágrimas, o brilho de seus olhares me fizeram tão grande quanto o seu amor por mim. Se eu pudesse fazê-los eternos... eternos eu os faria.

A *minha irmã e cunhado*, pelo incentivo, palavra amiga, mão estendida, sorriso franco... contribuindo de uma forma especial, vibrando com meu sucesso e ajudando-me a sentir o quão importante é ter um irmão e amigo.

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador Prof. Dr. Orlando Motohiro Tanaka, pelos seus ensinamentos, atenção, caráter, compreensão, disponibilidade, confiança, amizade e, pela oportunidade de realização deste trabalho.

Aos Profs. Drs. Odilon Guariza Filho e, Elisa Camargo, da área de concentração em Ortodontia, pelo aprendizado, competência, contribuição como Membros da Banca da Qualificação de minha Tese e, disposição em ajudar durante todo o curso de Doutorado.

Ao Prof. Dr. Hiroshi Maruo pelo apoio, incentivo, receptividade no início de meu curso de Doutorado e, pela participação voluntária na compreensão e auxílio deste trabalho.

Aos Profs. Drs. Armando Yukio Saga e, Ivan Toshio Maruo, pelo braço amigo, por estarem sempre dispostos a ajudar, pela confiança e credibilidade depositados em minha pessoa.

Aos Profs. José Carlos Munhoz da Cunha e, Sabine Westphal Vieira, por acreditarem que este sonho pudesse se tornar realidade.

À Empresa SIMCE Consultoria e Engenharia Ltda., em especial aos Engenheiros Emílio Graciliano Ferreira Mercuri e, Felipe Recka de Almeida, pelos conhecimentos relacionados à área de Engenharia.

Aos Profs. Drs. Rodrigo Nunes Rached e, Sérgio Aparecido Ignácio, pelas contribuições dadas na Qualificação de minha Tese de Doutorado.

Aos meus colegas de Doutorado, incluindo todas as áreas de concentração, com destaque aos doutorandos César Augusto Rodenbusch Poletto, Emigdio Enrique Orellana Jimenez, Guilherme Ortellado, Lia Kumiko Sugisawa Narazaki, Lucila Zimmermann Largura, Lucília Satie Kuriki, Murilo Sérgio Principe Bizetto e, Rodrigo Alberto Pereira Gomes, da área de Ortodontia, todos os quais estiveram juntos nesta jornada acadêmica, construindo fortes laços de amizade e confiança.

A todos os Mestrandos da PUCPR que conheci durante o período do Doutorado.

À Pontifícia Universidade Católica do Paraná (PUCPR – Curitiba/PR), pela oportunidade de realização do curso de Doutorado em Odontologia (Área de concentração em Ortodontia e Ortopedia Facial), pela infra-estrutura e corpo docente, desde professores, coordenadores, com destaque ao Prof. Dr. Sérgio Vieira, os quais contribuíram direta ou indiretamente para o meu crescimento pessoal, profissional e acadêmico.

A todos os funcionários da PUCPR (Programa de Pós-Graduação em Odontologia), em especial à secretária Neide Reis Borges, pelos momentos de solidariedade, companheirismo e amizade.

A todos que contribuíram de alguma forma, direta ou indiretamente, pelo seu apoio, possibilitando a concretização deste trabalho.

"Eu aprendi que todos querem viver no topo da montanha, mas toda felicidade e crescimento ocorre quando você está escalando-a."

William Shakespeare

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS	11
LISTA DE TABELAS	15
LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS	16
INTRODUÇÃO	17
PROPOSIÇÃO	20
ARTIGO 1	21
PÁGINA TÍTULO	22
RESUMO	23
INTRODUÇÃO	24
MATERIAL E MÉTODOS	26
RESULTADOS	28
DISCUSSÃO	31
CONCLUSÕES	34
REFERÊNCIAS	35
FIGURAS	38
TABELAS	50
TERMO DE CESSÃO DE DIREITOS AUTORAIS	51
DECLARAÇÃO DE CONFLITO DE INTERESSES	52
ARTICLE 1	53
TITLE PAGE	54
ABSTRACT	55
INTRODUCTION	56
MATERIAL AND METHODS	58
RESULTS	60
DISCUSSION	62
CONCLUSIONS	65
REFERENCES	66
FIGURES	69
TABLES	81

ARTIGO 2	82
PÁGINA TÍTULO	83
RESUMO	84
INTRODUÇÃO	85
MATERIAL E MÉTODOS	87
RESULTADOS	89
DISCUSSÃO	91
CONCLUSÕES	94
REFERÊNCIAS	95
FIGURAS	98
TABELAS	102
TERMO DE CESSÃO DE DIREITOS AUTORAIS	103
DECLARAÇÃO DE CONFLITO DE INTERESSES	104
ARTICLE 2	105
TITLE PAGE	106
ABSTRACT	107
INTRODUCTION	108
MATERIAL AND METHODS	110
RESULTS	112
DISCUSSION	114
CONCLUSIONS	117
REFERENCES	118
FIGURES	121
TABLES	125
ANEXOS	126
ANEXO A – REVISÃO DE LITERATURA	127
ANEXO B – MATERIAL E MÉTODOS (Geral)	141
Considerações Éticas	141
Elaboração do Modelo Tridimensional	141
Aplicação das forças ortodônticas	142
Movimento de inclinação dentária (não-controlada)	143
Movimento de translação dentária (de corpo)	144

Propriedades do modelo experimental	145			
Análise Estatística	146			
Análise dos dados	146			
ANEXO C – COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA (CEP)				
C.1 – Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa da Pontifícia				
Universidade Católica do Paraná	149			
C.2 – Autorização para utilizar o banco de dados da Empresa				
SIMCE Consultoria e Engenharia Ltda.	150			
C.3 – Termo de Compromisso de Utilização de Dados	151			
ANEXO D – FIGURAS ADICIONAIS	152			
D.1 – Modelagem da maxila completa	153			
D.2 – Modelagem da maxila (transparente)	154			
D.3 – Modelagem do esmalte	155			
D.4 – Modelagem da dentina	156			
D.5 – Modelagem da polpa	157			
D.6 – Modelagem do ligamento periodontal	158			
D.7 – Modelagem do osso trabecular	159			
D.8 – Modelagem do osso cortical	160			
ANEXO E – Normas para publicação dos artigos	161			
E.1 – Artigo 1 – Periódico: The Angle Orthodontist	162			
E.2 – Artigo 2 – Periódico: American Journal of Orthodontics	165			
and Dentofacial Orthopedics	105			
ANEXO F – REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS (Gerais)	168			

LISTA DE FIGURAS

<u>ARTIGO 1</u>

Figura 1. Imagem tridimensional da maxila e dos dentes	38
Figura 2. Bracket aderido ao canino	38
Figura 3. Movimento de inclinação	38
Figura 4. Momento anti-inclinação	38
Figura 5. Momento antirotação	38
Figura 6. Malha do ligamento periodontal	38
Figura 7. Visualização da aplicação do suporte na face superior da hemi- maxila	39
Figura 8. Visualização da aplicação da simetria no modelo	39
Figura 9. Malha do modelo tridimensional	39
Figura 10. Visão distal da distribuição de tensões máxima, intermediária e mínima, dos modelos linear (A), bilinear (B) e, não-linear hiperelástico (C), no ligamento periodontal, para o movimento de inclinação dentária	40
Figura 11. Visão palatal da distribuição de tensões máxima, intermediária e mínima, dos modelos linear (A), bilinear (B) e, não-linear hiperelástico (C), no ligamento periodontal, para o movimento de inclinação dentária	41
Figura 12. Visão mesial da distribuição de tensões máxima, intermediária e mínima, dos modelos linear (A), bilinear (B) e, não-linear hiperelástico (C), no ligamento periodontal, para o movimento de inclinação dentária	42
Figura 13. Visão vestibular da distribuição de tensões máxima, intermediária e mínima, dos modelos linear (A), bilinear (B) e, não-linear hiperelástico (C), no ligamento periodontal, para o movimento de inclinação dentária	43
Figura 14. Visão apical da distribuição de tensões máxima, intermediária e mínima, dos modelos linear (A), bilinear (B) e, não-linear hiperelástico (C), no ligamento periodontal, para o movimento de inclinação dentária	44
Figura 15. Visão distal da distribuição de tensões máxima, intermediária e mínima, dos modelos linear (A), bilinear (B) e, não-linear hiperelástico (C), no ligamento periodontal, para o movimento de translação dentária	45

Figura 16. Visão palatina da distribuição de tensões máxima, intermediária 46 e mínima, dos modelos linear (A), bilinear (B) e, não-linear hiperelástico (C), no ligamento periodontal, para o movimento de translação dentária

Figura 17. Visão mesial da distribuição de tensões máxima, intermediária e mínima, dos modelos linear (A), bilinear (B) e, não-linear hiperelástico (C), no ligamento periodontal, para o movimento de translação dentária

ARTICLE 1

Figure 1. Three-dimensional image of the maxilla and the teeth	69
Figure 2. Bracket attached to the canine	69
Figure 3. Tipping movement	69
Figure 4. Counterclockwise moment	69
Figure 5. Clockwise moment	69
Figure 6. Periodontal ligament mesh	69
Figure 7. View of the application of support on the upper face of the half-maxilla	70
Figure 8. View of the application of symmetry in the model	70
Figure 9. Three-dimensional mesh model	70
Figure 10. Distal view of the distribution of maximum, intermediate and minimum stresses on the PDL, using linear (A), bilinear (B) and, nonlinear hyperelastic (C) models, on tipping movement	71
Figure 11. Palatal view of the distribution of maximum, intermediate and minimum stresses on the PDL, using linear (A), bilinear (B) and, nonlinear hyperelastic (C) models, on tipping movement	72

Figure 12. Mesial view of the distribution of maximum, intermediate and minimum stresses on the PDL, using linear (A), bilinear (B) and, nonlinear hyperelastic (C) models, on tipping movement	73
Figure 13. Buccal view of the distribution of maximum, intermediate and minimum stresses on the PDL, using linear (A), bilinear (B) and, nonlinear hyperelastic (C) models, on tipping movement	74
Figure 14. Apical view of the distribution of maximum, intermediate and minimum stresses on the PDL, using linear (A), bilinear (B) and, nonlinear hyperelastic (C) models, on tipping movement	75
Figure 15. Distal view of the distribution of maximum, intermediate and minimum stresses on the PDL, using linear (A), bilinear (B) and, nonlinear hyperelastic (C) models, on bodily movement	76
Figure 16. Palatal view of the distribution of maximum, intermediate and minimum stresses on the PDL, using linear (A), bilinear (B) and, nonlinear hyperelastic (C) models, on bodily movement	77
Figure 17. Mesial view of the distribution of maximum, intermediate and minimum stresses on the PDL, using linear (A), bilinear (B) and, nonlinear hyperelastic (C) models, on bodily movement	78
Figure 18. Buccal view of the distribution of maximum, intermediate and minimum stresses on the PDL, using linear (A), bilinear (B) and, nonlinear hyperelastic (C) models, on bodily movement	79
Figure 19. Apical view of the distribution of maximum, intermediate and minimum stresses on the PDL, using linear (A), bilinear (B) and, nonlinear hyperelastic (C) models, on bodily movement	80

ARTIGO 2

Figura 1. Imagem tridimensional da maxila e dos dentes	98
Figura 2. Bracket aderido ao canino	98
Figura 3. Movimento de inclinação	98
Figura 4. Momento anti-inclinação	98
Figura 5. Momento antirotação	98
Figura 6. Malha do ligamento periodontal	98

Figura 7. Visualização da aplicação do suporte na face superior da hemi-	
maxila	99
Figura 8. Visualização da aplicação da simetria no modelo	99
Figura 9. Malha do modelo tridimensional	99
Figura 10. Visão distal da distribuição de tensões máxima, intermediária e mínima, dos modelos linear (A), bilinear (B) e, não-linear hiperelástico (C), no ligamento periodontal, para o movimento de inclinação dentária	100
Figura 11. Visão distal (A), palatina (B), mesial (C), vestibular (D) e apical (E) da distribuição de tensões máxima, intermediária e mínima, do modelo não-linear hiperelástico, para o movimento de translação dentária	101

ARTICLE 2

Figure 1. Three-dimensional image of the maxilla and the teeth	121
Figure 2. Bracket attached to the canine	121
Figure 3. Tipping movement	121
Figure 4. Counterclockwise moment	121
Figure 5. Clockwise moment	121
Figure 6. Periodontal ligament mesh	121
Figure 7. View of the application of support on the upper face of the half- maxilla	122
Figure 8. View of the application of symmetry in the model	122
Figure 9. Three-dimensional mesh model	122
Figure 10. Distal (A), palatal (B), mesial (C), buccal (D) and apical (E) views of the distribution of maximum, intermediate and minimum stresses on PDL, using nonlinear hyperelastic model, on tipping movement	123
Figure 11. Distal (A), palatal (B), mesial (C), buccal (D) and apical (E) views of the distribution of maximum, intermediate and minimum stresses on PDL, using nonlinear hyperelastic model, on bodily movement	124

LISTA DE TABELAS

<u>ARTIGO 1</u>

Tabela I. Propriedades elásticas dos materiais	50					
Tabela II. Comparação entre as trações e compressões máximas, na						
tensão mínima, intermediária e máxima, nos comportamentos linear,						
bilinear e não-linear hiperelástico do ligamento periodontal, nos						
movimentos de inclinação e translação dentária						

ARTICLE 1

Fable I. Elastic properties of the materials								81
Table II.	Comparison	between	maxi	mum, in	termed	liate an	d minimum	
stresses on PDL, for traction and compression, by using linear, bilinear and								
nonlinear	hyperelastic	model,	on	tipping	and	bodily	movement	
								81

ARTIGO 2

Fabela I. Propriedades elásticas dos materiais					
Tabela II. Valores obtidos para as trações e compressões, na tensão					
mínima, intermediária e máxima, no comportamento não-linear					
hiperelástico do ligamento periodontal, nos movimentos de inclinação e					
translação dentária					

ARTICLE 2

Table I. Elastic properties of the materials	125
Table II. Values obtained for maximum, intermediate and minimum	
stresses on PDL, for traction and compression, by using nonlinear	
hyperelastic model, on tipping and bodily movement	125

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

- AEF = Análise de Elementos Finitos
- ANSYS[®] = Swanson Analysis System Inc., versão 12.1 (Canonsburg, PA)
- CR = Centro de resistência
- CRot = Centro de rotação
- MEF = Método de Elementos Finitos
- MPa = Megapascal
- N = Newton
- N.m = Newton por metro
- LPD = Ligamento periodontal

1 INTRODUÇÃO

2

3 A movimentação ortodôntica é decorrente da aplicação de um estímulo 4 mecânico sobre a coroa de um dente, desencadeando reações biológicas no ligamento periodontal (LPD) e no osso alveolar. Este processo, também chamado de 5 mecanotransdução, em seus tecidos de suporte, como no osso alveolar por 6 7 exemplo, respondem em processos de modelação е remodelação, 8 subsequentemente desencadeando a movimentação dentária (Turner e Pavalko, 9 1998; Zhao et al., 2008).

10 Para que esta movimentação ocorra de forma fisiológica, é recomendável que 11 a aplicação de forças seja de baixa magnitude e em período contínuo, pois desta 12 forma, a vascularização do LPD é parcialmente obstruída, induzindo atividade celular 13 que promova reabsorção do osso alveolar na direção da aplicação da força. Em 14 contra-partida, forças de alta magnitude são mais susceptíveis à desencadear 15 isquemia e morte celular no LPD, denominadas áreas de hialinização extensas, além 16 de retardo no início do movimento dentário (Reitan, 1957; Reitan, 1964), colapso e 17 necrose do cemento e osso alveolar (Proffit et al., 2000).

18 Deste modo, a aplicação de uma força sobre o LPD determina condição 19 favorável ou desfavorável ao movimento ortodôntico (Storey, 1973) e, devido à sua 20 complexidade mecânica e geométrica, literatura atual referente às tensões e 21 pressões exercidas sobre este componente do periodonto, precisa ser melhor 22 investigada (Toms e Eberhardt, 2003). Ademais, as considerações periodontais são 23 cada mais vez mais importantes à medida que os pacientes envelhecem, e a busca 24 de tratamento ortodôntico por pacientes adultos tem crescido nas últimas décadas 25 (Proffit et al., 2000).

Do ponto de vista mecânico, a primeira reação após a aplicação de uma força ortodôntica é a alteração das fibras do LPD, bem como do tecido ósseo circunjacente, resultando em um deslocamento dentário intra-alveolar (Cattaneo et al., 2005). Por esta razão, por se tratar de um estudo envolvendo a estrutura e a função dos sistemas biológicos utilizando métodos da mecânica, a Ortodontia é um assunto que apresenta estreita associação com a biomecânica no campo da ciência médica (Zhao et al., 2008). 1 Em virtude disso, a predição guantitativa de tensão e deformação dos tecidos 2 periodontais frente à mecânica ortodôntica auxiliaria a compreender melhor a origem 3 dos movimentos dentários, e ainda, este conhecimento se tornaria de vital 4 importância, tanto em nível teórico quanto clínico (Qian et al., 2009).

O Método de Elementos Finitos (MEF), introduzido para análise da 5 6 biomecânica dentária no ano de 1973 (Farah et al., 1973), possui a capacidade de 7 modelar matematicamente estruturas geométricas irregulares complexas de tecido 8 natural e/ou artificial, tais como os dentes e diferentes constituintes do periodonto, 9 bem como modificar os parâmetros de sua geometria, o que torna possível a 10 aplicação de forças em qualquer ponto ou direção das estruturas avaliadas, 11 informando assim, o deslocamento e o grau de tensão provocados por essas cargas 12 (Tanne et al., 1987; Ren et al., 2003). E para que esta avaliação seja possível, é 13 necessário representar as propriedades físicas e morfológicas de cada estrutura 14 envolvida no movimento dentário a ser observado (Cattaneo et al., 2005; Qian et al., 15 2009).

16 Para a avaliação das propriedades mecânicas destes materiais, а 17 determinação do Coeficiente de Poisson (valor absoluto da relação entre as 18 deformações transversais e longitudinais em um eixo de tração axial) bem como do 19 Módulo de Young (Elasticidade - inclinação da porção linear do diagrama de 20 tensão/deformação do material) são necessários (Lotti et al., 2006), valores estes 21 descritos na literatura (Wilson et al., 1994).

22 O osso alveolar bem como o dente, assumem um determinado tipo de 23 deformação chamada linear elástica (Lotti et al., 2006; Qian et al., 2009), onde a 24 deformação destas estruturas é diretamente proporcional às forças aplicadas (Lotti 25 et al., 2006).

26 O LPD, tecido conjuntivo frouxo, ricamente vascularizado e celular, que 27 circunda as raízes dos dentes e une o cemento radicular ao osso alveolar 28 propriamente dito (Lindhe e Karring, 1992), é um componente do periodonto que, 29 devido a sua não-homogeneidade (Hohmann et al., 2011), foi avaliado na literatura 30 sob diferentes comportamentos até a presente data, seja ele linear elástico 31 (Cattaneo et al., 2005; Qian et al., 2008; Wood et al., 2011), bilinear elástico (Poppe 32 et al., 2002; Viecilli et al., 2008; Dong-Xu et al., 2011), não-linear hiperelástico (Toms 33 et al., 2002 (A); Limbert et al., 2003; Toms e Eberhardt, 2003; Cattaneo et al., 2005; Natali et al., 2007; Wood et al., 2011) e viscoelástico (Toms et al., 2002 (B); Natali et
 al., 2004; Wood et al., 2011).

3 No comportamento linear elástico, a aplicação de forças não causa 4 deformação permanente na estrutura avaliada, bem como esta retorna a sua forma original quando as cargas são removidas; no bilinear elástico, o módulo de 5 6 elasticidade do LPD no início e no final da aplicação de uma determinada força são 7 diferentes; no não-linear hiperelástico, a estrutura avaliada pode assumir níveis 8 maiores de deformação frente às forças aplicadas e, no viscoelástico, após a aplicação de determinada força, a estrutura se deforma e seu retorno à origem é 9 10 considerado dependente do tempo (Toms et al., 2002 (A); Toms et al., 2002 (B); Lotti 11 et al., 2006).

12 Tendo em vista que as propriedades mecânicas dos materiais podem 13 influenciar os resultados fornecidos pelo MEF, é importante observar se as 14 diferentes caracterizações do LPD que independam do fator "tempo" (linear elástico, 15 bilinear elástico e não-linear hiperelástico) influenciam a distribuição de tensões e 16 deformações em diferentes movimentos dentários.

PROPOSIÇÃO

Objetivo geral:

Avaliar se a mudança nas propriedades do LPD influencia na distribuição de tensões e deformações no início da movimentação ortodôntica simulada por meio do MEF.

Objetivos específicos:

- Verificar a distribuição das tensões e deformações no LPD, considerando-se três tipos de comportamento do mesmo: linear, bilinear e não-linear hiperelástico;
- Demonstrar o comportamento do LPD no início dos movimentos de inclinação e translação dentária.

ARTIGO 1

PÁGINA TÍTULO

ANÁLISE DE TRÊS DIFERENTES COMPORTAMENTOS ELÁSTICOS DO LIGAMENTO PERIODONTAL NA MOVIMENTAÇÃO ORTODÔNTICA SIMULADA POR MEIO DO MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS

AUTORES:

Fábio Rafael Tessarollo, DDS, MSc. Doutorando em Odontologia - Ortodontia Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, Brasil Escola de Saúde e Biociências Email: frtessarollo@hotmail.com

Orlando Motohiro Tanaka, DDS, PhD

Professor Titular do Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Área de Concentração em Ortodontia Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, Brasil Escola de Saúde e Biociências Pós-Doutorado no Centro Avançado de Educação Odontológica da Universidade de *Saint Louis/USA*

AUTOR PARA CORRESPONDÊNCIA:

Orlando Motohiro Tanaka

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

ANÁLISE DE TRÊS DIFERENTES COMPORTAMENTOS ELÁSTICOS DO LIGAMENTO PERIODONTAL NA MOVIMENTAÇÃO ORTODÔNTICA SIMULADA POR MEIO DO MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS

RESUMO

9 Objetivo: O objetivo deste trabalho foi verificar se a mudança nas propriedades do
 10 ligamento periodontal (LPD) influencia na distribuição de tensões e deformações no
 11 início da movimentação ortodôntica por meio do Método de Elementos Finitos
 12 (MEF).

13 Materiais e Métodos: Imagem tridimensional de maxila humana foi transferida para 14 o programa de computador ANSYS para que pudessem ser simulados movimentos 15 ortodônticos de inclinação e translação dentária. Para cada tipo de movimento, o 16 LPD assumiu três diferentes comportamentos elásticos: linear, bilinear e não-linear hiperelástico, considerando em todos eles espessura uniforme de 0,20mm, e as 17 18 respostas deste material foram verificadas por intermédio de codificação por cor. 19 Resultados: O modelo final foi composto de 267.134 elementos e 467.437 nós. Os 20 comportamentos linear e bilinear elásticos apresentaram valores para tensões de 21 compressão e de tração muito próximos, guando comparados ao modelo não-linear 22 hiperelástico, que registrou em 75% dos resultados, valores mais elevados. Esta 23 diferença pôde ser melhor visualizada no movimento de inclinação dentária, que 24 apresentou maiores áreas de tensões de compressão.

25 Conclusão: A distribuição de tensões e deformações no LPD é influenciada pelos
 26 comportamentos elásticos utilizados durante análise do MEF.

27

1 2

3

4 5 6

7 8

KEY WORDS: Análise de Elemento Finito; Ortodontia; Movimentação Dentária;
 Ligamento Periodontal

1 INTRODUÇÃO

2

A movimentação ortodôntica é decorrente da aplicação de um estímulo mecânico sobre a coroa de um dente, desencadeando reações biológicas no LPD e no osso alveolar. Este processo, também chamado de mecanotransdução, em seus tecidos de suporte, respondem em processos de modelação e remodelação, subsequentemente desencadeando a movimentação dentária.¹⁻²

8 Para que esta movimentação ocorra de forma fisiológica, é recomendável que 9 a aplicação de forças seja de baixa magnitude e em período contínuo, pois desta 10 forma, a vascularização do LPD é parcialmente obstruída, induzindo atividade celular 11 que promova reabsorção do osso alveolar na direção da aplicação da força. Em 12 contra-partida, forcas de alta magnitude são mais susceptíveis à desencadear 13 isquemia e morte celular no LPD, denominadas áreas de hialinização, além de retardo no início do movimento dentário,³⁻⁴ colapso e necrose do cemento e osso 14 15 alveolar.5

O MEF, introduzido para análise da biomecânica dentária no ano de 1973,6 16 17 possui a capacidade de modelar matematicamente estruturas geométricas irregulares complexas de tecido natural e/ou artificial, tais como os dentes e 18 19 diferentes constituintes do periodonto, bem como modificar os parâmetros de sua 20 geometria, o que torna possível a aplicação de forças em gualquer ponto ou direção das estruturas avaliadas, informando assim, o deslocamento e o grau de tensão 21 provocados por essas cargas.⁷⁻⁸ Para que esta avaliação seja possível, é necessário 22 representar as propriedades físicas e morfológicas de cada estrutura envolvida no 23 movimento dentário a ser observado.⁹⁻¹⁰ 24

O osso alveolar bem como o dente, assumem um determinado tipo de
 deformação chamada linear elástica,¹⁰⁻¹¹ onde a deformação destas estruturas é
 diretamente proporcional às forças aplicadas.¹¹

O LPD, tecido conjuntivo frouxo, ricamente vascularizado e celular, que circunda as raízes dos dentes e une o cemento radicular ao osso alveolar propriamente dito,¹² é um componente do periodonto que, devido a sua nãohomogeneidade,¹³ foi avaliado na literatura sob diferentes comportamentos até a presente data, sejam eles linear elástico,^{9,14-15} bilinear elástico,¹⁶⁻¹⁸ não-linear hiperelástico^{9,15,19-22} e viscoelástico.^{15,23-24} 1 Tendo em vista que as propriedades mecânicas dos materiais podem 2 influenciar os resultados fornecidos pelo MEF,²⁵ este estudo se propôs a verificar se 3 as diferentes caracterizações do LPD que independam do fator "tempo" (linear 4 elástico, bilinear elástico e não-linear hiperelástico) influenciam a distribuição de 5 tensões e deformações nos movimentos ortodônticos iniciais de inclinação e 6 translação.

1 MATERIAL E MÉTODOS

2

3 O projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa da Pontifícia 4 Universidade Católica do Paraná, sob número de protocolo 6274 (Anexo C.1, página 149). Um modelo geométrico computacional, obtido por meio de tomografias 5 6 computadorizadas, referente a um arquivo de computador (formato Parasolid, extensão .x_t), proveniente da Empresa SIMCE Consultoria e Engenharia Ltda., 7 8 parceira do grupo de Bioengenharia da UFPR (Universidade Federal do Paraná), 9 que contém a imagem geométrica tridimensional (3D) de uma maxila humana com 10 todos os dentes, com exceção dos terceiros molares (Fig 1, página 38), foi 11 disponibilizado para realização deste estudo, conforme "Autorização da Instituição" (Anexo C.2, página 150). Foi então exportado e analisado no programa de resolução 12 numérica da Análise de Elementos Finitos ANSYS[®] versão 12.1 (Swanson Analysis 13 14 System Inc., Canonsburg, PA).

15 Imagem tridimensional de um bracket metálico ortodôntico, modelo Twin-16 Edge® Standard Edgewise (TP Orthodontics, California, USA), do canino superior 17 direito, também foi originada com as seguintes dimensões (aproximadas) 18 determinadas pelo fabricante: 3,24mm x 3,70mm (largura x altura da base do 19 bracket), e in/out (distância da base do bracket ao slot) de 0.78mm. Este acessório 20 ortodôntico foi unido à superfície vestibular do canino superior direito da imagem 21 tridimensional, no centro da coroa dentária, considerando o compósito Transbond XT (3M Unitek, Califórnia, USA)²⁶ como material adesivo, com espessura de 271 µm.²⁷ 22

Após a elaboração desta nova imagem (dente + compósito + *bracket*) (Fig 2, página 38), o 1º pré-molar superior direito, adjacente ao dente no qual deveriam ser aplicadas as forças ortodônticas, foi removido do modelo tridimensional para que fosse possível a realização dos movimentos dentários, os quais resultariam no sentido distal.

Duas modalidades de movimentos ortodônticos foram determinadas: inclinação não-controlada e translação dentária.^{2,17,28-29} Para estes movimentos, foram consideradas as "Forças ótimas para o movimento dentário ortodôntico",⁵ nível de inserção óssea, centro de resistência, centro de rotação, ponto de aplicação, direção e sentido da força, a qual permitisse que o canino tomasse como linha de orientação o plano oclusal (eixo "x").^{2,5,17,25,28-29}

1 No movimento de inclinação dentária não-controlada, foi aplicada força (F) no sentido distal de 0,49N,⁵ sobre o *bracket* do canino superior direito (Fig 3, página 2 38), $^{2,5,17,28-29}$ decomposta nos vetores F_x=-0,235N, F_y=0,43N e F_{z=}0N. No movimento 3 4 de translação dentária (de corpo), foram aplicadas 3 forcas simultâneas sobre este 5 dente: a primeira, no sentido distal (Fig 3, página 38), de 0,98N, decomposta nos 6 vetores $F_x=-0,47N$, $F_y=0,86N$ e $F_{z=}0N$, sobre o *bracket*, a segunda, com um momento anti-inclinação (0.98x10⁻²N.m), para que o ápice radicular e a coroa dentária se 7 8 movessem na mesma direção, na mesma proporção, porém em sentidos contrários (Fig 4, página 38) e: a terceira (0.49x10⁻²N.m), no intuito de anular o movimento de 9 10 rotação dentária produzido quando a força distal fosse aplicada sobre o bracket (Fig 11 5, página 38).

Para análise do MEF, o LPD, a polpa, a dentina, o esmalte, o osso trabecular, o osso cortical, o *bracket* (aço inoxidável) e o adesivo (compósito), foram considerados com comportamento homogêneo, isotrópico, e linearmente elástico e, assumiram os valores descritos na Tabela I (página 50) para o Coeficiente de *Poisson* e Módulo de *Young*.^{14-15,21,25-26}

17 Além do comportamento linear elástico, o LPD assumiu mais dois tipos de 18 comportamentos: bilinear e, não-linear hiperelástico, no intuito de verificar a 19 distribuição de tensões e deformações frente à aplicação de forças ortodônticas, 20 descritas anteriormente. Os Módulos de *Young* e Coeficientes de *Poisson* utilizados 21 para caracterizar estes dois modelos do LPD também estão descritos na Tabela I 22 (página 50).

Para todas as análises do MEF, o LPD foi modelado considerando espessura
 uniforme de 0,20mm^{14,17,20} (Fig 6, página 38).

O MEF envolvido neste trabalho foi classificado como modelo determinístico,
 não sendo aplicada análise estatística.

27 Para avaliação dos resultados, foram utilizados três eixos (X, Y e Z), calculados no programa ANSYS[®] para visualização das direções principais. O eixo X 28 29 correspondeu às alterações no plano coronal (sentido ântero-posterior), o eixo Y 30 identificou as mudanças no plano sagital mediano (transversal), e o Z no plano axial 31 (vertical). A determinação destes planos, bem como do direcionamento das forças 32 aplicadas, seguiu como orientação dois tipos de apoio para fixação da maxila 33 durante análise do MEF: um suporte fixo (Fig 7, página 39) e um suporte lateral de 34 simetria (Fig 8, página 39).

1 RESULTADOS

2

O modelo final correspondente à maxila, dentes, LPD, compósito e *bracket*,
utilizado para a análise, foi composto de 267.134 elementos e 467.437 nós (Fig 9,
página 39).

As imagens obtidas foram dispostas de maneira que facilitassem a compreensão dos resultados, ou seja, identificando as áreas de compressão e tração sobre o LPD de acordo com seu comportamento/modelo (linear, bilinear e, não-linear hiperelástico, respectivamente), segundo as vistas das faces distal, palatina, mesial, vestibular e apical do canino superior direito, dente no qual foram aplicadas as forças para realização dos movimentos de inclinação e translação dentária.

Na distribuição dos vetores das direções principais, as áreas correspondentes às cores quentes, ou valores mais positivos, indicaram regiões de tração, onde as fibras do ligamento estariam sendo estiradas. As regiões correspondentes às cores frias, ou valores mais negativos, indicaram regiões de compressão, onde as fibras periodontais estariam sendo pressionadas.

18

19 MODELO LINEAR

20 Movimento de inclinação dentária (não-controlada)

21 LPD As áreas de maior compressão no foram observadas 22 predominantemente no terço cervical da face distal e palatina da raiz, estendendo-se 23 em direção à face mesial no sentido do terço médio e apical. Nessas regiões, as 24 tensões principais máximas de compressão apresentaram um pico de -0,1984MPa, 25 as tensões principais mínimas o valor de -1,4485MPa.

Áreas de tração se concentraram no terço cervical da raiz na face mesial, com pouca extensão, neste mesmo terço, sobre a face vestibular, apresentando um pico de 1,5462MPa para as tensões principais máximas e, 0,2235MPa para tensões principais mínimas. Ainda, algumas áreas de tração também foram observadas nos terços médio e apical da face distal, estendendo-se em direção à face palatina no sentido apical.

As áreas de compressão e tração sobre o ápice radicular (regiões próximas ao forame apical) foram consideradas pequenas (Figs 10-14, páginas 40-44).

1 Movimento de translação dentária

As áreas de maior compressão sobre o LPD neste tipo de movimento foram distribuídas de maneira mais uniforme, ou seja, compreenderam os terços cervical, médio e apical da face distal em quase toda sua extensão e, algumas regiões do terço cervical, médio e apical da face palatina e, apical e médio da face vestibular, com um pico de -4,5181MPa para as tensões principais máximas.

A face mesial apresentou menor predomínio das áreas de compressão, sendo
apenas próximo ao terço cervical no sentido palatino, região que também evidenciou
áreas de tração concomitantemente, registrando o valor de -14,8480MPa para as
tensões principais mínimas de compressão.

As áreas de tração apresentaram distribuição uniforme na face mesial, compreendendo os terços cervical, médio e apical do LPD. Em menor extensão foram observadas próximas ao terço cervical da raiz na face vestibular e, próximas ao terço apical na face palatina. Os valores para as tensões principais máximas e mínimas de tração foram de 18,9320MPa e 6,0446MPa, respectivamente.

As áreas de compressão e tração sobre o ápice radicular (regiões próximas
 ao forame apical) foram consideradas pequenas (Figs 15-19, páginas 45-49).

18

19 MODELO BILINEAR

Nos movimentos de inclinação e translação dentária, as áreas de maior compressão e tração sobre o LPD localizaram-se praticamente nas mesmas regiões encontradas no comportamento/modelo linear. Ainda, no movimento de translação, foi verificado que a distribuição de tensões foi mais uniforme que o modelo linear, ou seja, teve suas cargas melhor distribuídas.

Os valores das tensões principais máximas, intermediárias e mínimas, para
 compressão e tração, encontrados para o modelo bilinear, foram muito próximos aos
 encontrados para o modelo linear.

28

29 MODELO NÃO-LINEAR HIPERELÁSTICO

Por ser um modelo constitutivo com menor rigidez dentre os demais
 analisados, os valores das tensões principais máximas, intermediárias e mínimas,
 para tração e compressão, foram maiores em 75% dos valores obtidos, conforme
 Tabela II (página 50). Este resultado pôde ser melhor identificado ao se observar o

movimento de inclinação dentária, que apresentou maiores áreas de tensões de
 compressão.

Para o movimento de translação, a distribuição de tensões de tração e
compressão para o modelo não-linear foi mais uniforme que os demais modelos,

5 para todas as faces analisadas, compatível com o tipo de movimentação dentária.

1 DISCUSSÃO

2

As tensões de compressão e tração sobre o LPD neste estudo, apresentaram
 distribuição bastante similar entre os modelos linear e bilinear elásticos, se
 comparadas ao terceiro modelo, não-linear hiperelástico.

Esta comparação se torna de vital importância quando busca-se avaliar a
distribuição de tensões e deformações sobre o periodonto, pois entende-se que o
LPD, quando incluso nesta avaliação, tem influência sobre os resultados obtidos na
análise do MEF.^{15,30-31}

10 Ao contrário disso, quando o mesmo não é incluso como um dos 11 componentes do estudo, ou seja, as raízes dos dentes são modeladas 12 continuamente ao osso cortical, as forças aplicadas sobre uma região específica 13 apresentam efeitos somente locais e não globais/gerais sobre este constituinte, 14 limitando-se os resultados.¹⁵

Poucos estudos têm avaliado a distribuição de tensões e deformações do LPD nos movimentos ortodônticos devido à sua complexidade geométrica e mecânica, ou seja, ainda não existem dados disponíveis suficientes sobre suas propriedades, uma vez que não é considerado como um material da engenharia.³² Sendo assim, muitos ortodontistas tendem a confiar na sua experiência clínica para elaboração de diversas mecanoterapias.²¹

Desta forma, os parâmetros de elasticidade do dente (esmalte, dentina), LPD, estrutura óssea (osso cortical e esponjoso), bem como a geometria destes componentes, no início da movimentação dentária, se tornam necessários na análise do MEF,²⁵ procedimentos estes que foram priorizados no presente trabalho, visto que a geometria utilizada para que as forças ortodônticas fossem aplicadas foi proveniente de uma maxila humana, respeitando a anatomia de cada componente estrutural.

Ainda, é importante compreender que ao respeitar todas estas propriedades, bem como fatores como o tipo de movimento ortodôntico realizado, modelagem fiel do *bracket* e, espessura do material adesivo, tornam os resultados obtidos, ou seja, a distribuição de tensões e deformações sobre o LPD, mais fiéis e próximos da realidade, quando forças ortodônticas são aplicadas sobre o dente.³²

O Módulo de Young e Coeficiente de Poisson da maioria destes constituintes 1 está definido na literatura,^{14,26-27} porém o LPD ainda apresenta dúvidas frente ao seu 2 real comportamento, e isto se reflete em alguns dos estudos realizados até a 3 presente data, os quais o avaliaram sob diferentes modelos, seja ele linear 4 elástico, 16-18 elástico.9,14-15 hiperelástico^{9,15,19-22} 5 bilinear não-linear е viscoelástico.15,23-24 6

Acredita-se que o LPD apresente características de um material viscoelástico,⁹ porém a literatura ainda nos mostra que vários estudos o consideram com outro modelo de linearidade, seja ele linear ou não,^{15,17,33-34} e foi por este motivo que a presente pesquisa veio a comparar diferentes modelos de elasticidade para este material.

Talvez isto se explique pelo fato de que as características não-lineares do
 LPD, no início da movimentação dentária, também possam ser alcançadas ao se
 utilizar parâmetros de bilinearidade para este constituinte do periodonto.¹⁶

A utilização do comportamento bilinear é compreensível, pois o LPD, após aplicação da força, pode ser comprimido em um primeiro momento e denotar maior compressão e, logo após, por não permitir maior alteração de sua estrutura, responder de forma diferente a este mesmo estímulo/carga,¹⁸ o que poderia ser explicado clinicamente por meio do deslocamento dentário intra-alveolar inicial.⁹

Tem se considerado que no início do movimento dentário suas características sejam realmente lineares e, à medida que o movimento dentário ocorra, ele passe a apresentar características viscoelásticas,³⁵ ratificando a dependência do fator "tempo" para este modelo.^{24,35}

Esta foi outra razão pela qual o presente trabalho somente optou pela seleção dos modelos linear elástico, bilinear elástico e, não-linear hiperelástico para avaliar qualitativamente e quantitativamente toda extensão do LPD no início dos movimentos de inclinação e translação dentária, e não avaliou o modelo viscoelástico, fator este que poderia interferir na avaliação dos resultados, ou seja, nos fenômenos celulares relacionados à remodelação óssea após a aplicação de um estímulo mecânico sobre os tecidos de suporte.⁹

O procedimento metodológico de se atribuir propriedades mecânicas lineares ao LPD, muitas das vezes, é devido à falta de dados científicos quantitativos deste material,³⁰ ou também, por acreditar que este modelo deva ser utilizado quando aplicadas forças de menor intensidade sobre o dente, ao contrário de forças maiores, aplicadas em mecânicas de caráter mastigatório, onde deveria ser
 substituído pelo modelo viscoelástico.¹³

Apesar disso, verificou-se na literatura que quando o modelo viscoelástico foi comparado ao linear elástico e hiperelástico, os mesmos apresentaram certa similaridade de distribuição de tensões e deformações no LPD, isso quando avaliado o efeito mastigatório em um crânio primata.¹⁵

Em contra-partida, tem sido verificado que a incorporação de propriedades mecânicas não-lineares para o LPD pode resultar em um aumento considerável no valor das tensões no terço apical e margem cervical da raiz em comparação com os modelos lineares, no movimento de inclinação dentária,²¹ resultados estes que também foram encontrados no presente trabalho quando avaliado o modelo nãolinear hiperelástico.

É importante compreender que o modelo não-linear depende não somente da razão momento-força durante a análise do MEF, mas do centro de rotação do dente, que pode não ser constante de acordo com a força aplicada, ratificando sua complexidade,³⁶ o que pôde ser constatado durante a análise do MEF, pois para este modelo elástico, o tempo e trabalho necessários para obtenção dos resultados foi mais longo e detalhado, respectivamente.

Ainda, dentre os comportamentos analisados neste estudo, a literatura sugere
 que modelos lineares sejam suficientes para análise do LPD no MEF, pois são
 considerados modelos mais simples de elaboração.¹⁵

22 É compreensível que o modelo geométrico deste estudo, bem como os 23 demais modelos utilizados em outros trabalhos envolvendo o MEF, evidencie resultados particulares à anatomia das estruturas utilizadas,²⁵ porém, a finalidade 24 25 desta pesquisa além desta análise. buscando elucidar diferentes vai 26 comportamentos do LPD para uma mesma geometria.

1 CONCLUSÕES

2

Por meio da distribuição de tensões e deformações observadas no LPD, nos
 movimentos ortodônticos de inclinação e translação dentária, através do MEF,
 pôde-se concluir que:

- Os modelos utilizados para análise do comportamento do LPD, sejam eles
 linear elástico, bilinear elástico, ou não-linear hiperelástico, interferiram na
 distribuição de tensões e deformações deste constituinte do periodonto;
- 9 2. As tensões de compressão e de tração dos modelos linear e bilinear elásticos
 10 apresentaram valores muito próximos se comparados aos do modelo não11 linear hiperelástico;
- Em 75% dos resultados o modelo não-linear hiperelástico apresentou valores
 mais elevados que os demais modelos avaliados.
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Turner CH, Pavalko FM. Mechanotransduction and functional response of the skeleton to physical stress: the mechanisms and mechanics of bone adaptation. J Orthop Sci. 1998;3(6):346-55.
- Zhao Z, Fan Y, Bai D, Wang J, Li Y. The adaptive response of periodontal ligament to orthodontic force loading - a combined biomechanical and biological study. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2008;23 Suppl 1:S59-66.
- 3. Reitan K. Some factors determining the evaluation of forces in orthodontics. Am J Orthod 1957;43(1):32-45.
- 4. Reitan K. Effects of force magnitude and direction of tooth movement on different alveolar bone types. Angle Orthod 1964;34(4):244- 55.
- Proffit W, Fields H, Ackerman J, Bailey L, Tulloch J. Biomechanics and mechanics. In: Contemporary orthodontics. 3rd ed. St Louis: Mosby; 2000. p. 346-7.
- 6. Farah JW, Craig RG, Sikarskie DL. Photoelastic and finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. J Biomech. 1973;6(5):511-20.
- 7. 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(6):499-505.
- 8. Ren Y, Maltha JC, Kuijpers-Jagtman AM. Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: a systematic literature review. Angle Orthod. 2003;73(1):86-92.
- 9. Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B. The finite element method: a tool to study orthodontic tooth movement. J Dent Res. 2005;84(5):428-33.
- 10.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(10):1285-92.
- Lotti RS, Machado AW, Mazzieiro ET, Júnior JL. Scientific applicability of the finite element method. R Dental Press Ortodon Ortop Facial. 2006;11(2):35-43.
- 12. Lindhe J, Karring T. The anatomy of the periodontium. In: Lindhe J. Clinical Periodontology. 2nd ed. Copenhagen: Munksgaard; 1992. p. 19–69.
- Hohmann A, Kober C, Young P, Dorow C, Geiger M, Boryor A, Sander FM, Sander C, Sander FG. Influence of different modeling strategies for the periodontal ligament on finite element simulation results. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2011;139(6):775-83.

- 14. 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.
- 15. Wood SA, Strait DS, Dumont ER, Ross CF, Grosse IR. The effects of modeling simplifications on craniofacial finite element models: The alveoli (tooth sockets) and periodontal ligaments. J Biomech. 2011;44(10):1831-8.
- 16. Poppe M, Bourauel C, Jäger A. Determination of the elasticity parameters of the human periodontal ligament and the location of the center of resistance of single-rooted teeth a study of autopsy specimens and their conversion into finite element models. J Orofac Orthop. 2002;63(5):358-70.
- 17. Viecilli RF, Katona TR, Chen J, Hartsfield JK Jr, Roberts WE. Threedimensional mechanical environment of orthodontic tooth movement and root resorption. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2008;133(6):791.e11-26.
- Dong-Xu L, Hong-Ning W, Chun-Ling W, Hong L, Ping S, Xiao Y. Modulus of elasticity of human periodontal ligament by optical measurement and numerical simulation. Angle Orthod. 2011;81(2):229-36.
- 19. Toms SR, Lemons JE, Bartolucci AA, Eberhardt AW. Nonlinear stress–strain behaviour of periodontal ligament under orthodontic loading. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2002;122:174–9. (A)
- 20. Limbert G, Middleton J, Laizans J, Dobelis M, Knets I. A transversely isotropic hyperelastic constitutive model of the PDL. Analytical and computational aspects. Comput Methods Biomech Biomed Engin. 2003;6(5-6):337-45.
- 21. Toms SR, Eberhardt AW. A nonlinear finite element analysis of the periodontal ligament under orthodontic tooth loading. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2003;123(6):657-65.
- 22. Natali AN, Carniel EL, Pavan PG, Bourauel C, Ziegler A, Keilig L. Biomechanical response of periodontal ligament of multi-rooted tooth. J Biomech 2007;40(8):1701–8.
- 23. Toms SR, Dakin GJ, Lemons JE, Eberhardt AW. Quasi-linear viscoelastic behavior of the human periodontal ligament. J Biomech 2002;35:1411–5. (B)
- 24. Natali AN, Pavan PG, Scapta C. Numerical analysis of tooth mobility: formulation of a non-linear constitutive law for the periodontal ligament. Dent Mater 2004;20:623–9.
- 25. Vollmer D, Bourauel C, Maier K, Jäger A. Determination of the centre of resistance in an upper human canine and idealized tooth model. Eur J Orthod. 1999;21(6):633-48.
- 26. Lin CL, Huang SF, Tsai HC, Chang WJ. Finite element sub-modeling analyses of damage to enamel at the incisor enamel/adhesive interface upon debonding for different orthodontic bracket bases. J Biomech. 2011;4;44(1):134-42.

- 27. Knox J, Jones ML, Hubsch P, Middleton J, Kralj B. An evaluation of the stress generated in a bonded orthodontic attachment by three different load cases using the Finite Element Method of stress analysis. J Orthod. 2000;27(1):39-46.
- 28. Burstone CJ, Pryputniewicz RJ. Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces. Am J Orthod 1980; 77:396-409.
- 29. Baldwin JJ. Consideration of forces for tooth movement. World J Orthod 2003; 4(3):253-257.
- 30. Qian H, Chen J, Katona TR. The influence of PDL principal fibers in a 3dimensional analysis of orthodontic tooth movement. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2001;120(3):272-9.
- 31. Gröning F, Fagan MJ, O'Higgins P. The effects of the periodontal ligament on mandibular stiffness: a study combining finite element analysis and geometric morphometrics. J Biomech. 2011;44(7):1304-12.
- 32. Vikram NR, Senthil Kumar KS, Nagachandran KS, Hashir YM. Apical stress distribution on maxillary central incisor during various orthodontic tooth movements by varying cemental and two different periodontal ligament thicknesses: A FEM study. Indian J Dent Res. 2012;23(2):213-20.
- 33. Kamble RH, Lohkare S, Hararey PV, Mundada RD. Stress distribution pattern in a root of maxillary central incisor having various root morphologies: a finite element study. Angle Orthod. 2012;82(5):799-805. doi: 10.2319/083111-560.1. Epub 2012 Feb 6.
- 34. Kanjanaouthai A, Mahatumarat K, Techalertpaisarn P, Versluis A. Effect of the inclination of a maxillary central incisor on periodontal stress: finite element analysis. Angle Orthod. 2012;82(5):812-9. doi: 10.2319/100611-627.1. Epub 2012 Feb 23.
- 35. Jones ML, Hickman J, Middleton J, Knox J, Volp C. A validated finite element method study of orthodontic tooth movement in the human subject. J Orthod. 2001;28(1):29-38.
- 36. 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(5):681-9.

FIGURAS



Fig 1. Imagem tridimensional da maxila e dos dentes.



Fig 2. Bracket aderido ao canino.



Fig 3. Movimento de inclinação.



Fig 4. Momento anti-inclinação.



Fig 5. Momento antirotação.



Fig 6. Malha do ligamento periodontal.



Fig 7. Visualização da aplicação do suporte na face superior da hemi-maxila.



Fig 8. Visualização da aplicação da simetria no modelo.



Fig 9. Malha do modelo tridimensional.



Fig 10. Visão distal da distribuição de tensões máxima, intermediária e mínima, dos modelos linear (A), bilinear (B) e, não-linear hiperelástico (C), no ligamento periodontal, para o movimento de inclinação dentária.



Fig 11. Visão palatina da distribuição de tensões máxima, intermediária e mínima, dos modelos linear (A), bilinear (B) e, não-linear hiperelástico (C), no ligamento periodontal, para o movimento de inclinação dentária.



Fig 12. Visão mesial da distribuição de tensões máxima, intermediária e mínima, dos modelos linear (A), bilinear (B) e, não-linear hiperelástico (C), no ligamento periodontal, para o movimento de inclinação dentária.



Fig 13. Visão vestibular da distribuição de tensões máxima, intermediária e mínima, dos modelos linear (A), bilinear (B) e, não-linear hiperelástico (C), no ligamento periodontal, para o movimento de inclinação dentária.



Fig 14. Visão apical da distribuição de tensões máxima, intermediária e mínima, dos modelos linear (A), bilinear (B) e, não-linear hiperelástico (C), no ligamento periodontal, para o movimento de inclinação dentária.



Fig 15. Visão distal da distribuição de tensões máxima, intermediária e mínima, dos modelos linear (A), bilinear (B) e, não-linear hiperelástico (C), no ligamento periodontal, para o movimento de translação dentária.



Fig 16. Visão palatina da distribuição de tensões máxima, intermediária e mínima, dos modelos linear (A), bilinear (B) e, não-linear hiperelástico (C), no ligamento periodontal, para o movimento de translação dentária.



Fig 17. Visão mesial da distribuição de tensões máxima, intermediária e mínima, dos modelos linear (A), bilinear (B) e, não-linear hiperelástico (C), no ligamento periodontal, para o movimento de translação dentária.



Fig 18. Visão vestibular da distribuição de tensões máxima, intermediária e mínima, dos modelos linear (A), bilinear (B) e, não-linear hiperelástico (C), no ligamento periodontal, para o movimento de translação dentária.



Fig 19. Visão apical da distribuição de tensões máxima, intermediária e mínima, dos modelos linear (A), bilinear (B) e, não-linear hiperelástico (C), no ligamento periodontal, para o movimento de translação dentária.

TABELAS

Material	Elasticidade	Módulo de <i>Young</i> (MPa)	Coeficiente de <i>Poisson</i>
		(E)	(v)
Esmalte ^a	Linear elástico	84,100	0,30
Dentina ^ª	Linear elástico	16,800	0,31
Polpa ^a	Linear elástico	2,000	0,45
Osso cortical ^b	Linear elástico	13,800	0,26
Osso trabecular ^b	Linear elástico	345,000	0,38
<i>Bracket</i> metálico ^a	Linear elástico	210,000	0,30
Compósito (Transbond XT) ^a	Linear elástico	8823,000	0,25
Ligamento Periodontal	Linear elástico ^c	0,050	0,45
	Bilinear ^d	0,050	0,30
		0,220	0,30
	Não-linear hiperelástico ^e	C10=-1,770	0,49
		C1=1,850	0,49
		C20=-0,982	0,49
		C11=3,850	0,49
		C02=-0,323	0,49
		D1=0,323	0,49

Tabela I. Propriedades elásticas dos materiais

^a: Lin et al.²⁶; ^b: Qian et al.¹⁴; ^c: Toms e Eberhardt²¹; ^d: Vollmer et al.²⁵; ^e: Wood et al.¹⁵

Tabela II. Comparação entre as trações e compressões, na tensão mínima, intermediária e máxima, nos comportamentos linear, bilinear e não-linear hiperelástico do ligamento periodontal, nos movimentos de inclinação e translação dentária

TENGÃO		Tração / Compressão	VALORES DAS TENSÕES (MPa)		
PRINCIPAL	MOVIMENTO		Modelo do Ligamento Periodontal		
			Linear	Bilinear	Hiperelástico
MÍNIMA	Inclinação	Tração máxima	0,2235	0,2229	0,7411
		Compressão máxima	-1,4485	-1,4349	-2,9925
	Translação	Tração máxima	6,0446	6,0446	1,8340
		Compressão máxima	-14,8480	-14,8480	-18,6060
INTERMEDIÁRIA	Inclinação	Tração máxima	0,4695	0,4928	1,0476
		Compressão máxima	-0,6788	-0,7001	-1,3187
	Translação	Tração máxima	7,1907	7,1906	6,4952
		Compressão máxima	-6,9652	-6,9800	-12,0180
MÁXIMA	Inclinação	Tração máxima	1,5462	1,6194	2,1818
		Compressão máxima	-0,1984	-0,1985	-0,3132
	Translação	Tração máxima	18,9320	18,9320	24,3950
		Compressão máxima	-4,5181	-4,5181	-2,3588

TERMO DE CESSÃO DE DIREITOS AUTORAIS

Os autores abaixo assinados transferem todos seus direitos autorais do trabalho "Análise de três diferentes comportamentos elásticos do ligamento periodontal na movimentação ortodôntica simulada por meio do Método de Elementos Finitos" à The Angle Orthodontist na hipótese do trabalho ser publicado. Os autores abaixo assinados garantem que o artigo é original, não viola qualquer direito autoral ou outro direito de propriedade de qualquer terceiro, não foi submetido à avaliação de outro periódico, não foi publicado anteriormente, e inclui qualquer produto que possa derivar do jornal em que foi publicado, seja impresso ou em meio eletrônico. Nós assinamos e aceitamos a responsabilidade por ceder este material.

Fábio Rafael Tessarollo

Orlando Motohiro Tanaka

DECLARAÇÃO DE CONFLITO DE INTERESSES

Os autores declaram que o trabalho "Análise de três diferentes comportamentos elásticos do ligamento periodontal na movimentação ortodôntica simulada por meio do Método de Elementos Finitos" não possui nenhuma associação com instituição comercial que possa implicar em conflito de interesses, tais como: propriedade ações, fundos subscritos e atividades de consultoria, ou situações de discussão de licença de patentes.

Fábio Rafael Tessarollo

Orlando Motohiro Tanaka

ARTICLE 1

TITLE PAGE

THREE-DIMENSIONAL FINITE ELEMENT ANALYSIS OF DIFFERENT ELASTIC BEHAVIORS OF THE PERIODONTAL LIGAMENT IN ORTHODONTIC MOVEMENT

AUTHORS:

Fábio Rafael Tessarollo, DDS, MSc. Orthodontic Postgraduate Student (PhD Program) Pontifical Catholic University of Paraná, Curitiba, Brazil Email: frtessarollo@hotmail.com

Orlando Motohiro Tanaka, DDS, PhD Full Professor, Graduate Dentistry Program, Orthodontics Pontifical Catholic University of Paraná, Curitiba, Brazil School of Health and Biosciences Postdoctoral Fellow in The Center for Advanced Dental Education at Saint Louis University

CORRESPONDING AUTHOR:

Orlando Motohiro Tanaka

Pontifical Catholic University of Paraná, Curitiba, Brazil Rua Imaculada Conceição, 1155, Bairro Prado Velho, CEP: 80.215-901 - Curitiba, PR. Email: tanakaom@gmail.com

THREE-DIMENSIONAL FINITE ELEMENT ANALYSIS OF DIFFERENT ELASTIC BEHAVIORS OF THE PERIODONTAL LIGAMENT IN ORTHODONTIC MOVEMENT

ABSTRACT

9 **Objective:** The aim of this study was to investigate whether the changes in 10 properties of the periodontal ligament (PDL) influence the distribution of stress and 11 strain at the beginning of orthodontic movement by using the Finite Element Method 12 (FEM).

Materials and Methods: A three-dimensional image of the human maxilla was transferred to a computer program "ANSYS" to simulate the orthodontic movements of tipping and translation. For each movement, the PDL assumed 3 different elastic behaviors: linear, bilinear, and nonlinear hyperelastic, and in all of them, a uniform PDL thickness of 0.20 mm was assumed. The responses of this material were compiled and represented by means of color coded images. Results: The final model consisted of 267,134 elements and 467,437 nodes. Linear

and bilinear elastic behaviors yielded very similar values to each other for compressive and tensile stress. These values differed from those yielded by the nonlinear hyperelastic model, of which 75% were higher than those observed for linear and bilinear behaviors. This difference could be better visualized with regard to tipping movement and resulted in higher areas of compressive stress.

25 **Conclusion:** FEM analysis indicates that the distribution of stress and strain on the 26 PDL is influenced by elastic behaviors.

27

1 2

3

4 5 6

7 8

28 **KEY WORDS:** Finite Element Analysis; Orthodontics; Tooth Movement; Periodontal

29 Ligament

1 INTRODUCTION

2

Orthodontic movement is a result of the application of mechanical stimulation of the crown of a tooth, promoting biological reactions by the PDL and alveolar bone. In the supporting tissues this process, also called mechanotransduction, results in processes of modeling and remodeling, promoting subsequent tooth movement.¹⁻²

In order to produce this movement in a physiological way, the application of 7 8 low-magnitude forces for a continuous period is recommended, because in this 9 situation the vascularization of the PDL is partially obstructed, inducing cellular 10 activity that promotes alveolar bone resorption in the direction of the applied force. In 11 contrast, forces of high magnitude are more likely to promote localized areas of ischemia and cell death in the PDL, also known as areas of extensive hyalinization, 12 delay at the beginning of tooth movement,³⁻⁴ and collapse and necrosis of the 13 cementum and alveolar bone.⁵ 14

FEM, introduced to analyze dental biomechanics in 1973,⁶ facilitates 15 16 mathematical modeling of irregular and complex geometrical structures of natural and 17 artificial tissues, such as teeth and different components of the periodontium. Geometrical parameters can be modified, allowing the application of forces to the 18 19 structures being evaluated at any point, or in any direction. This is informative with regard to the displacement and degree of tension caused by these loads.⁷⁻⁸ In order 20 21 to make this kind of evaluation possible, it is necessary to incorporate the physical 22 and morphological properties of each structure involved in the dental movement being investigated.⁹⁻¹⁰ 23

The alveolar bone as well as the tooth, assume a particular kind of deformation known as linear elastic,¹⁰⁻¹¹ whereby the deformation of these structures is directly proportional to the applied forces.¹¹

The PDL, comprised of loose conjunctive tissue, is richly vascularized and cellular, and surrounds the roots of teeth and joins the cementum to the alveolar bone proper.¹² Owing to its heterogeneity,¹³ it has been evaluated in the literature assuming different behavioral properties, such as linear elastic,^{9,14-15} bilinear elastic,¹⁶⁻¹⁸ nonlinear hyperelastic,^{9,15,19-22} and viscoelastic.^{15,23-24}

Considering that the mechanical properties of the materials being analyzed can influence the results produced by the FEM,²⁵ this study aimed to investigate whether differential characterizations of the PDL that are independent of the "time factor" (linear elastic, bilinear elastic, and nonlinear hyperelastic) influence the distribution of stress and strain at the beginning of the orthodontic movements of tipping and translation.

1 MATERIALS AND METHODS

2

3 The project was approved by the Ethics in Research Committee of the 4 Pontifical Catholic University of Paraná, under protocol number 6274 (Appendix C.1, page 149). A computational geometrical model obtained by computed tomography 5 scans, corresponding to a computer file (Parasolid format, extension .x t) was made 6 available for this study by the company "SIMCE Consulting and Engineering Ltd.," a 7 8 partner of the group of Bioengineering of UFPR (Federal University of Paraná, 9 Curitiba, PR, Brazil). The file contains a three-dimensional (3D) geometrical image of 10 a human maxilla with all teeth, with the exception of the third molars (Fig. 1, page 11 69), and was made available "by authorization of the institution" (Appendix C.2, page 12 150). Thereafter, it was exported and analyzed using the program of numerical resolution of Finite Element Analysis, "ANSYS®," version 12.1 (Swanson Analysis 13 14 System Inc., Canonsburg, PA).

15 A 3D image of a Twin-Edge® Standard Edgewise metallic orthodontic bracket 16 (TP Orthodontics, California, USA) for the upper right canine was generated, of the 17 following approximate dimensions as determined by the manufacturer: 3.24 mm × 18 3.70 mm (width × height of the base of the bracket), and an in/out distance from the 19 base to the slot of the bracket of 0.78 mm. This image was then merged with the 20 image of the upper canine, with attachment at the buccal surface, at the center of the crown. The composite Transbond XT (3M Unitek, California, USA)²⁶ was the 21 simulated adhesive, with a thickness of 271 µm.²⁷ 22

After the generation of this new image (tooth + composite + bracket) (Fig. 2, page 69), the upper right first bicuspid, adjacent to the tooth to which orthodontic forces were to be applied, was removed from the 3D model. This was done to make possible the achievement of two types of orthodontic movements: uncontrolled tipping and dental translation,^{2,17,28-29} which would occur in a distal direction.

In both, factors with regard to the forces exerted by orthodontic movements were considered, such as the "Optimum forces for orthodontic tooth movement,"⁵ bone insertion level, center of resistance, center of rotation, point of application, direction, and sense of the force, allowing the canine to take the occlusal plane as a guideline ("x" axis).^{2,5,17,25,28-29}

1 With regard to uncontrolled tipping movement, a distal force (F) of 0.49 N was applied to the bracket of the upper right canine (Fig. 3, page 69), 2,5,17,28-29 2 decomposed in vectors $F_x = -0.235$ N, $F_y = 0.43$ N e $F_z = 0$ N. In translation 3 4 movement (bodily), 3 simultaneous forces were applied to the tooth. Force of 0.98 N was applied to the bracket in the distal direction (Fig. 3, page 69), decomposed in 5 6 vectors $F_x = -0.47$ N, $F_y = 0.86$ N e $F_z = 0$ N. Counterclockwise moment (with a force of 0.98 \times 10⁻² N·m), was applied to move the crown and apex in the same direction 7 8 and to the same degree, to counteract tipping (Fig. 4, page 69). A third force of 0.49 9 \times 10⁻² N·m was applied in order to counteract the rotational force exerted when the 10 distal force was applied to the bracket (Fig. 5, page 69).

For the FEM analysis, PDL, pulp, dentin, enamel, trabecular bone, cortical bone, the bracket (stainless steel), and adhesive (composite) were considered with homogeneous, isotropic, and linearly elastic behavior, assuming the values described in Table I (page 81) for the Poisson's ratio and Young's modulus.^{14-15,21,25-26}

As well as linear elastic behavior, two additional types of behaviors were investigated with regard to the PDL, bilinear, and nonlinear hyperelastic, in order to investigate the distribution of stress and strain involving the application of orthodontic forces as described previously. Young's moduli and Poisson's ratios used to characterize these 2 models of the PDL are also described in Table I (page 81).

For all FEM analyses the PDL was modeled with a uniform thickness of 0.20
mm^{14,17,20} (Fig. 6, page 69).

The FEM used in this work was classified as a deterministic model, and thus statistical analysis was not used.

24 To facilitate visualization of the principal stresses involved and evaluation of the results, 3 axes were considered (X, Y, and Z), as calculated by the ANSYS® 25 26 program. The X-axis corresponded to changes in the coronal plane (anterior-27 posterior), the Y-axis to changes in the median sagittal plane (transverse), and the Z 28 axis corresponded to changes in the axial plane (vertical). The determination of these 29 planes and the direction of the forces applied were investigated with regard to 2 kinds 30 of support for attachment of the maxilla during the FEM analysis: a fixed support (Fig. 31 7, page 70) and a lateral support of symmetry (Fig. 8, page 70).

1 **RESULTS**

2

3 The final model corresponding to the maxilla, teeth, PDL, composite, and 4 bracket used in the present analysis consisted of 267,134 elements and 467,437 nodes (Fig. 9, page 70). The images were arranged in a way that facilitated 5 understanding of the results, *i.e.*, identifying the areas of compression and tension on 6 the PDL according to their behavior/model (linear, bilinear, and nonlinear 7 8 hyperelastic), and according to views of the distal, palatal, mesial, buccal, and apical 9 sides of the upper right canine tooth to which the forces were applied to achieve the 10 movements of tipping and translation.

With regard to the distribution of vectors of principal directions, the areas corresponding to the higher values indicated regions of traction, where the fibers of the ligament would be stretched. The regions corresponding to the lower values indicated regions of compression, where the periodontal fibers would be pressed.

15

16 LINEAR MODEL

17 Tipping movement (uncontrolled)

18 The areas of highest compression on the PDL were observed predominantly in 19 the cervical third of the distal and palatal side of the root, extending toward the mesial 20 side to the middle and apical third. In these regions, the maximum principal stress of 21 compression showed a peak of -0.1984 MPa and a minimum principal stress value of 22 -1.4485 MPa. Areas of traction were concentrated in the cervical third of the root on 23 the mesial side with little extension in the cervical third on the buccal side, and peaks 24 of 1.5462 MPa for the maximum principal stress and 0.2235 MPa for the minimum 25 principal stress were evident. Some areas of tension were also observed in the 26 middle and apical thirds of the distal side, extending toward the palatal side apically. 27 The areas of compression and tension on the apex (regions near the apical foramen) 28 were considered small (Fig. 10-14, pages 71-75).

29

30 Bodily movement

The areas of highest compression on the PDL bodily movement were distributed more uniformly than those of uncontrolled tipping. They encompassed the cervical, middle, and apical thirds of the distal side for almost the entire length; some regions of the cervical, middle, and apical thirds of the palatal side; and apical and
middle thirds of the buccal side. The peak maximum principal stress was -4.5181
MPa.

4 The mesial side showed less areas with compression, which was observed only near the cervical third towards the palatal side, a region that simultaneously 5 showed areas of traction, yielding a value of -14.8480 MPa for minimum principal 6 7 stress of compression. The areas of traction showed uniform distribution on the 8 mesial side, including the cervical, medium, and apical third of the PDL. Minor 9 extension was observed near the cervical third of the root on the buccal side and 10 near the apical third of the palatal side. The values for the maximum and minimum principal stress of tension were 18.9320 MPa and 6.0446 MPa, respectively. The 11 12 areas of compression and traction on the apex (regions near the apical foramen) 13 were considered small (Fig. 15-19, pages 76-80).

14

15 BILINEAR MODEL

On tipping and translation movements, the areas of higher compression and traction on the PDL were localized in almost the same regions as for the linear behavior model. Further, with regard to bodily movement the distribution was more uniform than in the linear model, *i.e.*, the loads were more uniformly distributed. The values of the maximum, intermediate, and minimum principal stress for compression and traction observed in the bilinear model were very close to those found for the linear model.

23

24 NONLINEAR HYPERELASTIC MODEL

Of the others models analyzed, this was a constitutive model with lower stiffness, and the values of maximum, intermediate, and minimum principal stress, for traction and compression, were higher in 75% of the results, as shown in Table II (page 81). This result could be better identified when the movement of tipping was observed, which showed higher areas of compressive stress.

30 On bodily movement, the distribution of traction and compression stress in the 31 nonlinear model was more uniform than in the other models for all sides examined, 32 which was consistent with that type of tooth movement.

- 1 DISCUSSION
- 2

In this study, compression and traction stress on the PDL were similarly distributed in the linear and bilinear models, which differed from those observed in the nonlinear hyperelastic model.

6 This consideration is of vital importance when the objective is to evaluate the 7 distribution of stress and strain on the periodontium, because it is conceivable that 8 the PDL, when included in this evaluation, influences the results obtained using the 9 FEM.^{15,30-31}

In contrast, when the PDL is not included as a component of the study, *i.e.*, the roots of the teeth are shaped continuously to the cortical bone, the forces applied to a specific region exhibit only local effects and not overall effects on that component, limiting the informative value of the results.¹⁵

Few studies have evaluated the distribution of stress and strain exerted on the PDL during orthodontic movements, due to the geometrical and mechanical complexity of the PDL. Because of this, there is insufficient data available with regard to the properties of the PDL in this context, and thus it is not considered as an engineering material.³² Thus, many orthodontists tend to rely on their clinical experience when applying different mechanotherapies.²¹

The elasticity parameters of teeth (enamel and dentin), PDL, and bone (cancellous and cortical), as well as the geometry of these components at the beginning of dental movement, are necessary inclusions in FEM analysis.²⁵ This procedure was a priority in this study; the geometry used to simulate the application of orthodontic forces was derived from a human maxilla, maintaining the anatomy of each structural component.

These properties, as well as factors such as the type of orthodontic movement performed, accurate modeling of the bracket, and thickness of the adhesive, render the results likely to be representative of the distribution of stress and strain on the PDL in reality when orthodontic forces are actually applied to teeth.³²

The Young's modulus and Poisson's ratio of most of these components are already defined in the literature,^{14,26-27} but the PDL still shows doubts front of your real behavior. This is reflected in some of the studies conducted to date, which assessed it under different models, whether linear elastic,^{9,14-15} bilinear elastic,¹⁶⁻¹⁸ nonlinear hyperelastic,^{9,15,19-22} or viscoelastic.^{15,23-24}

It is believed that the PDL has characteristics of a viscoelastic material,⁹ even 1 2 though the literature shows that a number of studies have investigated it using different models, some linear and some not.^{15,17,33-34} It was for this reason that this 3 4 current study compared different models of elasticity with regard to this material.

5

Perhaps the discrepancies between studies can be explained by the fact that 6 at the beginning of tooth movement, the characteristics of the PDL assuming 7 nonlinearity resemble those evident when using parameters of bilinearity for this component of the periodontium.¹⁶ 8

9 The use of bilinear behavior models is understandable, because after the 10 application of load the PDL can become compressed in the first instance and exhibit 11 greater compression, and then soon after, by not allowing greater change in its structure, it can respond differently to the same stimulus/load.¹⁸ This could be due to 12 initial intra-alveolar displacement of the tooth.9 13

14 It has been suggested that at the beginning of tooth movement the 15 characteristics of the PDL are linear, and as the dental movement progresses, it exhibits viscoelastic properties.³⁵ ratifying the dependence of the factor "time" for this 16 model ^{24,35} 17

18 This was one of the reasons why the present study only included linear elastic, 19 bilinear elastic, and nonlinear hyperelastic models to evaluate qualitatively and 20 quantitatively the whole extension of the PDL at the beginning of the movements of 21 tipping and translation. We did not assess a viscoelastic model, owing to the factors 22 that could influence the evaluation of the results, *i.e.*, cellular phenomena related to bone remodeling after the application of mechanical force to the supporting tissues.⁹ 23

24 The methodological procedure to assign linear mechanical properties to PDL, many of the times, is due to lack of quantitative scientific data of this material,³⁰ and 25 26 also, to believe that this model should be used when forces of lower intensity are 27 applied on the tooth, as opposed to higher forces, applied in mechanotherapy involving mastication, where it should be replaced by the viscoelastic model.¹³ 28

29 It has been reported in the literature that when the viscoelastic model was 30 compared to linear elastic and hyperelastic models, similarity in the distribution of 31 stress and strain on the PDL was evident when assessing the effects of mastication on the skull of a primate.¹⁵ 32

33 In contrast, it has been reported that assuming nonlinear mechanical 34 properties of the PDL can result in a considerable increase in the amount of tension in the apical third and cervical margin of the root resulting from tipping movement, as
compared to linear models.²¹ These results were also evident in the present study
when evaluating the nonlinear hyperelastic model.

Importantly, the nonlinear model depends not only on the moment-to-force ratio during FEM analysis, but also the center of rotation of the tooth, which may not be constant, ratifying its complexity.³⁶ This was found during the FEM analysis, because the time and effort needed to obtain the results was longer and more detailed for this elastic model, respectively.

9 However, among the behaviors evaluated in this study, the literature suggests 10 that linear models would be sufficient to analyze the PDL using FEM, because they 11 are considered simpler to model.¹⁵

12 It is understandable that the geometrical model used in this study, as well as 13 other models used in different studies involving FEM, highlights outcomes specific to 14 the anatomy of the structures being investigated.²⁵ However, the purpose of this 15 research goes beyond such analysis, and it aims to simulate differential behaviors of 16 the PDL by using the same geometry.

1 CONCLUSIONS

- 2
- 3 By using the 3D FEM to analyze the distribution of the stress and strain 4 exerted on the PDL by tipping and translation movements, we concluded that: 5 1. The models used to analyze the behavior of the PDL, whether linear elastic, 6 bilinear elastic, or nonlinear hyperelastic influenced the distribution of stress 7 and strain of this component of the periodontium; 8 2. The values obtained for the stress of compression and tension by using the 9 linear and the bilinear elastic models were very close to each other, while the 10 nonlinear hyperelastic model differed substantially from them. 3. About 75% of the values obtained using the nonlinear hyperelastic model were 11 12 higher than those obtained using the other models.

REFERENCES

- Turner CH, Pavalko FM. Mechanotransduction and functional response of the skeleton to physical stress: the mechanisms and mechanics of bone adaptation. J Orthop Sci. 1998;3(6):346-55.
- Zhao Z, Fan Y, Bai D, Wang J, Li Y. The adaptive response of periodontal ligament to orthodontic force loading - a combined biomechanical and biological study. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2008;23 Suppl 1:S59-66.
- 3. Reitan K. Some factors determining the evaluation of forces in orthodontics. Am J Orthod 1957;43(1):32-45.
- 4. Reitan K. Effects of force magnitude and direction of tooth movement on different alveolar bone types. Angle Orthod 1964;34(4):244- 55.
- Proffit W, Fields H, Ackerman J, Bailey L, Tulloch J. Biomechanics and mechanics. In: Contemporary orthodontics. 3rd ed. St Louis: Mosby; 2000. p. 346-7.
- 6. Farah JW, Craig RG, Sikarskie DL. Photoelastic and finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. J Biomech. 1973;6(5):511-20.
- 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(6):499-505.
- 8. Ren Y, Maltha JC, Kuijpers-Jagtman AM. Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: a systematic literature review. Angle Orthod. 2003;73(1):86-92.
- 9. Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B. The finite element method: a tool to study orthodontic tooth movement. J Dent Res. 2005;84(5):428-33.
- 10. 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(10):1285-92.
- Lotti RS, Machado AW, Mazzieiro ET, Júnior JL. Scientific applicability of the finite element method. R Dental Press Ortodon Ortop Facial. 2006;11(2):35-43.
- 12.Lindhe J, Karring T. The anatomy of the periodontium. In: Lindhe J. Clinical Periodontology. 2nd ed. Copenhagen: Munksgaard; 1992. p. 19–69.
- 13. Hohmann A, Kober C, Young P, Dorow C, Geiger M, Boryor A, Sander FM, Sander C, Sander FG. Influence of different modeling strategies for the periodontal ligament on finite element simulation results. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2011;139(6):775-83.

- 14. 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.
- 15. Wood SA, Strait DS, Dumont ER, Ross CF, Grosse IR. The effects of modeling simplifications on craniofacial finite element models: The alveoli (tooth sockets) and periodontal ligaments. J Biomech. 2011;44(10):1831-8.
- 16. Poppe M, Bourauel C, Jäger A. Determination of the elasticity parameters of the human periodontal ligament and the location of the center of resistance of single-rooted teeth a study of autopsy specimens and their conversion into finite element models. J Orofac Orthop. 2002;63(5):358-70.
- 17. Viecilli RF, Katona TR, Chen J, Hartsfield JK Jr, Roberts WE. Threedimensional mechanical environment of orthodontic tooth movement and root resorption. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2008;133(6):791.e11-26.
- Dong-Xu L, Hong-Ning W, Chun-Ling W, Hong L, Ping S, Xiao Y. Modulus of elasticity of human periodontal ligament by optical measurement and numerical simulation. Angle Orthod. 2011;81(2):229-36.
- 19. Toms SR, Lemons JE, Bartolucci AA, Eberhardt AW. Nonlinear stress–strain behaviour of periodontal ligament under orthodontic loading. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2002;122:174–9. (A)
- 20. Limbert G, Middleton J, Laizans J, Dobelis M, Knets I. A transversely isotropic hyperelastic constitutive model of the PDL. Analytical and computational aspects. Comput Methods Biomech Biomed Engin. 2003;6(5-6):337-45.
- 21. Toms SR, Eberhardt AW. A nonlinear finite element analysis of the periodontal ligament under orthodontic tooth loading. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2003;123(6):657-65.
- 22. Natali AN, Carniel EL, Pavan PG, Bourauel C, Ziegler A, Keilig L. Biomechanical response of periodontal ligament of multi-rooted tooth. J Biomech 2007;40(8):1701–8.
- 23. Toms SR, Dakin GJ, Lemons JE, Eberhardt AW. Quasi-linear viscoelastic behavior of the human periodontal ligament. J Biomech 2002;35:1411–5. (B)
- 24. Natali AN, Pavan PG, Scapta C. Numerical analysis of tooth mobility: formulation of a non-linear constitutive law for the periodontal ligament. Dent Mater 2004;20:623–9.
- 25. Vollmer D, Bourauel C, Maier K, Jäger A. Determination of the centre of resistance in an upper human canine and idealized tooth model. Eur J Orthod. 1999;21(6):633-48.
- 26. Lin CL, Huang SF, Tsai HC, Chang WJ. Finite element sub-modeling analyses of damage to enamel at the incisor enamel/adhesive interface upon debonding for different orthodontic bracket bases. J Biomech. 2011;4;44(1):134-42.

- 27. Knox J, Jones ML, Hubsch P, Middleton J, Kralj B. An evaluation of the stress generated in a bonded orthodontic attachment by three different load cases using the Finite Element Method of stress analysis. J Orthod. 2000;27(1):39-46.
- 28. Burstone CJ, Pryputniewicz RJ. Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces. Am J Orthod 1980; 77:396-409.
- 29. Baldwin JJ. Consideration of forces for tooth movement. World J Orthod 2003; 4(3):253-257.
- 30. Qian H, Chen J, Katona TR. The influence of PDL principal fibers in a 3dimensional analysis of orthodontic tooth movement. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2001;120(3):272-9.
- 31. Gröning F, Fagan MJ, O'Higgins P. The effects of the periodontal ligament on mandibular stiffness: a study combining finite element analysis and geometric morphometrics. J Biomech. 2011;44(7):1304-12.
- 32. Vikram NR, Senthil Kumar KS, Nagachandran KS, Hashir YM. Apical stress distribution on maxillary central incisor during various orthodontic tooth movements by varying cemental and two different periodontal ligament thicknesses: A FEM study. Indian J Dent Res. 2012;23(2):213-20.
- 33.Kamble RH, Lohkare S, Hararey PV, Mundada RD. Stress distribution pattern in a root of maxillary central incisor having various root morphologies: a finite element study. Angle Orthod. 2012;82(5):799-805. doi: 10.2319/083111-560.1. Epub 2012 Feb 6.
- 34. Kanjanaouthai A, Mahatumarat K, Techalertpaisarn P, Versluis A. Effect of the inclination of a maxillary central incisor on periodontal stress: finite element analysis. Angle Orthod. 2012;82(5):812-9. doi: 10.2319/100611-627.1. Epub 2012 Feb 23.
- 35. Jones ML, Hickman J, Middleton J, Knox J, Volp C. A validated finite element method study of orthodontic tooth movement in the human subject. J Orthod. 2001;28(1):29-38.
- 36. 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(5):681-9.

FIGURES





Fig 1. Three-dimensional image of the maxilla and the teeth. Fig 2. Bracket attached to the canine.



Fig 3. Tipping movement.



Fig 4. Counterclockwise moment.



Fig 5. Clockwise moment.



Fig 6. Periodontal ligament mesh.



Fig 7. View of the application of support on the upper face of the half-maxilla.



Fig 8. View of the application of symmetry in the model.



Fig 9. Three-dimensional mesh model.


Fig 10. Distal view of the distribution of maximum, intermediate and minimum stress on the PDL, using linear (A), bilinear (B) and, nonlinear hyperelastic (C) models, on tipping movement.



Fig 11. Palatal view of the distribution of maximum, intermediate and minimum stress on the PDL, using linear (A), bilinear (B) and, nonlinear hyperelastic (C) models, on tipping movement.



Fig 12. Mesial view of the distribution of maximum, intermediate and minimum stress on the PDL, using linear (A), bilinear (B) and, nonlinear hyperelastic (C) models, on tipping movement.



Fig 13. Buccal view of the distribution of maximum, intermediate and minimum stress on the PDL, using linear (A), bilinear (B) and, nonlinear hyperelastic (C) models, on tipping movement.



Fig 14. Apical view of the distribution of maximum, intermediate and minimum stress on the PDL, using linear (A), bilinear (B) and, nonlinear hyperelastic (C) models, on tipping movement.



Fig 15. Distal view of the distribution of maximum, intermediate and minimum stress on the PDL, using linear (A), bilinear (B) and, nonlinear hyperelastic (C) models, on bodily movement.



Fig 16. Palatal view of the distribution of maximum, intermediate and minimum stress on the PDL, using linear (A), bilinear (B) and, nonlinear hyperelastic (C) models, on bodily movement.



Fig 17. Mesial view of the distribution of maximum, intermediate and minimum stress on the PDL, using linear (A), bilinear (B) and, nonlinear hyperelastic (C) models, on bodily movement.



Fig 18. Buccal view of the distribution of maximum, intermediate and minimum stress on the PDL, using linear (A), bilinear (B) and, nonlinear hyperelastic (C) models, on bodily movement.



Fig 19. Apical view of the distribution of maximum, intermediate and minimum stress on the PDL, using linear (A), bilinear (B) and, nonlinear hyperelastic (C) models, on bodily movement.

TABLES

Material	Elasticity	Young's Moduli (MPa)	Poisson's ratios
		(E)	(v)
Enamel ^a	Linear elastic	84.100	0.30
Dentin ^a	Linear elastic	16.800	0.31
Pulp ^a	Linear elástic	2.000	0.45
Cortical bone ^b	Linear elastic	13.800	0.26
Cancellous bone ^Ď	Linear elastic	345.000	0.38
Metallic bracket ^a	Linear elastic	210.000	0.30
Composite (Transbond XT) ^a	Linear elastic	8823.000	0.25
Periodontal ligament	Linear elastic ^c	0.050	0.45
	Bilinear ^a	0.050	0.30
		0.220	0.30
	Nonlinear hyperelastic ^e	C10=-1.770	0.49
		C1=1.850	0.49
		C20=-0.982	0.49
		C11=3.850	0.49
		C02=-0.323	0.49
		D1=0.323	0.49

|--|

^a: Lin et al.²⁶; ^b: Qian et al.¹⁴; ^c: Toms e Eberhardt²¹; ^d: Vollmer et al.²⁵; ^e: Wood et al.¹⁵

Table II. Comparison between maximum, intermediate and minimum stress on PDL, for traction and compression, by using linear, bilinear and, nonlinear hyperelastic model, on tipping and bodily movement

PRINCIPAL STRESS	MOVEMENT	Traction / Compression	STRESS VALUES (MPa)		
			Periodontal Ligament Model		
			Linear	Bilinear	Hyperelastic
MINIMUM	Tipping	Maximum traction	0.2235	0.2229	0.7411
		Maximum compression	-1.4485	-1.4349	-2.9925
	Translation	Maximum traction	6.0446	6.0446	1.8340
		Maximum compression	-14.8480	-14.8480	-18.6060
INTERMEDIATE	Tipping	Maximum traction	0.4695	0.4928	1.0476
		Maximum compression	-0.6788	-0.7001	-1.3187
	Translation	Maximum traction	7.1907	7.1906	6.4952
		Maximum compression	-6.9652	-6.9800	-12.0180
MAXIMUM	Tipping	Maximum traction	1.5462	1.6194	2.1818
		Maximum compression	-0.1984	-0.1985	-0.31
	Translation	Maximum traction	18.9320	18.9320	24.39
		Maximum compression	-4.5181	-4.5181	-2.3588

ARTIGO 2

PÁGINA TÍTULO

AVALIAÇÃO DO COMPORTAMENTO NÃO-LINEAR HIPERELÁSTICO APLICADO AO LIGAMENTO PERIODONTAL NA MOVIMENTAÇÃO ORTODÔNTICA POR MEIO DO MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS

AUTORES:

Fábio Rafael Tessarollo, DDS, MSc. Doutorando em Odontologia - Ortodontia Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, Brasil Escola de Saúde e Biociências Email: frtessarollo@hotmail.com

Orlando Motohiro Tanaka, DDS, PhD

Professor Titular do Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Área de Concentração em Ortodontia Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, Brasil Escola de Saúde e Biociências Pós-Doutorado no Centro Avançado de Educação Odontológica da Universidade de *Saint Louis/USA*

AUTOR PARA CORRESPONDÊNCIA:

Orlando Motohiro Tanaka

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

(Este artigo será enviado ao periódico: "American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics")

AVALIAÇÃO DO COMPORTAMENTO NÃO-LINEAR HIPERELÁSTICO APLICADO AO LIGAMENTO PERIODONTAL NA MOVIMENTAÇÃO ORTODÔNTICA POR MEIO DO MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS

1 2

7 8

RESUMO

9 Introdução: O objetivo deste trabalho foi verificar e quantificar a distribuição de 10 tensões e deformações no ligamento periodontal (LPD), a partir da simulação dos movimentos ortodônticos de inclinação e translação dentária, considerando o 11 12 comportamento não-linear hiperelástico, por meio do Método de Elementos Finitos 13 (MEF). Métodos: Imagem tridimensional de uma maxila humana foi transferida para o programa de computador ANSYS. Para cada tipo de movimento, o LPD assumiu 14 15 comportamento não-linear hiperelástico, e espessura uniforme de 0.20mm, e as 16 respostas deste material foram verificadas por intermédio de codificação por cor. Resultados: O modelo final foi composto de 267.134 elementos e 467.437 nós. O 17 18 movimento de translação apresentou distribuição de tensões e deformações maiores 19 e mais uniformes no LPD se comparado ao movimento de inclinação, alcançando 20 picos de 24.3950MPa para tensões de tração e, -18,6060MPa para 21 tensões de compressão. Conclusões: Os dois tipos de movimentação dentária 22 propostos são representativos e apresentam resultados coerentes com a 23 movimentação ortodôntica esperada, quando considerado o comportamento não-24 linear hiperelástico para o LPD.

1 INTRODUÇÃO

2

A primeira reação após a aplicação de uma força ortodôntica é a alteração das fibras do LPD, bem como do tecido ósseo circunjacente, resultando em um deslocamento dentário intra-alveolar.¹ Por esta razão, por se tratar de um estudo envolvendo a estrutura e a função dos sistemas biológicos utilizando métodos de mecânica, a Ortodontia é um assunto que apresenta estreita associação com o campo da ciência médica.²

9 A predição das tensões e deformações dos tecidos periodontais frente à 10 mecânica ortodôntica aplicada, auxilia a compreender melhor a origem dos 11 movimentos dentários, o que se torna de vital importância, tanto em nível teórico 12 quanto clínico.³

O MEF, introduzido para análise da biomecânica dentária no ano de 1973,⁴ é uma ferramenta capaz de avaliar matematicamente estruturas geométricas irregulares, tais como os dentes e diferentes constituintes do periodonto, o que torna possível a aplicação de forças em qualquer ponto ou direção das estruturas avaliadas, informando o deslocamento e o grau de tensão provocados por essas cargas.⁵⁻⁶

Apesar disso, poucos estudos têm avaliado a distribuição de tensões e deformações sobre o ligamento periodontal nos movimentos ortodônticos, devido à sua complexidade geométrica e mecânica, e isto se deve ao fato de que ainda não existem dados suficientes disponíveis a respeito de suas propriedades, uma vez que não é considerado como um material da engenharia.⁷⁻⁸ Desta forma, para realização dos movimentos ortodônticos, muitos profissionais tendem a confiar na sua experiência clínica para elaboração de diversas mecanoterapias.⁹

26 Considerando-se que é possível simular movimentos ortodônticos de 27 inclinação, translação, extrusão, dentre outros, por meio do MEF, análise 28 biomecânica deste constituinte do periodonto poderia contribuir ainda mais para que 29 o ortodontista aperfeiçoasse o atendimento clínico de seu paciente, melhorando a 30 efetividade e fidedignidade da terapia ortodôntica, além de auxiliar a elaboração de 31 estratégias individuais e, como consequência, diminuir o período de tempo de 32 tratamento.¹⁰ Sendo assim, o presente trabalho teve por objetivo avaliar a distribuição de
 tensões e deformações sobre o LPD, nos movimentos de inclinação e translação
 dentária, no início da movimentação ortodôntica, considerando o comportamento
 não-linear hiperelástico.

1 MATERIAL E MÉTODOS

2

3 Posteriormente à aprovação do projeto deste estudo pelo Comitê de Ética e 4 Pesquisa da Pontifícia Universidade Católica do Paraná, sob número de protocolo 6274 (Anexo C.1, página 149), deu-se início aos trabalhos por meio da utilização de 5 um modelo geométrico, oriundo de tomografias computadorizadas. Este modelo, ou 6 arquivo de computador (formato Parasolid, extensão .x_t), proveniente da Empresa 7 8 SIMCE Consultoria e Engenharia Ltda., parceira do grupo de Bioengenharia da 9 UFPR (Universidade Federal do Paraná), contém a imagem de um modelo 10 geométrico tridimensional (3D) de uma maxila humana com todos os dentes, com 11 exceção dos terceiros molares (Fig 1, página 98). O modelo foi fornecido para a 12 realização deste estudo conforme "Autorização da Instituição" (Anexo C.2, página 13 150), para que pudesse ser exportado e analisado no programa de resolução numérica da Análise de Elementos Finitos ANSYS[®] versão 12.1 (Swanson Analysis 14 15 System Inc., Canonsburg, PA).

16 Também foi originada uma imagem tridimensional de um bracket metálico 17 ortodôntico, modelo Twin-Edge® Standard Edgewise (TP Orthodontics, California, USA), do canino superior direito, com as seguintes dimensões (aproximadas) 18 19 determinadas pelo fabricante: 3,24mm x 3,70mm (largura x altura da base do 20 bracket), e in/out (distância da base do bracket ao slot) de 0,78mm. Este acessório 21 ortodôntico foi aderido à superfície vestibular do canino da imagem tridimensional, 22 no centro da coroa dentária, considerando o compósito Transbond XT (3M Unitek, 23 *Califórnia*, USA)¹¹ como material adesivo, com espessura de 271 µm¹² para que duas modalidades de movimentos ortodônticos fossem determinadas: inclinação e 24 translação dentária.2,13-15 25

O 1º pré-molar superior direito foi removido do modelo tridimensional após a elaboração da imagem (dente + compósito + *bracket*) (Fig 2, página 98), para que fosse possível a realização destes movimentos, que resultariam no sentido distal após aplicação das forças.

Para a inclinação e translação dentária foram consideradas as "Forças ótimas
 para o movimento dentário ortodôntico",¹⁶ nível de inserção óssea, centro de
 resistência, centro de rotação, ponto de aplicação e, direção da força, a qual

permitisse que o canino tomasse como linha de orientação o plano oclusal (eixo
 "x").^{2,13-17}

3 No movimento de inclinação dentária não-controlada, foi aplicada força (F) no sentido distal de 0.49N.¹⁶ sobre o *bracket* do canino superior direito (Fig 3, página 4 98).^{2,13-16} decomposta nos vetores F_x =-0,235N, F_y =0,43N e $F_{7=}$ 0N. No movimento de 5 6 translação dentária (de corpo), foram aplicadas 3 forças simultâneas sobre este 7 dente: a primeira, no sentido distal (Fig 3, página 98), de 0,98N, decomposta nos 8 vetores $F_x=-0.47N$, $F_y=0.86N$ e $F_{z=}0N$, sobre o *bracket*, a segunda, com um momento anti-inclinação (0.98x10⁻²N.m), para que o ápice radicular e a coroa dentária se 9 10 movessem na mesma direção, na mesma proporção, porém em sentido contrário (Fig 4, página 98) e; a terceira $(0,49 \times 10^{-2} \text{N.m})$, no intuito de anular o movimento de 11 rotação dentária produzido quando a força distal fosse aplicada sobre o bracket (Fig 12 13 5, página 98).

Para análise do MEF, o esmalte, a dentina, a polpa, o osso trabecular, o osso cortical, o *bracket* (aço inoxidável) e o adesivo (compósito), foram considerados como tendo comportamento homogêneo, isotrópico, e linearmente elástico, considerando os valores descritos na Tabela I (página 102) para o Coeficiente de *Poisson* e Módulo de *Young*.^{9-12,17-19} Ainda, o LPD foi modelado considerando comportamento não-linear hiperelástico e espessura uniforme de 0,2mm^{10,15,18} (Fig 6, página 98).

O MEF envolvido neste trabalho foi classificado como modelo determinístico,
 não sendo aplicada análise estatística.

23 Para visualização das tensões principais e avaliação dos resultados, foram utilizados três eixos (X, Y e Z), calculados no programa ANSYS[®]. O eixo X 24 25 correspondeu às alterações no plano coronal (sentido ântero-posterior), o eixo Y 26 identificou as mudanças no plano sagital mediano (transversal), e o Z no plano axial 27 (vertical). A determinação destes planos, bem como do direcionamento das forças 28 aplicadas, seguiu como orientação dois tipos de apoio para fixação da maxila 29 durante análise do MEF: um suporte fixo (Fig 7, página 99) e um suporte lateral de 30 simetria (Fig 8, página 99).

1 RESULTADOS

2

O modelo final correspondente à maxila, dentes, LPD, compósito e *bracket*,
utilizado para análise, foi composto de 267.134 elementos e 467.437 nós (Fig 9,
página 99).

6 As imagens obtidas para identificar as tensões principais mínimas, 7 intermediárias e máximas foram dispostas de maneira que facilitassem a 8 compreensão dos resultados, ou seja, segundo as vistas das faces distal, palatina, 9 mesial, vestibular e apical do canino superior direito, dente no qual foram aplicadas 10 as forças para a realização dos movimentos de inclinação e translação dentária.

Na distribuição dos vetores das direções principais, as áreas correspondentes às cores frias, ou valores mais negativos, indicaram regiões de compressão, onde as fibras do ligamento estariam sendo pressionadas. As regiões correspondentes às cores quentes, ou valores mais positivos, indicaram regiões de tração, onde as fibras periodontais estariam sendo estiradas.

16 No movimento de inclinação não-controlada (Fig 10, página 100), as áreas de 17 maior compressão no LPD puderam ser observadas em algumas áreas do terço 18 cervical, médio e apical da face distal e palatina da raiz, de maneira dispersa e não-19 uniforme, estendendo-se em direção à face mesial e vestibular no sentido do terço 20 médio e apical. Nessas regiões, as tensões principais máximas de compressão 21 apresentaram um pico de -0,3132MPa, e as tensões principais mínimas o valor de 22 -2,9925MPa.

As maiores áreas de tração puderam ser visualizadas no terço cervical da raiz
 na face mesial, com pouca extensão, neste mesmo terço, sobre a face vestibular. Os
 valores das tensões principais máximas e mínimas para tração foram de 2,1818MPa
 e 0,7411MPa, respectivamente.

No movimento de translação dentária (Fig 11, página 101), as áreas de compressão sobre o LPD foram distribuídas de maneira mais uniforme, ou seja, compreenderam os terços cervical, médio e apical da face distal em quase toda sua totalidade. A face mesial apresentou menor predomínio das áreas de compressão, sendo encontradas apenas próximo ao terço cervical, com pouca extensão. As áreas de tração também apresentaram distribuição uniforme,
 compreendendo os terços cervical, médio e apical da face mesial e, cervical e médio
 da face vestibular.

As tensões principais máximas e mínimas de compressão para o movimento
de translação foram de -2,3588MPa e -18,6060MPa; e para tração foram de
24,3950MPa e 1,8340MPa, respectivamente.

As áreas de compressão e tração sobre o ápice radicular (regiões próximas
ao forame apical) foram consideradas pequenas ou inexistentes em ambos
movimentos dentários.

10 É necessário compreender que no movimento de inclinação, onde o
 11 somatório de carregamento é menor se comparado ao modelo de translação
 12 dentária, foram encontrados maiores picos de deformações e tensões de *von Mises*.

Na simulação contemplando a translação do canino, movimento no qual existe um somatório de carregamentos/momento mais elevado, os resultados denotaram melhor distribuição de cargas sobre o LPD devido à menor rigidez do comportamento não-linear hiperelástico.

A Tabela II (página 102) mostra os valores obtidos para as trações e
 compressões máximas, na tensão mínima, intermediária e máxima, nos movimentos
 de inclinação e translação dentária.

1 DISCUSSÃO

2

A distribuição de tensões sobre o LPD foi mais uniforme no movimento de
 translação dentária se comparado ao movimento de inclinação não-controlada,
 denotando ser compatível com o tipo de movimentação ortodôntica realizada.

Estes dois tipos de movimento, também considerados como movimento 6 respectivamente,²⁰ podem instável. ser 7 estável e obtidos em diversas mecanoterapias na Ortodontia, seja em mecânicas de intrusão de caninos,²¹ 8 correção do posicionamento de molares superiores por meio de arco transpalatino.²² 9 verticalização de molares inferiores,²³ retração de incisivos,²⁴ e/ou caninos,²⁵ seja 10 por deslize em arco contínuo,^{20,26} ou por meio de alças.²⁶⁻²⁷ 11

Desta forma, em virtude de existirem diferentes tipos de mecânicas presentes em Ortodontia, dúvidas frente ao real comportamento do LPD durante os movimentos de inclinação e translação ainda existem.^{2,15,18} Foi por este motivo que optou-se por uma análise mais detalhada deste constituinte do periodonto por meio do modelo não-linear hiperelástico, com ênfase na distalização do canino, costumeiramente retraído em mecânicas que necessitam da retração de dentes anteriores.^{20,24}

No movimento de inclinação dentária costuma-se observar maior distribuição das tensões no terço apical e margem cervical do ligamento,^{9,28-29} resultados estes encontrados no atual trabalho. Ainda, em nível clínico, deve-se considerar que esta distribuição de tensões sobre o terço apical da raiz poderia estar associada com reabsorção radicular³⁰ e, sobre o terço cervical, com remodelação ou perda óssea na região.²⁹

25 Sendo assim, as forças aplicadas sobre o dente deveriam ser compatíveis 26 com o nível de suporte ósseo, ou seja, respeitar as condições periodontais de cada 27 paciente, procedimento este adotado no presente estudo, pois entende-se que 28 quanto maior a força aplicada, maior a distribuição de tensões e deformações sobre 29 o periodonto, agravando-se a perda óssea.³¹

30 É importante compreender que os conceitos de "força ótima" e "magnitude de
 31 força aplicada" estão diretamente relacionados ao tipo de movimentação ortodôntica,
 32 ou seja, o estímulo mecânico causado por meio de uma mesma magnitude de força,

pode proporcionar diferentes respostas sobre o LPD nos movimentos de inclinação e
 translação dentária.¹⁵

Respeitando estes princípios, de aplicar forças ortodônticas compatíveis com o tipo de movimento dentário realizado, puderam ser observadas no início da inclinação dentária, áreas de compressão próximas ao terço apical mesial e, cervical distal do LPD e, no movimento de translação, em quase toda a extensão da face distal, resultados estes compatíveis com vários trabalhos publicados, independente do comportamento considerado a este constituinte do periodonto.^{2,8,14-16}

9 Apesar disso, tem sido verificado na literatura que a obtenção de um 10 movimento estritamente de corpo para um canino com anatomia natural/realística é 11 considerado impossível de ser estabelecido, principalmente durante a retração de 12 caninos, mesmo que exista um ajuste no sistema de compensação de forças, e se tenha controlado a mecanoterapia aplicada.²⁸ Isto se deve às irregularidades da 13 14 superfície radicular, como depressões e/ou saliências sobre a mesma, o que 15 influencia a distribuição de tensões e deformações sobre o LPD, bem como a movimentação dentária em geral.¹⁷ 16

Estas informações ratificam os resultados do presente trabalho, pois por mais que as forças aplicadas e momentos anti-inclinação e anti-rotação tenham sido pertinentes ao movimento e condizentes com a literatura,^{2,13-17} no movimento de translação dentária a distribuição de tensões e deformações sobre o LPD foi uniforme, quase que em sua totalidade, mas não pode se dizer que completamente, visto que o dente utilizado para análise no MEF foi um canino humano, com sua anatomia particular, ou seja, variação individual da geometria radicular.¹⁷

Estes resultados podem ter ocorrido em virtude de que o comportamento nãolinear do LPD pode alterar o centro de rotação do dente, modificando a magnitude de força, mesmo que a proporção momento-força seja mantida,¹³ e vice-versa, ou seja, mantendo a magnitude e alterando o momento.³² Sendo assim, os dentes não se movimentam diretamente como resultado de aplicação de força, mas devido à alteração de pressão em diversas partes do LPD.¹⁴

Nesta mesma linha de raciocínio, deve-se considerar que, ao analisar as
 tensões principais de uma mesma região do LPD, pode haver compressão em uma
 estrutura e tração em outra; em certos pontos, coexistir compressão e tração e;
 estas mesmas magnitudes serem diferentes conforme a direção analisada¹⁵

Diferente dos demais trabalhos publicados, a presente pesquisa ilustrou a distribuição de tensões e deformações do LPD em todas as faces do dente, seja nos movimentos de inclinação ou de corpo/translação, auxiliando, de uma forma geral, na visualização da totalidade das respostas geradas por meio do MEF neste constituinte do periodonto.

6 Estes procedimentos metodológicos, bem como a elaboração de 7 mecanoterapias mais controladas durante o tratamento ortodôntico, auxiliadas pelo 8 MEF, tenderiam a favorecer o profissional durante a realização dos movimentos 9 ortodônticos em seus pacientes, permitindo que os resultados clínicos alcançados 10 sejam mais seguros e fidedignos.

1 CONCLUSÕES

2

Por meio da distribuição de tensões e deformações observadas no LPD, nos
 movimentos ortodônticos de inclinação e translação dentária, através do MEF,
 concluiu-se que:

No início do movimento de translação, as tensões de compressão e tração
 sobre o LPD denotaram um somatório de carregamentos/momentos mais
 elevado e mais uniforme, se comparadas ao movimento de inclinação
 dentária;

Os movimentos de inclinação e translação foram representativos e
 apresentaram resultados compatíveis com a movimentação ortodôntica
 esperada, quando considerado o comportamento não-linear hiperelástico para
 o LPD.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1. Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B. The finite element method: a tool to study orthodontic tooth movement. J Dent Res. 2005;84(5):428-33.
- Zhao Z, Fan Y, Bai D, Wang J, Li Y. The adaptive response of periodontal ligament to orthodontic force loading - a combined biomechanical and biological study. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2008;23 Suppl 1:S59-66.
- 3. 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(10):1285-92.
- 4. Farah JW, Craig RG, Sikarskie DL. Photoelastic and finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. J Biomech. 1973;6(5):511-20.
- 5. 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(6):499-505.
- Ren Y, Maltha JC, Kuijpers-Jagtman AM. Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: a systematic literature review. Angle Orthod. 2003;73(1):86-92.
- Kanjanaouthai A, Mahatumarat K, Techalertpaisarn P, Versluis A. Effect of the inclination of a maxillary central incisor on periodontal stress: finite element analysis. Angle Orthod. 2012;82(5):812-9. doi: 10.2319/100611-627.1. Epub 2012 Feb 23.
- Vikram NR, Senthil Kumar KS, Nagachandran KS, Hashir YM. Apical stress distribution on maxillary central incisor during various orthodontic tooth movements by varying cemental and two different periodontal ligament thicknesses: A FEM study. Indian J Dent Res. 2012;23(2):213-20.
- 9. Toms SR, Eberhardt AW. A nonlinear finite element analysis of the periodontal ligament under orthodontic tooth loading. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2003;123(6):657-65.
- 10. 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.
- 11.Lin CL, Huang SF, Tsai HC, Chang WJ. Finite element sub-modeling analyses of damage to enamel at the incisor enamel/adhesive interface upon debonding for different orthodontic bracket bases. J Biomech. 2011;44(1):134-42.
- 12. Knox J, Jones ML, Hubsch P, Middleton J, Kralj B. An evaluation of the stress generated in a bonded orthodontic attachment by three different load cases using the Finite Element Method of stress analysis. J Orthod. 2000;27(1):39-46.

- 13. Burstone CJ, Pryputniewicz RJ. Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces. Am J Orthod 1980; 77:396-409.
- 14. Baldwin JJ. Consideration of forces for tooth movement. World J Orthod 2003; 4(3):253-257.
- 15. Viecilli RF, Katona TR, Chen J, Hartsfield JK Jr, Roberts WE. Threedimensional mechanical environment of orthodontic tooth movement and root resorption. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2008;133(6):791.e11-26.
- Proffit W, Fields H, Ackerman J, Bailey L, Tulloch J. Biomechanics and mechanics. In: Contemporary orthodontics. 3rd ed. St Louis: Mosby; 2000. p. 346-7.
- Vollmer D, Bourauel C, Maier K, Jäger A. Determination of the centre of resistance in an upper human canine and idealized tooth model. Eur J Orthod. 1999;21(6):633-48.
- Limbert G, Middleton J, Laizans J, Dobelis M, Knets I. A transversely isotropic hyperelastic constitutive model of the PDL. Analytical and computational aspects. Comput Methods Biomech Biomed Engin. 2003;6(5-6):337-45.
- Wood SA, Strait DS, Dumont ER, Ross CF, Grosse IR. The effects of modeling simplifications on craniofacial finite element models: The alveoli (tooth sockets) and periodontal ligaments. J Biomech. 2011 Jul 7;44(10):1831-8. Epub 2011 May 17.
- 20. Kojima Y, Fukui H. Numerical simulation of canine retraction by sliding mechanics. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2005;127(5):542-51.
- 21. Kojima Y, Fukui H. A numerical simulation of tooth movement by wire bending. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2006;130(4):452-9.
- 22. Kojima Y, Fukui H. Effects of transpalatal arch on molar movement produced by mesial force: a finite element simulation. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2008;134(3):335.e1-7; discussion 335-6.
- 23. Kojima Y, Mizuno T, Fukui H. A numerical simulation of tooth movement produced by molar uprighting spring. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2007;132(5):630-8.
- 24. Liang W, Rong Q, Lin J, Xu B. Torque control of the maxillary incisors in lingual and labial orthodontics: a 3-dimensional finite element analysis. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2009;135(3):316-22.
- 25.Kim T, Suh J, Kim N, Lee M. Optimum conditions for parallel translation of maxillary anterior teeth under retraction force determined with the finite element method. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2010;137(5):639-47.
- 26. Hayashi K, Uechi J, Murata M, Mizoguchi I. Comparison of maxillary canine retraction with sliding mechanics and a retraction spring: a three-dimensional

analysis based on a midpalatal orthodontic implant. Eur J Orthod. 2004;26(6):585-9.

- 27. Raboud DW, Faulkner MG, Lipsett AW, Haberstock DL. Three-dimensional effects in retraction appliance design. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1997;112(4):378-92.
- 28.McGuinness N, Wilson AN, Jones M, Middleton J, Robertson NR. Stress induced by edgewise appliances in the periodontal ligament--a finite element study. Angle Orthod. 1992;62(1):15-22.
- 29. Nakajima A, Murata M, Tanaka E, Arai Y, Fukase Y, Nishi Y, Sameshima G, Shimizu N. Development of three-dimensional FE modeling system from the limited cone beam CT images for orthodontic tipping tooth movement. Dent Mater J. 2007;26(6):882-91.
- 30. Kamble RH, Lohkare S, Hararey PV, Mundada RD. Stress distribution pattern in a root of maxillary central incisor having various root morphologies: a finite element study. Angle Orthod. 2012;82(5):799-805. doi: 10.2319/083111-560.1. Epub 2012 Feb 6.
- 31.Cobo J, Argüelles J, Puente M, Vijande M. Dentoalveolar stress from bodily tooth movement at different levels of bone loss. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1996;110(3):256-62.
- 32. 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(5):681-9.

FIGURAS



Fig 1. Imagem tridimensional da maxila e dos dentes.



Fig 2. Bracket aderido ao canino.



Fig 3. Movimento de inclinação.



Fig 4. Momento anti-inclinação.



Fig 5. Momento antirotação.



Fig 6. Malha do ligamento periodontal.



Fig 7. Visualização da aplicação do suporte na face superior da hemi-maxila.



Fig 8. Visualização da aplicação da simetria no modelo.



Fig 9. Malha do modelo tridimensional.



Fig 10. Visão distal (A), palatina (B), mesial (C), vestibular (D) e apical (E) da distribuição de tensões máxima, intermediária e mínima, do modelo não-linear hiperelástico, para o movimento de inclinação dentária.

Α

В

С

D

Ε



Fig 11. Visão distal (A), palatina (B), mesial (C), vestibular (D) e apical (E) da distribuição de tensões máxima, intermediária e mínima, do modelo não-linear hiperelástico, para o movimento de translação dentária.

TABELAS

Material	Elasticidade	Módulo de <i>Young</i> (MPa)	Coeficiente de <i>Poisson</i>
		(E)	(v)
Esmalte ^a	Linear elástico	84,100	0,30
Dentina ^ª	Linear elástico	16,800	0,31
Polpa ^a	Linear elástico	2,000	0,45
Osso cortical ^b	Linear elástico	13,800	0,26
Osso trabecular [⊳]	Linear elástico	345,000	0,38
<i>Bracket</i> metálico ^a	Linear elástico	210,000	0,30
Compósito (Transbond XT) ^a	Linear elástico	8823,000	0,25
Ligamento Periodontal ^c	Não-linear hiperelástico	C10=-1,770	0,49
-		C1=1,850	0,49
		C20=-0,982	0,49
		C11=3,850	0,49
		C02=-0,323	0,49
	10	D1=0,323	0,49

^a: Lin et al.¹¹; ^b: Qian et al.¹⁰; ^c: Wood et al.¹⁹

Tabela II. Valores obtidos para as trações e compressões, na tensão mínima, intermediária e máxima, no comportamento não-linear hiperelástico do ligamento periodontal, nos movimentos de inclinação e translação dentária

TENGÃO			VALORES DAS TENSÕES (MPa)	
	MOVIMENTO	Tração / Compressão	Modelo do Ligamento Periodontal	
FRINCIPAL			Hiperelástico	
	Inclinação	Tração máxima	0,7411	
MÍNIMA		Compressão máxima	-2,9925	
	Translação	Tração máxima	1,8340	
		Compressão máxima	-18,6060	
INTERMEDIÁRIA	Inclinação	Tração máxima	1,0476	
		Compressão máxima	-1,3187	
	Translação	Tração máxima	6,4952	
		Compressão máxima	-12,0180	
	Inclinação	Tração máxima	2,1818	
MÁXIMA		Compressão máxima	-0,3132	
	Translação	Tração máxima	24,3950	
		Compressão máxima	-2,3588	

TERMO DE CESSÃO DE DIREITOS AUTORAIS

Os autores abaixo assinados transferem todos seus direitos autorais do trabalho "Avaliação do comportamento não-linear hiperelástico aplicado ao ligamento periodontal na movimentação ortodôntica por meio do Método de Elementos Finitos" à American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics na hipótese do trabalho ser publicado. Os autores abaixo assinados garantem que o artigo é original, não viola qualquer direito autoral ou outro direito de propriedade de qualquer terceiro, não foi submetido à avaliação de outro periódico, não foi publicado anteriormente, e inclui qualquer produto que possa derivar do jornal em que foi publicado, seja impresso ou em meio eletrônico. Nós assinamos e aceitamos a responsabilidade por ceder este material.

Fábio Rafael Tessarollo

Orlando Motohiro Tanaka

DECLARAÇÃO DE CONFLITO DE INTERESSES

Os autores declaram que o trabalho "Avaliação do comportamento não-linear hiperelástico aplicado ao ligamento periodontal na movimentação ortodôntica por meio do Método de Elementos Finitos" não possui nenhuma associação com instituição comercial que possa implicar em conflito de interesses, tais como: propriedade ações, fundos subscritos e atividades de consultoria, ou situações de discussão de licença de patentes.

Fábio Rafael Tessarollo

Orlando Motohiro Tanaka

ARTICLE 2

TITLE PAGE

EVALUATION OF THE STRESS EXERTED ON THE PERIODONTAL LIGAMENT DURING ORTHODONTIC MOVEMENT BY USING A FINITE ELEMENT METHOD

AUTHORS:

Fábio Rafael Tessarollo, DDS, MSc. Orthodontic Postgraduate Student (PhD Program) Pontifical Catholic University of Paraná, Curitiba, Brazil Email: frtessarollo@hotmail.com

Orlando Motohiro Tanaka, DDS, PhD

Full Professor, Graduate Dentistry Program, Orthodontics Pontifical Catholic University of Paraná, Curitiba, Brazil School of Health and Biosciences Postdoctoral Fellow in The Center for Advanced Dental Education at Saint Louis University

CORRESPONDING AUTHOR:

Orlando Motohiro Tanaka

Pontifical Catholic University of Paraná, Curitiba, Brazil Rua Imaculada Conceição, 1155, Bairro Prado Velho, CEP: 80.215-901 - Curitiba, PR. Email: tanakaom@gmail.com

(This article will be submitted to the journal: "American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics")
EVALUATION OF THE STRESS EXERTED ON THE PERIODONTAL LIGAMENT DURING ORTHODONTIC MOVEMENT BY USING A FINITE ELEMENT METHOD 3

4 5

ABSTRACT

Introduction: The aim of this study was to investigate and quantify the distribution of
 stress and strain on the periodontal ligament (PDL), assuming nonlinear hyperelastic
 behavior, using the Finite Element Method (FEM).

9 **Methods:** A three-dimensional image of a human maxilla was transferred to the 10 computer program ANSYS to simulate the orthodontic movements of tipping and 11 translation. For each movement the PDL was treated as a nonlinear hyperelastic

material and assumed uniform thickness of 0.20 mm. The responses of this material were viewed using color coding.

14 **Results:** The final model consisted of 267,134 elements and 467,437 nodes. The

translation movement showed a higher and more uniform distribution of stress and strain on the PDL than the tipping movement, reaching peaks of 24.3950 MPa for

17 tensile stress and -18.6060 MPa for compressive stress.

18 **Conclusions:** The 2 types of tooth movement investigated are representative and

19 show results consistent with the expected orthodontic movement, considering the

20 nonlinear hyperelastic behavior of the PDL.

1 INTRODUCTION

2

The initial consequences of the application of orthodontic force are the alteration of fibers of the PDL, and alteration of the surrounding alveolar bone, leading to intra-alveolar displacement of the tooth.¹ For this reason, and considering that this study deal about structure and function of the biologic systems by using mechanic methods, Orthodontics is one of the subjects that have the closest association with biomechanics in the field of medical science.²

9 Prediction of the stress and strain applied to the periodontal tissues, that 10 results from mechanical orthodontic movement, facilitates better understanding of the 11 origin of tooth movement, which is of vital importance at theoretical and clinical 12 levels.³

The FEM, introduced to analyze dental biomechanics in 1973,⁴ proved to be a useful tool for analyzing irregular and complex geometrical structures of natural and artificial tissues, such as teeth and different components of the periodontium. This makes possible the application of forces to the structures being evaluated at any point and in any direction, indicating the displacement and the degree of stress caused by these loads.⁵⁻⁶

Nevertheless, few studies have evaluated the distribution of stress and strain exerted on the PDL during orthodontic movements, due to the geometric and mechanical complexity of this structure. Because of this, there are insufficient data available regarding the material properties of PDL, since it is not considered as an engineering material.⁷⁻⁸ Thus, to achieve the orthodontic movements, many professionals tend to rely on their clinical experience when applying different mechanotherapies.⁹

Considering that it is possible to simulate the orthodontic movements of tipping, translation, extrusion, and many others by using FEM, biomechanical analyses of these constituents of the periodontium could contribute to the ability of the orthodontist to structure the clinical care of their patients more effectively. This in turn would improve the effectiveness and reliability of orthodontic treatment, and in many cases, reduce the duration of that treatment.¹⁰ In view of these considerations, this study aimed to assess the distribution of
 stress and strain on the PDL at the beginning of tipping and translation movements,
 assuming nonlinear hyperelastic behavior.

1 MATERIAL AND METHODS

2

3 Following approval of this study by the Ethics and Research Committee of the 4 Pontifical Catholic University of Paraná (protocol number 6274) (Appendix C.1, page 5 149), the work was initiated via the utilization of a geometric model derived from computed tomography scans. This model was generated by the company "SIMCE 6 Consulting and Engineering Ltd.", a partner of the Bioengineering group of the UFPR 7 8 (Federal University of Paraná, Curitiba, PR, Brazil), and included a three-dimensional 9 (3D) image of a geometric model of a human maxilla with all teeth, with the exception 10 of the third molars (Fig. 1, page 121). The model was provided for this study "by 11 authorization of the institution" (Appendix C.2, page 150), in order to be exported and analyzed in the program of numerical resolution of Finite Element Analysis, 12 "ANSYS[®]," version 12.1 (Swanson Analysis System Inc., Canonsburg, PA). 13

A 3D image of a metallic orthodontic bracket (Twin-Edge[®] Standard Edgewise, 14 15 TP Orthodontics, California, USA) of the upper right canine was also obtained, with 16 the following approximate dimensions as determined by the manufacturer: 3.24 mm × 17 3.70 mm (width × height of the base of the bracket), and an in/out (distance from the 18 base to the slot of the bracket) of 0.78 mm. This image was then merged with the 19 image of the canine, with attachment at the labial surface, at the center of the crown. The composite Transbond XT (3M Unitek, California, USA)¹¹ was the simulated 20 adhesive material, with a thickness of 271µm¹², and 2 types of orthodontic movement 21 were investigated; uncontrolled tipping, and dental translation.^{2,13-15} 22

The upper right first bicuspid was removed from the three-dimensional model after the generation of the combination-image that included the tooth, composite, and bracket (Fig. 2, page 121), to make possible the achievement of these movements previously mentioned, which would occur in a distal direction after the application of force.

For tipping and translation, factors with regard to the forces exerted by orthodontic movements were considered, such as the "Optimum forces for orthodontic tooth movement,"¹⁶ bone insertion level, center of resistance, center of rotation, point of application and, direction of the force; allowing the canine to take the occlusal plane as a guideline ("x" axis).^{2,13-17}

In uncontrolled tipping movement, a distal force (F) of 0.49 N was applied on 1 the bracket of the upper right canine (Fig. 3, page 121),^{2,13-16} decomposed in vectors 2 $F_x = -0.235N$, $F_y = 0.43N e F_z = 0N$. In translation movement (bodily), 3 simultaneous 3 4 forces were applied to the tooth. Force of 0.98 N was applied to the bracket in the distal direction (Fig. 3, page 121), decomposed in vectors $F_x = -0.47N$, $F_y = 0.86N$ e 5 $F_z = 0N$. Counterclockwise movement (with a force of 0.98 × 10⁻² N·m) was applied, 6 to move the apex and crown in the same direction and to the same degree, to 7 counteract tipping (Fig. 4, page 121). A third force of 0.49 × 10⁻² N·m was applied in 8 9 order to counteract the rotational force exerted when distal force was applied to the 10 bracket (Fig. 5, page 121).

For the FEM analysis, enamel, dentin, pulp, trabecular bone, cortical bone, the bracket (stainless steel) and adhesive (composite), were considered with homogeneous, isotropic, and linearly elastic behavior, assuming the values described in Table I (page 125) for the Poisson's ratio and Young's modulus.^{9-12,17-19} The PDL was modeled assuming nonlinear hyperelastic behavior and a uniform thickness of 0.2 mm^{10,15,18} (Fig. 6, page 121).

17 Statistical analysis was not applied in this work because the FEM involved was 18 classified as a deterministic model.

19 To facilitate visualization of the principal stresses involved and evaluation of the results, axes were considered (X, Y, and Z), as calculated by the ANSYS® 20 21 program. The X-axis corresponded to changes in the coronal plane (anterior-22 posterior), the Y-axis to changes in the median sagittal plane (transverse), and the Z 23 axis corresponded to changes in the axial plane (vertical). The determination of these 24 planes and the direction of the forces applied were investigated with regard to 2 kinds 25 of support for attachment of the maxilla during the FEM analysis; a fixed support (Fig. 26 7, page 122), and a lateral support of symmetry (Fig. 8, page 122).

- 1 **RESULTS**
- 2

The final model used in the present analysis, corresponding to maxilla, teeth, PDL, composite, and bracket, consisted of 267,134 elements and 467,437 nodes (Fig. 9, page 122). The images obtained to identify the minimum, intermediate and maximum principal stresses were arranged in a way that could facilitate understanding of the results; according to views of the distal, palatal, mesial, buccal, and apical sides of the upper right canine, the tooth to which the forces were applied to achieve the movements of tipping and translation.

With regard to the distribution of vectors of principal directions, the areas corresponding to the lower values indicated regions of compression where the fibers of the ligament would be being pressed. The regions corresponding to the higher values indicated regions of traction, where the periodontal fibers would be being stretched.

For uncontrolled tipping movement (Fig. 10, page 123), the areas of highest compression on the PDL were depicted in areas of the cervical, middle, and apical thirds of the distal and palatal side of the root, dispersed non-uniformly, and extending to the mesial and buccal side towards the middle and apical thirds. In these regions, the maximum principal compressive stress showed a peak of -0.3132 MPa and a minimum principal stress value of -2.9925 MPa.

The largest areas of traction were depicted in the cervical third of the mesial side of the root, with minor extension on the buccal side in the same third. The maximum and minimum principal stress traction values were 2.1818 MPa and 0.7411 MPa, respectively.

For translation movement (Fig. 11, page 124), the areas of compression on the PDL were distributed more uniformly than was evident tipping, *i.e.*, they encompassed the cervical, medium and apical thirds of the distal side, almost entirely. The mesial side exhibited a lower prevalence of compression areas, being found only near the cervical third, with little extension.

The associated areas of traction also showed a uniform distribution, involving the cervical, middle, and apical thirds of the mesial side, and cervical and middle thirds of the buccal side. The maximum and minimum principal stress values for compression of translational movement were -2.3588 MPa and -18.6060 MPa respectively, and for traction, they were 24.3950 MPa and 1.8340 MPa. The areas of
 compression and traction on the apex (the regions near the apical foramen) were
 considered small or nonexistent for both dental movements.

Notably with regard to tipping movement, where the sum of loading is minor compared to translation, we detected higher peaks of von Mises stress and strain. In constrast, the simulation of canine translation, movement in which there is a higher sum load, resulted in more even load distribution on the PDL, due to the lower stiffness associated with nonlinear hyperelastic behavior.

9 Table II (page 125) shows the highest values obtained for traction and 10 compression, in maximum, intermediate and minimum stress, on tipping and 11 translation movements. 1 DISCUSSION

2

3 The distribution of stress on the PDL was more uniform with regard to 4 translation movement as compared to uncontrolled tipping, denoting compatibility 5 with the type of orthodontic movement performed.

6 These two types of movement, also known as "stable" and "unstable" 7 movement respectively,²⁰ can be achieved via different mechanotherapies in 8 Orthodontics. These therapies include intrusion of canines,²¹ correction of the 9 positioning of upper molars using transpalatal arches,²² uprighting molars,²³ 10 retraction of incisors²⁴ and/or canines,²⁵ the use of sliding mechanics,^{20,26} and the use 11 of springs.²⁶⁻²⁷

12 Considering the different types of mechanical interventions utilized in 13 Orthodontics, uncertainty related to the influence of the PDL during tipping and 14 translation movements still exists.^{2,15,18} For this reason we opted for a more detailed 15 analysis of this component of the periodontium via a nonlinear hyperelastic model, 16 with emphasis on distalization of the canine, tooth that is usually retracted in 17 therapies that require retraction of the anterior teeth.^{20,24}

With regard to tipping movement, a higher distribution of stress is usually observed in the apical third and cervical margin of the ligament,^{9,28-29} in accordance with the results obtained in the current study. Nonetheless, at a clinical level, it must be borne in mind that the distribution of stress on the apical third of the root may be associated with root resorption,³⁰ and on the cervical third, with remodeling or bone loss in that same region.²⁹

Therefore, the forces applied to teeth should be compatible with their level of bone support, *i.e.*, consider each patient individually, as was done in the present study, because the greater the force that is applied to the periodontium, the greater the stress and strain, resulting in worsening of bone loss.³¹

Importantly, "optimum strength" and "magnitude of force applied" are directly related to the type of orthodontic movement involved, *i.e.*, mechanical stimuli of the same force, can provide different responses by the PDL, with regard to tipping and translation movements.¹⁵

32 Respecting these principles, of applying orthodontic forces compatible with the 33 type of tooth movement performed, at the beginning of tipping, areas of compression 1 on PDL could be observed near the apical third of the mesial side and cervical third 2 of distal side and, on translation movement, in almost all extention of distal side, results that are compatible with other published works, regardless of the behavior 3 considered for this constituent of the periodontium.^{2,8,14-16} 4

5

Nevertheless, it has been reported in the literature that the achievement of a 6 pure bodily movement for a canine with natural/realistic anatomy is considered impossible, especially during the retraction of the canine, even if there is an 7 8 adjustment in the system of compensation of forces, and has been controlled the mechanotherapy applied.²⁸ This finding is because of the irregularities on the root 9 10 surface, such as depressions and/or projections, which influence the distribution of stress and strain on the PDL, and on the tooth movement in general.¹⁷ 11

12 This information ratifies the results of this work, even if the applied forces and 13 counterclockwise and clockwise movements had been relevant to the movements and consistent with the literature;^{2,13-17} because on translation movement the 14 15 distribution of stress and strain on the PDL was uniform almost in its entirety, but not complete, since the tooth used in the FEM was a human canine with particular 16 anatomy, *i.e.*, individual variation of the root geometry.¹⁷ 17

These results might have occurred because of the nonlinear behavior of the 18 19 PDL, which can alter the center of rotation of the tooth, modifying the force magnitude, even if the moment-to-force ratio is maintained,¹³ and vice versa; *i.e.*, 20 maintaining the magnitude and changing the moment.³² Thus, the teeth do not move 21 22 directly as a result of an application of force but due to the pressure change in different parts of the PDL.¹⁴ 23

24 In this same line of reasoning, it must be considered that when analyzing the principal stress at the same region of the PDL, there can be compression in one 25 26 structure and traction in other; at a given point, compression and traction coexist, and these same magnitudes can be different according to the direction analyzed.¹⁵ 27

28 Unlike previous published studies, this research illustrated the distribution of 29 stress and strain on PDL in all sides of the tooth on tipping and translation 30 movements aiding in a general way the visualization of all responses generated by 31 the FEM in this component of the periodontium.

32 These methodological procedures, as well as drafting more controlled 33 mechanotherapies during orthodontic treatment, which are aided by FEM, would tend 34 to favor the professional during the execution of treatments related to orthodontic

- 1 movements in their patients, allowing the achievement of more secure and reliable
- 2 results.

1 CONCLUSIONS

2

3 Through the distribution of stress and strain observed in PDL on tipping and 4 translation movements, it can be concluded from the FEM that:

- At the beginning of the movement of translation, the stress of compression
 and tension on the PDL denoted a sum of loads/movements higher and more
 uniform, as compared to the movement of tipping;
- 8 2. The movements of tipping and translation were representative and showed 9 results compatible with the expected orthodontic movement, when considering 10 the nonlinear hyperelastic behavior of the PDL.

REFERENCES

- 1. Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B. The finite element method: a tool to study orthodontic tooth movement. J Dent Res. 2005;84(5):428-33.
- Zhao Z, Fan Y, Bai D, Wang J, Li Y. The adaptive response of periodontal ligament to orthodontic force loading - a combined biomechanical and biological study. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2008;23 Suppl 1:S59-66.
- 3. 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(10):1285-92.
- 4. Farah JW, Craig RG, Sikarskie DL. Photoelastic and finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. J Biomech. 1973;6(5):511-20.
- 5. 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(6):499-505.
- Ren Y, Maltha JC, Kuijpers-Jagtman AM. Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: a systematic literature review. Angle Orthod. 2003;73(1):86-92.
- Kanjanaouthai A, Mahatumarat K, Techalertpaisarn P, Versluis A. Effect of the inclination of a maxillary central incisor on periodontal stress: finite element analysis. Angle Orthod. 2012;82(5):812-9. doi: 10.2319/100611-627.1. Epub 2012 Feb 23.
- Vikram NR, Senthil Kumar KS, Nagachandran KS, Hashir YM. Apical stress distribution on maxillary central incisor during various orthodontic tooth movements by varying cemental and two different periodontal ligament thicknesses: A FEM study. Indian J Dent Res. 2012;23(2):213-20.
- 9. Toms SR, Eberhardt AW. A nonlinear finite element analysis of the periodontal ligament under orthodontic tooth loading. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2003;123(6):657-65.
- 10. 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.
- 11.Lin CL, Huang SF, Tsai HC, Chang WJ. Finite element sub-modeling analyses of damage to enamel at the incisor enamel/adhesive interface upon debonding for different orthodontic bracket bases. J Biomech. 2011;44(1):134-42.
- 12. Knox J, Jones ML, Hubsch P, Middleton J, Kralj B. An evaluation of the stress generated in a bonded orthodontic attachment by three different load cases using the Finite Element Method of stress analysis. J Orthod. 2000;27(1):39-46.

- 13. Burstone CJ, Pryputniewicz RJ. Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces. Am J Orthod 1980; 77:396-409.
- 14. Baldwin JJ. Consideration of forces for tooth movement. World J Orthod 2003; 4(3):253-257.
- 15. Viecilli RF, Katona TR, Chen J, Hartsfield JK Jr, Roberts WE. Threedimensional mechanical environment of orthodontic tooth movement and root resorption. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2008;133(6):791.e11-26.
- Proffit W, Fields H, Ackerman J, Bailey L, Tulloch J. Biomechanics and mechanics. In: Contemporary orthodontics. 3rd ed. St Louis: Mosby; 2000. p. 346-7.
- Vollmer D, Bourauel C, Maier K, Jäger A. Determination of the centre of resistance in an upper human canine and idealized tooth model. Eur J Orthod. 1999;21(6):633-48.
- Limbert G, Middleton J, Laizans J, Dobelis M, Knets I. A transversely isotropic hyperelastic constitutive model of the PDL. Analytical and computational aspects. Comput Methods Biomech Biomed Engin. 2003;6(5-6):337-45.
- Wood SA, Strait DS, Dumont ER, Ross CF, Grosse IR. The effects of modeling simplifications on craniofacial finite element models: The alveoli (tooth sockets) and periodontal ligaments. J Biomech. 2011 Jul 7;44(10):1831-8. Epub 2011 May 17.
- 20. Kojima Y, Fukui H. Numerical simulation of canine retraction by sliding mechanics. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2005;127(5):542-51.
- 21. Kojima Y, Fukui H. A numerical simulation of tooth movement by wire bending. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2006;130(4):452-9.
- 22. Kojima Y, Fukui H. Effects of transpalatal arch on molar movement produced by mesial force: a finite element simulation. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2008;134(3):335.e1-7; discussion 335-6.
- 23.Kojima Y, Mizuno T, Fukui H. A numerical simulation of tooth movement produced by molar uprighting spring. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2007;132(5):630-8.
- 24. Liang W, Rong Q, Lin J, Xu B. Torque control of the maxillary incisors in lingual and labial orthodontics: a 3-dimensional finite element analysis. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2009;135(3):316-22.
- 25.Kim T, Suh J, Kim N, Lee M. Optimum conditions for parallel translation of maxillary anterior teeth under retraction force determined with the finite element method. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2010;137(5):639-47.
- 26. Hayashi K, Uechi J, Murata M, Mizoguchi I. Comparison of maxillary canine retraction with sliding mechanics and a retraction spring: a three-dimensional

analysis based on a midpalatal orthodontic implant. Eur J Orthod. 2004;26(6):585-9.

- 27. Raboud DW, Faulkner MG, Lipsett AW, Haberstock DL. Three-dimensional effects in retraction appliance design. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1997;112(4):378-92.
- 28.McGuinness N, Wilson AN, Jones M, Middleton J, Robertson NR. Stress induced by edgewise appliances in the periodontal ligament--a finite element study. Angle Orthod. 1992;62(1):15-22.
- 29. Nakajima A, Murata M, Tanaka E, Arai Y, Fukase Y, Nishi Y, Sameshima G, Shimizu N. Development of three-dimensional FE modeling system from the limited cone beam CT images for orthodontic tipping tooth movement. Dent Mater J. 2007;26(6):882-91.
- 30. Kamble RH, Lohkare S, Hararey PV, Mundada RD. Stress distribution pattern in a root of maxillary central incisor having various root morphologies: a finite element study. Angle Orthod. 2012;82(5):799-805. doi: 10.2319/083111-560.1. Epub 2012 Feb 6.
- 31. Cobo J, Argüelles J, Puente M, Vijande M. Dentoalveolar stress from bodily tooth movement at different levels of bone loss. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1996;110(3):256-62.
- 32. 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(5):681-9.

FIGURES





Fig 1. Three-dimensional image of the maxilla and the teeth. Fig 2. Bracket attached to the canine.



Fig 3. Tipping movement.



Fig 4. Counterclockwise moment.



Fig 5. Clockwise moment.



Fig 6. Periodontal ligament mesh.



Fig 7. View of the application of support on the upper face of the half-maxilla.



Fig 8. View of the application of symmetry in the model.



Fig 9. Three-dimensional mesh model.



Fig 10. Distal (A), palatal (B), mesial (C), buccal (D) and apical (E) views of the distribution of maximum, intermediate and minimum stress on PDL, using nonlinear hyperelastic model, on tipping movement.

Α

В

С

D

Ε



Fig 11. Distal (A), palatal (B), mesial (C), buccal (D) and apical (E) views of the distribution of maximum, intermediate and minimum stress on PDL, using nonlinear hyperelastic model, on bodily movement.

TABLES

Material	Elasticity	Young's moduli (MPa) (E)	Poisson's ratios (v)
Enamel ^a	Linear elastic	84.100	0.30
Dentin ^a	Linear elastic	16.800	0.31
Pulp ^a	Linear elástic	2.000	0.45
Cortical bone ^b	Linear elastic	13.800	0.26
Cancellous bone ^b	Linear elastic	345.000	0.38
Metallic bracket ^a	Linear elastic	210.000	0.30
Composite (Transbond XT) ^a	Linear elastic	8823.000	0.25
Periodontal ligament ^c	Nonlinear hyperelastic	C10=-1.770	0.49
		C1=1.850	0.49
		C20=-0.982	0.49
		C11=3.850	0.49
		C02=-0.323	0.49
	10	D1=0.323	0.49

Table I.	Elastic properties of the materials
----------	-------------------------------------

^a: Lin et al.¹¹; ^b: Qian et al.¹⁰; ^c: Wood et al.¹⁹

Table II. Values obtained for maximum, intermediate and minimum stress on PDL, for traction and compression, by using nonlinear hyperelastic model, on tipping and bodily movement

PRINCIPAL STRESS	MOVEMENT	Traction / Compression	STRESS VALUES (MPa)	
			Periodontal Ligament Model	
			Hyperelastic	
MINIMUM	Tipping	Maximum traction	0.7411	
		Maximum compression	-2.9925	
	Translation	Maximum traction	1.8340	
		Maximum compression	-18.6060	
INTERMEDIATE	Tipping	Maximum traction	1.0476	
		Maximum compression	-1.3187	
	Translation	Maximum traction	6.4952	
		Maximum compression	-12.0180	
MAXIMUM	Tipping	Maximum traction	2.1818	
		Maximum compression	-0.3132	
	Translation	Maximum traction	24.3950	
		Maximum compression	-2.3588	

ANEXOS

1 ANEXO A - REVISÃO DE LITERATURA

2

3 Burstone e Pryputniewicz (1980) avaliaram em seu estudo experimental uma 4 nova ferramenta para verificar a movimentação dentária: o laser holográfico, 5 considerado um recurso fiel que descarta procedimentos invasivos na análise dos dados. Para este estudo in vitro, foi elaborada imagem de um incisivo central, osso 6 7 alveolar e, do LPD com comportamento não-linear, para que fosse aplicada força de 8 200 gramas sobre este dente. Foi investigada a proporção momento-força, centro de 9 resistência e, possíveis centros de rotação, os quais poderiam resultar em 10 movimento de inclinação no sentido lingual, translação ou, movimento de raiz. 11 Conclui-se neste estudo que o comportamento não-linear proposto ao LPD pode 12 resultar em alteração do centro de rotação de um dente, alterando a magnitude de 13 força, mesmo que a proporção momento-força seja mantida.

14 McGuinness et al. (1992) avaliaram por meio do MEF as tensões e 15 deformações produzidas no LPD no início da movimentação ortodôntica. Para esta 16 simulação, foi elaborada imagem tridimensional de um bracket (prescrição 17 Edgewise) e de um canino superior, para que fossem aplicadas forças ortodônticas 18 de 1Newton no sentido mésio-distal, no intuito de se obter mecânica de deslize. Os 19 resultados demonstraram que a tensão máxima produzida na margem cervical do 20 LPD foi de 0,072N/mm², e na região próxima ao forame apical foi de 0,0038N/mm². 21 Concluiu-se que mesmo utilizando mecanoterapia ortodôntica associada à 22 prescrição Edgewise, dificilmente se obtêm o movimento puro de translação dentária 23 ou de corpo.

24 Cobo et al. (1996) buscaram avaliar a distribuição de tensões e deformações 25 no dente, LPD e osso alveolar, quando aplicadas forças ortodônticas sobre um dente 26 com diferentes níveis de inserção óssea. Para análise do MEF, uma força de 250 27 gramas no sentido mesial e outra no sentido distal foram aplicadas na coroa de um 28 canino inferior humano, no intuito de se alcançar o movimento de translação 29 dentária, considerando níveis de inserção óssea reduzidos (2, 4, 6 e 8mm). Os 30 resultados demonstraram uma distribuição de tensões e deformações mais uniforme 31 na região alveolar quando não existia perda de suporte ósseo. Em contra-partida, a 32 medida que esta perda aumentava, os níveis de tensões sobre a crista óssea alveolar se tornavam cada vez maiores. Concluiu-se que os dentes acometidos por
 perda de inserção óssea apresentam maior distribuição de tensões e deformações
 sobre o periodonto e, são mais suscetíveis à perda de suporte ósseo.

4 Raboud et al. (1997) avaliaram guantitativamente o efeito de diferentes 5 sistemas de forcas utilizados em mecânicas de retração dentária em Ortodontia por 6 meio do MEF. Para este estudo, foram elaboradas imagens tridimensionais do 7 complexo dentoalveolar de todos os dentes inferiores, com exceção do canino 8 direito, para que movimentos de inclinação e translação, sob diferentes 9 macanoterapias, fossem realizados neste dente no intuito de retraí-lo. Os resultados 10 demonstraram que a alça em T confeccionada com o material TMA (Titanium 11 Molybdenum Alloy) consegue promover um sistema de forças mais próximo do 12 necessário para se alcançar o movimento de translação do canino. Ainda, se 13 promovida ativação de 40° no sentido lingual no segmento de fio para controlar 14 rotação, também é possível de se obter movimento de corpo do dente analisado. 15 Concluiu-se que a não realização de ativações/dobras no segmento de fio utilizado 16 para retração de caninos, resultou em aumento da rotação/giro em torno do seu 17 longo eixo.

18 Vollmer et al. (1999) investigaram por meio do MEF se alterações na 19 geometria e nas propriedades mecânicas de um canino interferem na localização do 20 centro de resistência (CR) do dente e, na distribuição de tensões e deformações 21 sobre o LPD. Foram elaboradas duas imagens tridimensionais de um canino 22 superior, sendo uma delas fiel a anatomia e, a outra uma simulação simplificada, 23 para que fossem realizados movimentos ortodônticos de inclinação, rotação e 24 translação dentária. Os resultados obtidos de ambas as imagens foram comparados 25 e, levou-se em consideração o comportamento bilinear para avaliação do LPD. Os 26 resultados demonstraram que o CR do canino real e da simulação localizaram-se 27 aproximadamente a 8,2mm e 7,2mm abaixo da crista óssea alveolar. 28 respectivamente. Frente aos movimentos ortodônticos realizados, durante a 29 inclinação dentária houve semelhança de apenas 10% dos resultados entre ambas 30 as imagens e, no movimento de translação diferiu significativamente. Concluiu-se 31 que é muito difícil de se alcançar o movimento puro de translação no MEF quando 32 um modelo realístico de canino é utilizado.

1 Knox et al. (2000) desenvolveram um modelo tridimensional de um bracket 2 ortodôntico aderido à superfície de um dente para determinar a magnitude e 3 distribuição de tensões sobre este conjunto, ao aplicar diferentes tipos de forças 4 ortodônticas. Na análise do MEF, o bracket foi aderido ao primeiro pré-molar superior, com espessura de 271µm do material adesivo, para que fossem aplicadas 5 6 forças verticais (oclusais), horizontais e, rotacionais, durante cisalhamento. Verificou-7 se que as tensões máximas principais provenientes de forcas verticais e rotacionais 8 se distribuíram próximo à periferia do bracket e, uma melhor gualidade de união 9 adesiva pode ser explicada pela maior distribuição de tensões no material adesivo e 10 base do bracket.

11 Proffit et al. (2000) avaliaram a biomecânica e mecânica da movimentação 12 dentária ao considerar as bases biológicas da terapia ortodôntica. Foram abordados 13 fatores como: resposta dos tecidos periodontais frente à aplicação de diferentes 14 tipos de forca, efeitos esqueléticos e deletérios sobre o complexo dentoalveolar, bem 15 como mecanismos relacionados à ancoragem dentária. As informações obtidas 16 levam a compreender que a terapia ortodôntica depende de uma estreita relação 17 entre o dente, estruturas de suporte, magnitude de força e, respostas biológicas, 18 resultando na obtenção de forças ótimas para a realização do movimento dentário.

19 Jones et al. (2001) buscaram desenvolver um modelo tridimensional de um 20 incisivo central superior humano ao aplicar forças ortodônticas sobre a coroa 21 dentária de um grupo de voluntários, no intuito de validar este modelo 22 computadorizado. Foram selecionados 10 pacientes, para que fosse aplicada uma 23 força de 0,39N sobre a coroa do incisivo central, no intuito de avaliar o 24 comportamento dentário e, seus tecidos de suporte, por meio de um equipamento a 25 laser. Os resultados denotaram que o deslocamento dentário variou de 0,012 a 0,133mm, e o local onde apresentou maior distribuição de tensões foi na região da 26 27 crista óssea alveolar (4,77.10⁻³). Concluiu-se por meio deste novo método de 28 avaliação que o LPD apresentou características viscoelásticas e é o principal 29 mediador da movimentação ortodôntica.

Qian et al. (2001) investigaram por meio do MEF se as fibras principais
 (oblíquas e apicais) do LPD apresentam influência na localização do centro de
 resistência (CR) e do centro de rotação (CRot) do dente, e se as mesmas interferem
 na distribuição de tensões e deformações do LPD e osso alveolar durante aplicação

1 de forças ortodônticas. Para este estudo, foi elaborada imagem tridimensional de um 2 canino inferior de um cachorro, contendo o LPD e osso alveolar, para que fossem 3 aplicadas forças de magnitude de 0,68N no sentido vestibular e lingual. Os 4 resultados demonstraram que a orientação das fibras principais e suas propriedades mecânicas não exerceram influência sobre a localização do CR e do CRot, bem 5 como nas tensões sobre o LPD e osso alveolar. Concluiu-se que a incorporação de 6 7 fibras não realísticas ou "genéricas" na análise do MEF resulta em respostas mais 8 fidedignas às simulações se comparado a não incorporação das mesmas nesta 9 avaliação tridimensional.

10 Poppe et al. (2002) avaliaram por meio de experimento in vitro e do MEF os 11 parâmetros de elasticidade do LPD humano no início da movimentação dentária. 12 Para este estudo foram selecionados oito dentes unirradiculares, dentre eles 13 incisivos e caninos, superiores e inferiores, os quais foram submetidos à aplicação 14 de forças ortodônticas que gerassem movimentos de inclinação e translação. Estes 15 foram realizados procedimentos diretamente nos dentes extraídos e, 16 tridimensionalmente por meio do MEF. Os resultados demonstraram que as 17 características não-lineares do LPD, no início da movimentação dentária, podem ser 18 alcançadas ao se utilizar parâmetros de bilinearidade para este constituinte do 19 periodonto. Também foi verificado que o centro de resistência dos dentes 20 unirradiculares analisados localizou-se aproximadamente 42% abaixo da crista 21 óssea alveolar, em sentido apical. Concluiu-se que os parâmetros de elasticidade do 22 LPD de dentes humanos apresentaram valores muito próximos aos encontrados na 23 literatura para dentes multirradiculares de poucos.

24 Toms et al. (2002(A)) verificaram a distribuição de tensões e deformações do 25 LPD por meio da aplicação de forças ortodônticas, conforme preceitos clínicos. Para 26 este estudo foram selecionadas amostras de prés-molares inferiores humanos, 27 recém coletados, de adultos jovens (24 e 27 anos) e idosos (78 e 79 anos), para que 28 se pudessem avaliar respostas não-lineares do LPD, mediante simulação de 29 movimentos ortodônticos de intrusão e extrusão. Verificou-se por meio das curvas de 30 tensão e deformação deste constituinte do periodonto, que o mesmo apresentou 31 características não-lineares, sugerindo que este tipo de modelo deva ser utilizado 32 em estudos que envolvam a análise do MEF.

1 Toms et al. (2002(B)) buscaram estabelecer uma técnica de avaliação do LPD 2 humano mais fidedigna e, que incorporasse propriedades não-lineares e tempo-3 dependentes. Como continuidade de seu trabalho anterior, neste estudo foram 4 selecionadas duas amostras de prés-molares inferiores humanos, recém coletados, de idosos (78 e 79 anos), onde 12 fatias de 0,85mm de espessura foram 5 6 seccionadas ao longo do comprimento radicular, para que respostas guase-lineares 7 do LPD pudessem ser avaliadas mediante simulação de movimento ortodôntico de 8 extrusão. Verificou-se que o método guase-linear proporcionou uma guantificação 9 mais precisa de suas respostas mecânicas, permitindo que sua aplicação seja feita 10 em estudos futuros que considerem este tipo de comportamento ao LPD.

11 Baldwin (2003) revisou conceitos básicos relacionados às forças e aos 12 momentos aplicados durante o tratamento ortodôntico. Dentre os itens estudados, 13 abordou atributos de forças (magnitude, continuidade, constância, direção), critérios 14 para a avaliação de forca (dor. índice de movimentação, mobilidade dentária, 15 conservação da ancoragem, histopatologia) e, o uso de termos técnicos, tais como 16 momentos. Concluiu-se que os dentes não se movimentam diretamente como 17 resultado de aplicação de força, mas devido à alteração de pressão em diversas 18 partes do LPD. Ainda, caso seja possível localizar aproximadamente o centro de 19 resistência, pode-se determinar a configuração aproximada do LPD.

20 Limbert et al. (2003) desenvolveram uma nova formulação e sua 21 implementação prática, para estudar o comportamento do LPD no MEF. As 22 equações constitutivas utilizadas abrangeram algumas das características 23 mecânicas deste constituinte do periodonto: comportamento não-linear, grandes 24 deformações, anisotropia, comportamento distinto sob tensão e compressão e, 25 características fibrosas. Frente aos resultados obtidos, verificou-se a importância de 26 considerar as características biológicas do LPD na avaliação da distribuição de 27 tensões durante análise do MEF.

Toms e Eberhardt (2003) avaliaram por meio do MEF o comportamento linear e não-linear do LPD, considerando-o com espessura uniforme e não-uniforme, quando submetido à aplicação de forças ortodônticas. Amostras de prés-molares inferiores humanos, recém coletados, de adultos jovens (24 e 27 anos), foram coletadas e transformadas em imagens tridimensionais para que se pudessem comparar os comportamentos linear e não-linear elásticos do LPD, mediante simulação de movimentos ortodônticos de inclinação e extrusão, com magnitude de
1N. Os resultados demonstraram que existe diferença na distribuição de tensões e
deformações do LPD ao considerá-lo com espessura uniforme e não-uniforme.
Concluiu-se que a incorporação de propriedades não-lineares a este constituinte do
periodonto resulta em um aumento dramático na distribuição de tensões próximo à
região da margem cervical e terço apical se comparado ao modelo linear.

7 Hayashi et al. (2004) compararam em seu estudo mecânicas ortodônticas 8 para retração inicial de caninos. Foram selecionados oito pacientes de Ortodontia 9 que necessitavam de exodontia dos 1os prés-molares superiores para que fossem 10 realizadas duas mecânicas de retração de caninos: deslize por meio de molas 11 abertas e, ativação da alça de Ricketts, considerando que em cada uma delas a 12 força aplicada foi de aproximadamente 1N. Verificou-se por meio de análise 13 tridimensional, que a força de 1N ou inferior, foi efetiva em ambas os movimentos 14 ortodônticos, porém, a mecânica de deslize obteve melhores respostas em virtude 15 de manter o controle de rotação do canino.

16 Natali et al. (2004) avaliaram o comportamento do LPD por meio de estudo 17 experimental (in vivo) e numérico (MEF) considerando suas propriedades 18 viscoelásticas. Para este estudo, fatores como estrutura (fibras), distribuição das 19 fibras colágenas, anisotropia, dependência do fator tempo, foram considerados para 20 que as respostas obtidas no modelo experimental pudessem ser comparadas ao 21 modelo numérico, sendo este último realizado em porcos adultos. Os resultados 22 demonstraram que as modificações microestruturais (fluxo dos fluidos е 23 reorganização das fibras) encontradas são dependentes das propriedades 24 viscoelásticas do material, bem como do tempo. Concluiu-se que o modelo numérico 25 estudado pode ser implementado nos estudos envolvendo o MEF, principalmente 26 pelo fato de ter apresentado boa correspondência com os respostas obtidas no 27 experimento in vivo.

Cattaneo et al. (2005) buscaram avaliar em seu estudo o impacto do processo de modelagem das estruturas de suporte dentário nos resultados do MEF, bem como relacionar estes dados com as atuais teorias sobre movimentação dentária por meio da Ortodontia. Para esta análise, um modelo tridimensional de mandíbula humana contendo um canino e pré-molar adjacente a ele foi utilizado. Nestes dentes foi aplicada força de 100cN no intuito de verificar a distribuição de tensões e deformação nas estruturas do periodonto, levando-se em consideração os comportamentos linear e bilinear elásticos do LPD. Os resultados demonstraram que as propriedades do LPD e morfologia do osso alveolar influenciam significativamente a distribuição das forças ortodônticas sobre o dente. Concluiu-se por meio deste estudo que a remodelação óssea não pode ser simplesmente baseada no conceito de reabsorção devida à compressão e, neoformação devida à tração.

7 Kojima e Fukui (2005) investigaram um método de simulação numérica 8 tridimensional que permitisse melhor compreensão da movimentação dentária em 9 Ortodontia. Para esta análise, foi utilizado um arco ortodôntico retangular de aço 10 com espessura de .016"x.022", inserido no slot de todos os dentes do arco, para que 11 uma força distal de 2N fosse aplicada para retração de um canino superior por 12 deslize. Os resultados demonstraram um coeficiente de atrito entre bracket e fio no 13 valor de 0,2, bem como inclinação dentária no início do movimento e, translação ao 14 término do mesmo, alcancando novamente sua sua posição vertical. Concluiu-se por 15 meio desta mecânica ortodôntica que quanto maior for a espessura do arco 16 ortodôntico e, menor for a força aplicada, menos inclinação dentária ocorrerá.

17 Kojima e Fukui (2006) desenvolveram um modelo tridimensional por meio do 18 MEF para que permitisse uma melhor compreensão da movimentação dentária em 19 Ortodontia. Por meio da realização de dobras em "v" no fio ortodôntico, foram 20 aplicadas forças de intrusão e inclinação (0,32N) em um canino e primeiro molar 21 inferiores, no intuito de verificar a distribuição de tensões sobre o LPD e osso 22 alveolar. Verificou-se que o movimento dentário foi influenciado pela quantidade de 23 suporte ósseo do dente, ou seja, quanto maior ancoragem utilizada, menor o 24 deslocamento dentário. Apesar disso, é difícil predizer o real posicionamento 25 dentário ao final do movimento, se considerado apenas um sistema inicial de forças.

26 Kojima et al. (2007) investigaram por meio do MEF a distribuição de tensões 27 durante a mecânica ortodôntica de verticalização de molar. Um modelo 28 tridimensional de uma mandíbula com presença de todos os dentes, exceto o 29 primeiro molar inferior do lado esquerdo, foi utilizado para simular movimento de 30 verticalização do segundo molar, por meio da técnica do arco segmentado. Para 31 esta mecânica, serviram de ancoragem os dentes 33, 34 e 35 (unidos com fio 32 ortodôntico retangular .016"x.022"), associados à contenção ortodôntica (unida aos 33 dentes 34, 33, 43 e 44). Verificou-se que a contenção utilizada auxiliou a ancoragem dos dentes 33, 34 e 35 durante a mecanoterapia e, se o segmento de fio ortodôntico
unido ao dente posterior for ativado no sentido lingual próximo à região do canino,
esta ancoragem será ainda mais efetiva, porém, ocorrerá rotação do molar que está
sendo verticalizado.

5 Nakajima et al. (2007) avaliaram por meio do MEF a distribuição de tensões e 6 deformações no complexo dentoalveolar quando realizado movimento ortodôntico de 7 inclinação dentária. Por meio de tomografia computadorizada, foram elaboradas 8 imagens do canino inferior e dos molares superior e inferior, para que fossem 9 aplicadas forças de 1N perpendiculares ao longo eixo dos dentes analisados, no 10 intuito de se obter movimento de inclinação no sentido distal e lingual. Os resultados 11 demonstraram que a distribuição de tensões e deformações se concentrou na região 12 cervical do LPD e da crista óssea alveolar. Concluiu-se que a técnica utilizada neste 13 estudo para análise do MEF é recomendada para determinação individual de forças 14 ótimas durante a movimentação ortodôntica.

15 Natali et al. (2007) avaliaram o comportamento do LPD por meio de estudo 16 numérico (MEF) e experimental (in vitro), para verificar a mobilidade inicial produzida 17 neste constituinte do periodonto quando submetido à aplicação de forças 18 ortodônticas. Para este estudo, foram utilizados oito prés-molares de porcos jovens, 19 todos com duas raízes, para que fossem aplicadas forcas ortodônticas de torque e 20 inclinação, de no máximo 7N, sobre estes dentes. Para que o modelo in vitro 21 pudesse ser comparado ao numérico, foi elaborada imagem tridimensional de um 22 dos prés-molares obtidos, considerando o comportamento não-linear hiperelástico 23 do LPD. Verificou-se que os resultados obtidos em ambos modelos foram bastante 24 similares, permitindo a validação do método aplicado.

25 Cattaneo et al. (2008) verificaram se as propriedades do LPD influenciam nos 26 diferentes tipos de movimentação dentária, por meio do MEF. Um modelo 27 tridimensional de mandíbula humana contendo um canino e pré-molar foi utilizado 28 para que fossem aplicadas forças de 0,5 a 100cN e, momentos-força de 0 a 12, 29 sobre estes dentes, considerando os movimentos ortodônticos de inclinação e 30 translação. Os resultados encontrados demonstraram que ao se alterar a proporção momento-força, diferentes tipos de movimentação ortodôntica foram alcançados, 31 32 sugerindo que os dados encontrados na literatura não podem ser confirmados. 33 Concluiu-se que ao utilizar o comportamento não-linear do LPD, a localização do centro de rotação do dente não permaneceu constante e, isto se deve não somente
 a proporção momento-força utilizada, mas sim à quantidade de força aplicada sobre
 o dente.

4 Kojima e Fukui (2008) investigaram por meio do MEF, se o uso da barra 5 transpalatina auxilia a preservação da ancoragem dentária durante a movimentação 6 ortodôntica. Um modelo tridimensional contendo a imagem dos 1ºs molares 7 superiores foi utilizado para que fosse aplicada força ortodôntica (1N de cada lado) 8 nestes dentes no sentido mesial. Previamente a esta simulação, foi elaborada 9 imagem de uma barra transpalatina, com espessura de .036", contendo a dobra ômega em sua estrutura, aderida aos 1ºs molares superiores, para verificar se 10 11 mediante sua utilização, ocorreria ou não perda de ancoragem. Verificou-se que ao 12 fazer uso da barra transpalatina pôde-se prevenir o movimento transverso e 13 rotacional dos molares, apesar disso, independente de seu uso, a perda de 14 ancoragem dentária foi observada.

15 Qian et al. (2008) simularam por meio do MEF a aplicação de forças 16 ortodônticas sobre um dente, considerando intervalos de ativação similares aqueles 17 utilizados na rotina clínica. Para este estudo foi elaborada imagem tridimensional de 18 um canino inferior, para que forças de inclinação fossem aplicadas diretamente 19 sobre a coroa deste dente ao longo de 30 dias ("intervalo entre as consultas"). Os 20 resultados demonstraram que a maior distribuição de tensões e deformações se 21 concentrou próximo à crista óssea alveolar e ao ápice e, durante as quatro semanas 22 avaliadas, os graus de inclinação foram de 1,52°, 2,76°, 3,75° e 4,59°, 23 respectivamente, obtendo respostas tridimensionais muito próximas às encontradas 24 clinicamente. Concluiu-se que os movimentos ortodônticos aplicados por meio do 25 MEF foram aceitáveis e condizentes com a realidade, sugerindo que o clínico possa 26 utilizá-los como ferramenta no planejamento da terapia ortodôntica de seus 27 pacientes.

Viecilli et al. (2008) avaliaram por meio do MEF a distribuição de tensões de tração e compressão no complexo dentoalveolar. Uma imagem tridomensional de um *bracket* aderido a um canino superior foi elaborada para que forças ortodônticas de 1,2N fossem aplicadas sobre a coroa dentária no intuito de produzir movimentos de inclinação e translação. Os resultados demonstraram que no lado onde ocorreu compressão, somente o LPD apresentou áreas de compressão em todos as direções, porém, com magnitudes diferentes. Concluiu-se que em uma mesma
 região da raiz, osso alveolar e LPD podem coexistir áreas de tensão e compressão
 e, este último componente do periodonto, foi o responsável pelo início do processo
 de mecanotransdução.

5 Zhao et al. (2008) verificaram a distribuição de tensões e deformações do 6 LPD por meio do MEF, ao considerar princípios biomecânicos e biológicos durante a 7 movimentação ortodôntica. Uma imagem tridimensional de um canino superior foi 8 elaborada para que forças de magnitude de 150gramas fossem aplicadas sobre a 9 coroa deste dente, no intuito de produzir movimentos de inclinação e translação. 10 Após obtenção dos resultados provenientes do MEF, também foi realizado estudo in 11 vivo no LPD de ratos para avaliação do colágeno tipo I e, estudo in vivo (também em 12 ratos) para avaliação a nível celular. Verificou-se por meio de todas as análises, 13 mediante resultados biomecânicos e biológicos, que o sistema de força ótima é 14 passível de ser alcancado, podendo-se produzir uma movimentação ortodôntica 15 eficiente.

16 Liang et al. (2009) investigaram o controle de torque nos incisivos superiores 17 em dois tipos de tratamentos ortodônticos por meio do MEF. Um modelo 18 tridimensional de uma maxila contendo os incisivos centrais e laterais foi utilizado 19 para que forças ortodônticas (horizontais, verticais e de controle de torque) 20 fossem aplicadas sobre a coroa destes dentes, no intuito simular tratamento 21 ortodôntico lingual e, vestibular (tradicional). Os resultados demonstraram que uma 22 mesma força aplicada sobre os incisivos promoveu inclinação dentária no tratamento 23 lingual e, translação no tratamento vestibular. Conclui-se então, que deva ser 24 fornecida maior atenção no controle de torque em tratamentos ortodônticos linguais, 25 principalmente em pacientes que necessitam realizar retração de dentes anteriores 26 em casos de extração.

Kim et al. (2010) buscaram avaliar por meio do MEF as condições ideais para se alcançar o movimento de translação dentária durante mecânica ortodôntica de retração de dentes anteriores. Para esta simulação, foi elaborado um modelo tridimensional contendo seis dentes anteriores superiores, bem como suas estruturas de suporte, nos quais foram elaboradas imagens de *brackets*, fios ortodônticos e ganchos (braços de alavanca), para que fosse realizado movimento de retração com força de 150gramas de cada lado. Verificou-se que a posição e 1 comprimento da extensão do braço de alavanca (gancho preso ao fio ortodôntico) 2 intereferem no movimento de retração dos dentes anteriores e, a medida que o 3 mesmo é posicionado da região do incisivo lateral em direção distal (posterior), ele 4 deve ser maior para que se alcance melhores respostas para o movimento de 5 translação dentária.

6 Lin et al. (2011) avaliaram por meio do MEF o comportamento micro-7 mecânico e os possíveis danos causados ao esmalte dentário ao se utilizar 8 diferentes forças para o descolamento de brackets ortodônticos. Para este estudo, 9 dois modelos tridimensionais contendo imagens de brackets com base triangular e 10 quadrada foram utilizados para que fossem submetidos a forças de cisalhamento, 11 tensão. torção, em diferentes interfaces: esmalte/adesivo/bracket е e. 12 esmalte/adesivo. Em ambos os tipos de base analisadas, a concentração de stress 13 ocorreu no interior do adesivo próximo à face oclusal sob cisalhamento e, nas faces 14 mesial e distal em forcas de tração. Quando realizada forca de torção, o stress se 15 concentrou no interior do adesivo no bracket de base quadrada e, nos cantos no de 16 base triangular. Concluiu-se que o bracket de base triangular apresentou menor 17 desempenho e, uma força de cisalhamento é capaz de descolar o acessório 18 ortodôntico mais facilmente que outro tipo de força analisada, com menor risco de 19 dano à superfície do esmalte.

20 Dong-Xu et al. (2011) buscaram avaliar em seu estudo o módulo de 21 elasticidade do LPD. Foram utilizadas oito maxilas humanas e um modelo 22 tridimensional com as mesmas características anatômicas, contendo um incisivo 23 central em todos eles, no intuito de comparar os métodos computadorizado e 24 experimental. Na análise do MEF o LPD assumiu comportamento bilinear e, em 25 ambos os testes foram aplicadas forças ortodônticas (2N) no incisivo central com a 26 finalidade de produzir movimento de translação, para que se pudesse analisar a 27 curva força/deflexão do ligamento. Os resultados denotaram que o modelo de 28 elasticidade denotou características não-lineares frente a análise desta curva e, 29 pôde-se concluir que em estudos futuros o LPD pode ser considerado como um 30 material não-linear ao utilizar o MEF.

31 Grőning et al. (2011) investigaram em seu estudo o comportamento linear do 32 LPD por meio do MEF e, por meio de geometria morfométrica. Um modelo 33 tridimensional de uma mandíbula humana foi selecionado para que fosse simulada mecânica mastigatória de magnitude de 524 e 554N sobre o primeiro molar direito.
Verificou-se que ao considerar o LPD na modelagem, houve alteração na
distribuição de tensões do osso alveolar nas regiões adjacentes ao primeiro molar,
bem como na mandíbula como um todo. Desta forma, recomenda-se que a inclusão
do LPD na análise do MEF seja sempre feita, principalmente quando avaliados
movimentos mastigatórios.

7 Hohmann et al. (2011) investigaram diferentes propriedades do LPD por meio 8 do MEF. Quatro pesquisadores independentes geraram quatro modelos 9 tridimensionais de um mesmo pré-molar para que, cada um deles, elaborasse 10 individualmente diferentes malhas do LPD, considerando seu comportamento linear, 11 e comparasse possíveis modificações na elaboração de um mesmo modelo 12 tridimensional. Os resultados demonstraram que ao analisar o dente, osso alveolar e 13 LPD. diferentes último interferiram as espessuras deste componente 14 significativamente na distribuição de tensões no início da movimentação dentária 15 (inclinação e intrusão). Concluiu-se que existe diferença na elaboração de um 16 mesmo modelo tridimensional e, devido à considerável sensibilidade da análise do 17 MEF, destaca-se a importância de uma reconstrução geométrica mais precisa do 18 LPD.

19 Wood et al. (2011) verificaram a distribuição de tensões e deformações no 20 LPD e osso alveolar de um crânio primata por meio do MEF. Para avaliação, foi 21 elaborada imagem tridimensional de um crânio primata da raça C. apella, contendo a 22 imagem de um terceiro pré-molar superior esquerdo, para que forças mastigatórias 23 com magnitude de 100N fossem simuladas. Durante aplicação destas forças, foram 24 consideradas três simulações: sem a presença do dente e do LPD, com a presença 25 de ambos e, simplesmente preenchido com osso cortical. O LPD, quando 26 considerado, assumiu três tipos de comportamento: linear elástico, não-linear 27 hiperelástico e, viscoelástico. Os resultados demonstraram que quando o LPD foi 28 modelado, a distribuição de tensões sobre o dente não foi significativa e, quando não 29 modelado, as tensões e deformações produzidas sobre o dente foram somente 30 locais, e não generalizadas. Concluiu-se que, se houver necessidade de modelar o 31 LPD em análises tridimensionais que considerem o complexo craniofacial, o 32 comportamento linear é suficiente, se comparado aos demais modelos, por ser 33 considerado mais simples.

1 Kamble et al. (2012) avaliaram a distribuição de tensões sobre a raiz de 2 incisivos centrais superiores com diferentes morfologias radiculares, quando 3 aplicados diferentes tipos de forças ortodônticas, por meio do MEF. Imagens 4 tridimensionais de incisivos centrais superiores com morfologia radicular normal. curta, romba, com dilaceração e, em formato de pipeta, foram utilizadas para 5 6 realização de movimentos ortodônticos de intrusão, extrusão, inclinação e rotação. 7 Os resultados demonstraram que a distribuição de tensões foi maior nos dentes que 8 apresentavam dilaceração radicular (região apical), seguido dos dentes com raízes 9 curtas (terço cervical) e em formato de pipeta (terço médio), para os movimentos de 10 intrusão e extrusão. Concluiu-se que incisivos centrais superiores com morfologias 11 radiculares diferentes da normalidade apresentam maior risco de desencadearem 12 reabsorções radiculares.

13 Kanjanaouthai et al. (2012) avaliaram a influência da inclinação vestibulo-14 lingual do incisivo central superior na magnitude de forca aplicada e na distribuição 15 de tensões sobre o LPD, por meio do MEF. Cinco imagens tridimensionais de 16 incisivos centrais superiores, com inclinação de 0º, 10º, 20º, 30º e 40º, foram 17 utilizadas para que fosse aplicada força de 1N sobre a coroa, no intuito de se 18 alcançar movimentos ortodônticos de inclinação e translação dentária, avaliados por 19 meio das tensões principais máximas. Os resultados demonstraram que com o 20 aumento da inclinação, as tensões de compressão aumentaram e as de tração 21 diminuíram. As regiões de compressão se concentraram sobre o ápice radicular e, 22 as de tração foram observadas próximo ao terço cervical da raiz, por vestibular. 23 Concluiu-se que os incisivos centrais superiores com maior grau de inclinação 24 apresentam maiores áreas de compressão, o que poderia estar associado à maior 25 incidência de reabsorção radicular apical.

26 Vickram et al. (2012) avaliaram por meio do MEF se diferentes espessuras do 27 cemento e LPD interferem na distribuição de tensões e deformações na região apical 28 durante a movimentação ortodôntica. Para este estudo, foi elaborada imagem 29 tridimensional de um incisivo central superior contendo esmalte, dentina, cemento, 30 LPD e osso alveolar, para que fossem realizados movimentos ortodônticos de 31 intrusão, extrusão, rotação e inclinação, considerando espessura de 0,24 a 0,15mm para o LPD e, 200 [micro]m a 1000 [micro]m para o cemento. Os resultados 32 33 demonstraram que houve um aumento na distribuição de tensões na região apical à 1 medida que a espessura do LPD e cemento aumentavam. Ainda, à medida que se 2 aumentava a espessura do cemento, diminuíam as tensões sobre o LPD, e vice-3 versa. Concluiu-se que estes componentes do complexo dentoalveolar são afetados 4 pela movimentação ortodôntica e, diante disso, é necessário controlar a magnitude 5 de força aplicada para prevenir possível reabsorção radicular.

1 ANEXO B – MATERIAL E MÉTODOS (Geral)

2

3 **Considerações Éticas**

Previamente a realização deste estudo, o mesmo foi aprovado pelo Comitê de
Ética e Pesquisa da Pontifícia Universidade Católica do Paraná, sob número de
protocolo 6274 (Anexo C.1, página 149).

7

8 Elaboração do Modelo Tridimensional

9 Um modelo geométrico computacional, obtido por meio de tomografias 10 computadorizadas, referente a um arquivo de computador (formato Parasolid, 11 extensão .x t), proveniente da Empresa SIMCE Consultoria e Engenharia Ltda., 12 parceira do grupo de Bioengenharia da UFPR (Universidade Federal do Paraná), 13 que contém a imagem geométrica tridimensional (3D) de uma maxila humana com 14 todos os dentes, com exceção dos terceiros molares (Anexo D.1, página 153), foi 15 disponibilizado para realização deste estudo, conforme "Autorização da Instituição" 16 (Anexo C.2, página 150), para que pudesse ser exportado e analisado no programa de resolução numérica da Análise de Elementos Finitos ANSYS® versão 12.1 17 18 (Swanson Analysis System Inc., Canonsburg, PA).

19 Também foi originada uma imagem tridimensional de um bracket metálico 20 ortodôntico, modelo Twin-Edge® Standard Edgewise (TP Orthodontics, California, 21 USA) (Fig 1, página 142), do canino superior direito, com as seguintes dimensões 22 (aproximadas) determinadas pelo fabricante: 3,24mm x 3,70mm (largura x altura da 23 base do bracket), e in/out (distância da base do bracket ao slot) de 0,78mm. Este 24 acessório ortodôntico foi aderido à face vestibular do canino superior direito da 25 imagem tridimensional, no centro da coroa dentária, considerando o compósito 26 Transbond XT (3M Unitek, Califórnia, USA) (Lin et al., 2011) como material adesivo, 27 com espessura de 271 µm (Knox et al., 2000).

Após a elaboração desta nova imagem (dente + compósito + *bracket*), foram aplicadas forças ortodônticas, as quais serão descritas a seguir. Ainda, a imagem do 1º pré-molar superior direito, adjacente ao dente no qual foram aplicadas as forças ortodônticas, foi removida do modelo tridimensional para que fosse possível a realização dos movimentos dentários, os quais resultaram no sentido distal.

Fig 1. Bracket ortodôntico TP (Twin-Edge®).

10 Deve-se salientar que o MEF permite representar as propriedades físicas e 11 morfológicas de cada estrutura envolvida no movimento dentário, tornando a 12 simulação mais próxima da realidade (Cattaneo et al., 2005; Qian et al., 2009), 13 motivo pelo qual um modelo geométrico tridimensional rico em detalhes anatômicos 14 foi selecionado para o presente trabalho.

15

1

2

3

4

5

6 7

8

9

16 Aplicação das forças ortodônticas

Duas modalidades de movimentos ortodônticos foram determinadas:
inclinação e translação dentária (Burstone e Pryputniewicz, 1980; Baldwin, 2003;
Viecilli et al., 2008; Zhao et al., 2008).

20 Para estes movimentos, foram consideradas as "Forças ótimas para o 21 movimento dentário ortodôntico", descritas a seguir (Tabela I) (Proffit et al., 2000):

Tipo de movimento	Força* (g)
Inclinação	35-60
Movimento de corpo (translação)	70-120
Verticalização de raiz	50-100
Rotação	35-60
Extrusão	35-60
Intrusão	10-20

Tabela I. Forças Ótimas para o Movimento Dentário Ortodôntico

*Os valores dependem, em parte, do tamanho do dente; valores menores são apropriados para incisivos, os maiores para os posteriores multirradiculados. FONTE: Proffit et al., 2000
Movimento de inclinação dentária (não-controlada)

Nesta modalidade de movimentação, guando determinada força é aplicada na coroa dentária, apenas metade da área do LPD é comprimida, ou seja, forma-se um "diagrama de pressão" que consiste em dois triângulos (Fig 2). Esta aplicação de forca gera alta pressão nas áreas próximas ao ápice radicular e crista alveolar, por esta razão, as forças usadas para inclinar dentes, tanto em experimentos com animais quanto em experimentos clínicos em humanos devem ser bastante baixas, sugerindo não exceder 50 gramas aproximadamente (Proffit et al., 2000), considerando os centros de rotação e resistência do dente, bem como suporte ósseo (Proffit et al., 2000; Baldwin, 2003).



Fig 2. Áreas de compressão do ligamento periodontal no movimento de inclinação dentária.

Para simulação/realização deste movimento, foi aplicada forca (F) no sentido distal de 0,49N, sobre o bracket do canino superior direito (Fig 3, página 144) (Burstone e Pryputniewicz, 1980; Proffit et al., 2000; Baldwin, 2003; Viecilli et al., 2008; Zhao et al., 2008), considerando o nível de inserção óssea, centro de resistência (CR) (distância do ápice do dente até o início da crista alveolar multiplicada por 0,4mm), centro de rotação (Crot) (1,5 a 2,0mm apicalmente ao CR), ponto de aplicação e, direção da força, a qual permitisse que o canino tomasse como linha de orientação o plano oclusal (eixo "x") (Proffit et al., 2000; Baldwin, 2003).



34 (Burstone e Pryputniewicz, 1980; Vollmer et al., 1999; Proffit et al., 2000; Baldwin,

2003; Viecilli et al., 2008; Zhao et al., 2008), para que permitisse que o canino
 tomasse como linha de orientação o plano olcusal (eixo "x"):

- a primeira, no sentido distal, de 0,98N, sobre o bracket (Fig 5);
- a segunda, com um momento anti-inclinação, para que o ápice radicular e a coroa dentária se movam na mesma direção, na mesma proporção, porém em sentido contrário (Fig 6);
 - e uma terceira, no intuito de anular o movimento de rotação dentária produzido quando a força distal é aplicada sobre o bracket (Fig 7).



Fig 5. Movimento de inclinação.

¢ F

Fig 6. Movimento

anti-inclinação.



Fig 7. Movimento antirotação.

20 21

18

19

3

4

5

6

7

8

22 Propriedades do modelo experimental

Mesia

Para análise do MEF, o LPD, a polpa, a dentina, o esmalte, o osso trabecular, o osso cortical, o *bracket* (aço inoxidável) e o adesivo (compósito), foram considerados como tendo comportamento homogêneo, isotrópico, e linearmente elástico, assumindo os seguintes valores para o Coeficiente de *Poisson* e Módulo de *Young* (Tabela II, página 146) (Vollmer et al., 1999; Toms e Eberhardt, 2003; Qian et al., 2008; Lin et al., 2011; Wood et al., 2011):

Material	Elasticidade	Módulo de <i>Youn</i> (MPa) (E)	g Coeficiente de <i>Poisson</i> (v)
Esmalte ^a	Linear elástico	84,100	0,30
Dentina ^a	Linear elástico	16,800	0,31
Polpa ^a	Linear elástico	2,000	0,45
Osso cortical ^b	Linear elástico	13,800	0,26
Osso trabecular ^b	Linear elástico	345,000	0,38
<i>Bracket</i> metálico ^ª	Linear elástico	210,000	0,30
Compósito (Transbond XT) ^a	Linear elástico	8823,000	0,25
Ligamento Periodontal	Linear elástico ^c	0,050	0,45
	Bilinear ^d	0,050	0,30
		0,220	0,30
	Não-linear hiperelástico ^e	C10=-1,770	0,49
		C1=1,850	0,49
		C20=-0,982	0,49
		C11=3,850	0,49
		C02=-0,323	0,49
		D1=0,323	0,49

1 **Tabela II**. Propriedades elásticas dos materiais

(Vollmer et al., 1999^d; Toms e Eberhardt, 2003^c; Qian et al., 2008^b; Lin et al., 2011^a; Wood et al.,
 2011^e)

4

5 Além do comportamento linear elástico, o LPD assumiu mais dois tipos de 6 comportamentos: bilinear e, não-linear hiperelástico, no intuito de verificar a 7 distribuição de tensões e deformações frente à aplicação de forças ortodônticas, 8 descritas anteriormente. Os Módulos de *Young* e Coeficientes de *Poisson* utilizados 9 para caracterizar estes dois modelos do LPD também estão descritos na Tabela II.

Para todas as análises do MEF, o LPD foi modelado considerando uma
espessura uniforme de 0,2mm (Limbert et al., 2003; Qian et al., 2008; Viecilli et al.,
2008).

13

14

15 Análise Estatística

16 O MEF envolvido neste trabalho foi classificado como modelo determinístico,
 17 não sendo aplicada análise estatística.

18

19

20 Análise dos dados

Para avaliação dos resultados, foram utilizados três eixos (X, Y e Z),
 calculados no programa ANSYS[®] para visualização das direções principais. O eixo X
 correspondeu às alterações no plano coronal (sentido ântero-posterior), o eixo Y

identificou as mudanças no plano sagital mediano (transversal), e o Z no plano axial
 (vertical).

Na distribuição dos vetores das direções principais, as áreas correspondentes
às cores quentes, ou valores mais positivos, indicarão regiões de tração, onde as
fibras do ligamento estarão sendo estiradas. As regiões correspondentes às cores
frias, ou valores mais negativos, indicarão regiões de compressão, onde as fibras
periodontais estarão sendo pressionadas (Fig 8).



Fig 8. Escala de cores.

ANEXO C – COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA (CEP)

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

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO PARANÁ Núcleo de Bioética Comitê de Ética em Pesquisa Ciência com Consciência PARECER CONSUBSTANCIADO DE PROTOCOLO DE PESQUISA Parecer Nº 0005300/11 Protocolo CEP Nº 6274 Titulo do projeto Distribuição de tensões e deformações no ligamento periodontal no início da Grupo movimentação dentária simulada por meio do Método de Elementos Finitos Versão 1 Protocolo CONEP 0305.0.084.000-11 Pesquisador responsável FÁBIO RAFAEL TESSAROLLO Instituição SIMCE - Consultoria e Engenharia Ltda. - End. Rua Professor João Barcelos, n.80A, Hauer, Curitiba/PR Objetivos Avaliar se a mudança nas propriedades do ligamento periodontal influencia na distribuição de tensões e deformações no início da movimentação ortodôntica simulada por meio do Método de Elementos Finitos. OBJETIVO(S) ESPECÍFICO(S) • Verificar a distribuição das tensões e deformações no ligamento periodontal, considerando-se três tipos de comportamento do mesmo: linear, bilinear e não-linear hiperelástico; • Demonstrar o comportamento do ligamento periodontal no início dos movimentos de inclinação e translação dental. Comentários e considerações O estudo será observacional, transversal e descritivo. Esta pesquisa não contará com sujeitos de pesquisa. Para realização do estudo, será necessária a obtenção de um arquivo de computador que contém a imagem de um modelo geométrico tridimensional (3D) de uma maxila humana com todos os dentes incluindo o canino (superior) do lado direito. Será utilizado outra imagem tridimensional de um bracket metálico ortodôntico de canino superior direito. (Seres vivos não participarão deste trabalho). Termo de consentimento livre e esclarecido e/ou Termo de compromisso para uso de dados. Não se aplica, por não existir sujeitos de pesquisa, e por não utilizar dados dos mesmos. Conclusões Por utilizar um "modelo", uma representação de um maxilar humano não demonstra a necessidade de passar por este comitê. Sendo que, o sistema CEP/CONEP garante a integridade de sujeito de pesquisa, que nesta pesquisa não faz parte. Devido ao exposto, o Comitê de Ética em Pesquisa da PUCPR, de acordo com as exigências das Resoluções Nacionais 196/96 e demais relacionadas a pesquisas envolvendo seres humanos, em reunião realizada no dia: 14/09/2011, manifesta-se por considerar o projeto Retirado. Situação Retirado Curitiba, 14 de Setembro de 2011. Prof.MSc.Naim Akel Filho Coordenador do Comitê de Ética em Pesquisa PUC PR

C.2 – Autorização para utilizar o banco de dados da Empresa SIMCE Consultoria e Engenharia Ltda.

AUTORIZAÇÃO DA INSTITUIÇÃO

EU LEANDRG FEN KARAM , abaixo assinado, responsável pela Empresa SIMCE Consultoria e Engenharia Ltda., Simcebio - Departamento de Simulação Numérica em Bioengenharia, localizada na Rua Professor João Soares Barcelos, 80 A Hauer, CEP 81630-060, Curitiba/PR, CNPJ nº 10.804.873/0001-00, autorizo a utilização de um arquivo de computador (formato Parasolid, extensão .x t, que será reproduzido no programa ANSYS - Swanson Analysis Systems, Inc., versão 8.0), propriedade do grupo de Bioengenharia, que contém a imagem de um modelo geométrico tridimensional (3D) de uma maxila humana com todos os dentes, para a realização do estudo "Distribuição de tensões e deformações no ligamento periodontal no início da movimentação dentária simulada por meio do Método de Elementos Finitos", a ser conduzido pelos pesquisadores abaixo relacionados. Fui informado pelo responsável do estudo sobre as características e objetivos da pesquisa, bem como das atividades que serão realizadas na instituição/empresa a qual represento.

Declaro ainda ter lido e concordar com o parecer ético emitido pelo CEP da instituição proponente, conhecer e cumprir as Resoluções Éticas Brasileiras, em especial a Resolução CNS 196/96. Esta instituição está ciente de suas co-responsabilidades como instituição coparticipante do presente projeto de pesquisa e de seu compromisso no resguardo da segurança e bem-estar dos pesquisadores e materiais nela recrutados, dispondo de infra-estrutura necessária para a garantia de tal segurança e bem-estar.

Curitiba (PR), 15 de A605T0 de 2011.

SIMCE Consultoria e Engenharia Ltda.

X

CURITIBA - PR -

Responsável instituciona 110,804.873/0001-0 SIMCE CONSULTORIA E ENGENHARIA LTDA Rua Marco Bigarella, 181 Tarumă - CEP: 82530-350 LISTA NOMINAL DE PESQUISADORES: Fábio Rafael Tessarollo (Pesquisador responsável) Prof. Dr. Orlando Motohiro Tanaka (Orientador)

C.3 – Termo de Compromisso de Utilização de Dados

TERMO DE COMPROMISSO DE UTILIZAÇÃO DE DADOS

Nós, Fábio Rafael Tessarollo (aluno do Doutorado em Odontologia/Ortodontia) e Prof. Dr. Orlando Motohiro Tanaka (Orientador), abaixo assinados, pesquisadores envolvidos no projeto de título: "Distribuição de tensões e deformações no ligamento periodontal no início da movimentação dentária simulada por meio do Método de Elementos Finitos", que será realizado entre os anos de 2011 e 2013, nos comprometemos a manter a confidencialidade sobre os dados coletados provenientes dos arquivos da Empresa SIMCE Consultoria e Engenharia Ltda., Simcebio - Departamento de Simulação Numérica em Bioengenharia, localizada na Rua Professor João Soares Barcelos, 80 A Hauer, CEP 81630-060, Curitiba – PR, CNPJ nº 10.804.873/0001-00, bem como a privacidade de seus conteúdos, como preconizam os Documentos Internacionais e a Res. 196/96 do Ministério da Saúde.

Informo que os dados a serem coletados dizem respeito a um **arquivo de computador** (formato *Parasolid*, extensão .*x_t*, que será reproduzido no programa *ANSYS* - *Swanson Analysis Systems, Inc.*, versão 8.0), propriedade do grupo de Bioengenharia, que contém a imagem de um modelo geométrico tridimensional (3D) de uma maxila humana com todos os dentes, obtido em estudos prévios realizados pela **SIMCE Consultoria e Engenharia Ltda.** entre os anos de 2009 e 2011.

Curitiba (PR), <u>15</u> de <u>AGOSTO</u> de 2011.

Nome

R.G.

Assinatura

3429433-3 SSP/SC

Orlando Motohiro Tanaka

Fábio Rafael Tessarollo

1173666 SESP/PR

ANEXO D – FIGURAS ADICIONAIS

D.1 – Modelagem da maxila completa



D.2 Modelagem da maxila (transparente)



D.3 – Modelagem do esmalte



D.4 – Modelagem da dentina



D.5 – Modelagem da polpa



D.6 – Modelagem do ligamento periodontal



D.7 – Modelagem do osso trabecular



D.8 – Modelagem do osso cortical



ANEXO E – Normas para publicação dos artigos:

E.1 – Artigo 1 – Periódico: The Angle Orthodontist

Information for Contributors

Please organize and enter your Original Article manuscript using the following headings (Case reports and other types of articles may vary):

COVER LETTER - Must contain the following:

Copyright Releases - The following written statement, signed by one of the authors and acting on behalf of all of the authors, must accompany all manuscripts:

"The undersigned author transfers all copyright ownership of the manuscript (fill in the title of your manuscript) to *The Angle Orthodontist* in the event the work is published. The undersigned author warrants that the article is original, is not under consideration for publication by another journal and has not been previously published. I sign for and accept responsibility for releasing this material on behalf of *any* and all coauthors."

Direct quotations, tables or images that have appeared elsewhere in copyrighted material must be accompanied by a signed release from the copyright owner. Complete information identifying the source of the material is required.

Patient Releases - A signed release must be obtained for all images that contain identifiable patients or human subjects. These releases must be retained indefinitely by the Corresponding Author. A cover letter must be submitted with the manuscript attesting to the fact that all applicable patient releases were obtained and are on file with the Corresponding Author.

Each release statement must be on a separate page, include the manuscript title, all authors' names and contain a copy of the following statement signed by the patient:

"I hereby grant all rights to publish photographs or other images of me in the above manuscript where I appear as a patient or subject without payment of any kind. I have been informed that any images of me that do appear may be modified."

• ARTICLE FILE

Articles must be original and written in clear English. The total article file must be entered as one document and must contain the Title, Abstract, Text References and Figure Legends. The article file must not exceed a maximum of 3500 words. To determine the number of words in your document, go to the toolbar, click on tools and then click on word count.

Please enter only the following items in the article file:

• **Title** of the manuscript

• **Abstract** - *The Angle Orthodontist* is using a structured abstract which must be limited to 250 words. The abstract should conform to the following outline and not contain an introduction, literature review or discussion.

ABSTRACT

Objective: List the specific goal(s) of the research.

Materials and Methods: Briefly describe the procedures you used to accomplish this work. Leave the small details for the manuscript itself.

Results: Identify the results that were found as a result of this study. **Conclusion:** List the specific conclusion(s) that can be drawn based on the results of this study.

• **Manuscript text -** Please remove all references to the author's identity or institutions as manuscripts are peer reviewed anonymously. An original article text will contain the following in order:

INTRODUCTION - This section states the purpose of the research and includes a brief summary of the literature describing the current state of the field.

MATERIALS AND METHODS - This section states exactly what was done and should enable a reader to replicate the work. Materials or methods described elsewhere in the literature can be referenced without repeating these details. Identify teeth using the full name of the tooth or the FDI annotation. If human subjects or animals were involved in the work, this section must contain a statement that the rights of the human or animal subjects were protected and approval was obtained from an identified institutional review board, or its equivalent.

RESULTS - This section should describe the objective findings without any comment on their significance or relative importance. Cite all tables and figures in sequential order in the text.

DISCUSSION - Only this section allows you freedom to interpret your data and to give your opinion of the value of your findings relative to previous work. All opinions must be limited to this section.

CONCLUSION - This section states what conclusions can be drawn specifically from the research reported. Bullet points are preferred. Do not repeat material from other sections..

REFERENCES - References cited must refer to published material. Number references consecutively in order of their appearance in the manuscript using superscript and Arabic numerals. References to "personal communication" or unpublished theses are not acceptable. The style and punctuation of references should strictly conform to *American Medical Association Manual of Style: A Guide for Authors and Editors*, 9th ed (Baltimore, Md: Williams & Wilkins; 1998). Consult previous issues of The Angle Orthodontist for guidance (Available at http://www.angle.org).

FIGURE LEGENDS - All figures must be numbered sequentially in the manuscript and a legend for each figure must appear in this section.

• TABLE FILES

Each table must be in WORD or EXCEL format and entered as a separate file. Each table must have its own legend accompanying it, numbered with Arabic numerals and sequentially referred to in the text. All abbreviations used in the table must be defined in a footnote. Use * P=.05; ** P=.01; *** P=.001; *** P=.001; *** P=.001 as needed. Tables cannot be in pictorial or image formats. Pictorial or image formats are figures and must be entered as figures.

• FIGURE FILES

Each figure must be of sufficient resolution for high quality publication usually in TIFF or EPS format. All images need to be at 300 DPI when the figure is of the size to be used in publication.

If you enter a large image at 300 DPI and reduce it to a much smaller size for publication, this will increase the DPI and the image will be very heavy and slow to open electronically. If you enter a small image (such as a 35 mm picture) and plan to enlarge it for publication, it needs to be entered at more than 300 DPI since enlargement will only reduce the resolution.

Figures in WORD or presentation software such as PowerPoint, Corel Draw or Harvard Graphics do not contain sufficient resolution for publication and will not be accepted. Authors will be charged for publication of figures in color.

Manuscript Review

After you have entered your manuscript, you will receive automated responses from the system as the manuscript is processed. You may also follow the progress of your manuscript via the web site and your own password you created when you first entered the system.

Your manuscript will be peer reviewed and the reviewers' comments will be sent to you. Please allow adequate time for this process. Our automated system is instantaneous, but the reviewers are busy people who donate their expertise and time.

A manuscript returned to an author with suggested revisions must be returned within 3 months. Revised manuscripts returned after this time will be considered new submissions.

After the revisions are complete, the editor will submit the manuscript to the printer and an electronic copy of your galley proof will be sent to you for corrections and final approval. Expect the figures in the galley proof to be of low resolution for ease of transmission. The final publication will contain your high quality figures.

Reprints

Reprints are available through special order for a nominal charge. Your galley copy will contain an order form for you to request any reprints desired. When you complete this application, return it directly to the printer. Reprints are not sent out or billed to you until the printed copy of you article is mailed out.

General Information

The E. H. Angle Education and Research Foundation invites manuscripts concerning the dental and craniofacial complex. Original research, clinical observations and review articles as well as guest editorials, letters to the editor and case reports are welcome.

Articles are peer reviewed and subject to editorial revision. Statements and opinions expressed in articles are not necessarily those of the editor or publisher. The editor and the publisher disclaim any responsibility or liability for such material.

The Angle Orthodontist is now ONLINE for all manuscript submissions and review. Please go to the Internet: <u>http://angle.allentrack.net/</u> and follow the easy instructions for manuscript submission. If you have questions regarding the submission of your manuscript, please e-mail those questions to <<u>rijsaacson@aol.com</u>>.

top 📥

© 2012 The E. H. Angle Education and Research Foundation <u>Allen Press, Inc.</u> prints*The Angle Orthodontist* <u>Allen Press, Inc.</u> assists in the online publication of *The Angle Orthodontist* Technology Partner - Atypon Systems, Inc.

E.2 – Artigo 2 – Periódico: American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics

	is 🚮		
AMO Member Log In Login Regis	ster 🗸		
Home Issues - Back Issues - Collections - For Authors - Journal Information - Subscribe AAO - AJODO Blog More Periodicals -			
Search for In All Fields Go Advanced Search			
Information for Authors			
Electronic manuscript submission and review			
The <i>American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics</i> uses the <i>Elsevier Editorial System</i> (<i>EES</i>), an online manuscript submission and review system. To submit or review an article, please go to the AJO-DO EES website: <u>ees.elsevier.com/ajodo</u> .			
Send other correspondence to:			
Dr. Vincent G. Kokich, DDS, MSD, Editor-in-Chief <i>American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics</i> University of Washington Department of Orthodontics, D-569 HSC Box 357446 Seattle, WA 98195-7446 Telephone (206) 221-5413 E-mail: <u>vgkokich@u.washington.edu</u>			
General Information			
The American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics publishes original research, reviews, case reports, clinical material, and other material related to orthodontics and dentofacial orthopedics.			
Submitted manuscripts must be original, written in English, and not published or under consideration elsewhere. Manuscripts will be reviewed by the editor and consultants and are subject to editorial revision Authors should follow the guidelines below.	۱.		
Statements and opinions expressed in the articles and communications herein are those of the author(s) and not necessarily those of the editor(s) or publisher, and the editor(s) and publisher disclaim any responsibility or liability for such material. Neither the editor(s) nor the publisher guarantees, warrants, or endorses any product or service advertised in this publication; neither do they guarantee any claimmade by themanufacturer of any product or service. Each reader must determine whether to act on the informationin this publication, and neither the <i>Journal</i> nor its sponsoring organizations shall be liable for any injury due to the publication of erroneous information.			
Guidelines for Original Articles			
Submit Original Articles via EES: ees.elsevier.com/ajodo .			
Before you begin, please review the guidelines below. To view a 7-minute video explaining how to prepare your article for submission, go to Video on Manuscript Preparation.	е		
 Title Page. Put all information pertaining to the authors in a separate document. Include the title of the article, full name(s) of the author(s), academic degrees, and institutional affiliations and positions; identify the corresponding author and include an address, telephone and fax numbers, and an e-mail address. This information will not be available to the reviewers. Abstract. Structured abstracts of 200 words or less are preferred. A structured abstract contains the following sections: Introduction, describing the problem; Methods, describing how the study was performed; Results, describing the primary results; and Conclusions, reporting what the authors conclude from the findings and any clinical implications. 			

3. Manuscript. The manuscript proper should be organized in the following sections: Introduction and literature review, Material and Methods, Results, Discussion, Conclusions, References, and figure captions. Express measurements in metric units, whenever practical. Refer to teeth by their full name or their FDI tooth number. For style questions, refer to the *AMA Manual of Style*, 9th edition. Cite references selectively, and number them in the order cited. Make sure that all references have been mentioned in the text. Follow the format for references in "Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical Journals" (Ann Intern Med 1997;126:36-47); **Http://www.icmje.org**. Include the list of references with the manuscript proper. Submit figures and tables separately (see below); <u>do not embed figures</u> in the word processing document.

4. Figures. Digital images should be in TIF or EPS format, CMYK or grayscale, at least 5 inches wide and at least 300 pixels per inch (118 pixels per cm). Do not embed images in a word processing program. If published, images could be reduced to 1 column width (about 3 inches), so authors should ensure that figures will remain legible at that scale. For best results, avoid screening, shading, and colored backgrounds; use the simplest patterns available to indicate differences in charts. If a figure has been previously published, the legend (included in the manuscript proper) must give full credit to the original source, and written permisson from the original publisher must be included. Be sure you have mentioned each figure, in order, in the text.

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

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

7. Copyright release. In accordance with the Copyright Act of 1976, which became effective February 1, 1978, all manuscripts must be accompanied by the following written statement, signed by all authors: "The undersigned author(s) transfers all copyright ownership of the manuscript **[insert title of article here]** to the American Association of Orthodontists in the event the work is published. The undersigned author(s) warrants that the article is original, does not infringe upon any copyright or other proprietary right of any third party, is not under consideration by another journal, has not been previously published, and includes any product that may derive from the published journal, whether print or electronic media. I (we) sign for and accept responsibility for releasing this material." Scan the printed <u>copyright release</u> and submit it via EES.

8. Use the International College of Medical Journal Editors Form for the Disclosure of Conflict of Interest (ICMJE Conflict of Interest Form). If the manuscript is accepted, the disclosed information will be published with the article. The usual and customary listing of sources of support and institutional affiliations on the title page is proper and does not imply a conflict of interest. Guest editorials, Letters, and Review articles may be rejected if a conflict of interest exists.

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

10. Systematic Reviews and Meta-Analyses must be accompanied by the current PRISMA checklist and flow diagram (go to <u>Video on CONSORT and PRISMA</u>). For complete instructions, see our <u>Guidelines for</u> <u>Systematic Reviews and Meta-Analyses</u>.

11. Randomized Clinical Trials must be accompanied by the current CONSORT statement, checklist, and flow diagram (go to <u>Video on CONSORT and PRISMA</u>). For complete instructions, see our <u>Guidelines for</u> Randomized Clinical Trials.

Other Articles

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

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

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

Miscellaneous Submissions

Letters to the Editor and their responses appear in the Readers' Forum section and are encouraged to stimulate healthy discourse between authors and our readers. Letters to the Editor must refer to an article that was published within the previous six (6) months and must be less than 500 words including references. Send letters or questions directly to the editor, via e-mail: <u>vgkokich@u.washington.edu</u>. Submit a signed copyright release with the letter.

Brief, substantiated commentary on subjects of interest to the orthodontic profession is published occasionally as a Special Article. Submit Guest Editorials and Special Articles via the Web site.

Books and monographs (domestic and foreign) will be reviewed, depending upon their interest and value to subscribers. Send books to the Editor in Chief, Dr. Vincent G. Kokich, Department of Orthodontics, University of Washington D-569, HSC Box 357446, Seattle, WA98195-7446. They will not be returned.

Checklist for authors

_____Title page, including full name, academic degrees, and institutional affiliation and position of each author, and author to whom correspondence and reprint requests are to be sent, including address, business and home phone numbers, fax numbers, and e-mail address

____Abstract

____Article proper, including references and figure legends

____Figures, in TIF or EPS format

Tables

Copyright release statement, signed by all authors

Photographic consent statement(s)

ICMJE Conflict of interest statement

Permissions to reproduce previously published material

Updated January 2012

ANEXO F – REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS (Gerais)

Baldwin JJ. Consideration of forces for tooth movement. World J Orthod 2003; 4(3):253-257.

Burstone CJ, Pryputniewicz RJ. Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces. Am J Orthod 1980; 77:396-409.

Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B. The finite element method: a tool to study orthodontic tooth movement. J Dent Res. 2005 May;84(5):428-33.

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 May;133(5):681-9.

Cobo J, Argüelles J, Puente M, Vijande M. Dentoalveolar stress from bodily tooth movement at different levels of bone loss. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1996 Sep;110(3):256-62.

Dong-Xu L, Hong-Ning W, Chun-Ling W, Hong L, Ping S, Xiao Y. Modulus of elasticity of human periodontal ligament by optical measurement and numerical simulation. Angle Orthod. 2011 Mar;81(2):229-36.

Farah JW, Craig RG, Sikarskie DL. Photoelastic and finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. J Biomech. 1973 Sep;6(5):511-20.

Gröning F, Fagan MJ, O'Higgins P. The effects of the periodontal ligament on mandibular stiffness: a study combining finite element analysis and geometric morphometrics. J Biomech. 2011 Apr 29;44(7):1304-12. Epub 2011 Feb 2.

Hayashi K, Uechi J, Murata M, Mizoguchi I. Comparison of maxillary canine retraction with sliding mechanics and a retraction spring: a three-dimensional analysis based on a midpalatal orthodontic implant. Eur J Orthod. 2004 Dec;26(6):585-9.

Hohmann A, Kober C, Young P, Dorow C, Geiger M, Boryor A, Sander FM, Sander C, Sander FG. Influence of different modeling strategies for the periodontal ligament on finite element simulation results. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2011 Jun;139(6):775-83.

Jones ML, Hickman J, Middleton J, Knox J, Volp C. A validated finite element method study of orthodontic tooth movement in the human subject. J Orthod. 2001 Mar;28(1):29-38.

Kamble RH, Lohkare S, Hararey PV, Mundada RD. Stress distribution pattern in a root of maxillary central incisor having various root morphologies: a finite element study. Angle Orthod. 2012 Sep;82(5):799-805. doi: 10.2319/083111-560.1. Epub 2012 Feb 6.

Kanjanaouthai A, Mahatumarat K, Techalertpaisarn P, Versluis A. Effect of the inclination of a maxillary central incisor on periodontal stress: finite element analysis. Angle Orthod. 2012 Sep;82(5):812-9. doi: 10.2319/100611-627.1. Epub 2012 Feb 23.

Kim T, Suh J, Kim N, Lee M. Optimum conditions for parallel translation of maxillary anterior teeth under retraction force determined with the finite element method. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2010 May;137(5):639-47.

Knox J, Jones ML, Hubsch P, Middleton J, Kralj B. An evaluation of the stress generated in a bonded orthodontic attachment by three different load cases using the Finite Element Method of stress analysis. J Orthod. 2000 Mar;27(1):39-46.

Kojima Y, Fukui H. Numerical simulation of canine retraction by sliding mechanics. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2005 May;127(5):542-51.

Kojima Y, Fukui H. A numerical simulation of tooth movement by wire bending. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2006 Oct;130(4):452-9.

Kojima Y, Mizuno T, Fukui H. A numerical simulation of tooth movement produced by molar uprighting spring. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2007 Nov;132(5):630-8.

Kojima Y, Fukui H. Effects of transpalatal arch on molar movement produced by mesial force: a finite element simulation. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2008 Sep;134(3):335.e1-7; discussion 335-6.

Liang W, Rong Q, Lin J, Xu B. Torque control of the maxillary incisors in lingual and labial orthodontics: a 3-dimensional finite element analysis. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2009 Mar;135(3):316-22.

Limbert G, Middleton J, Laizans J, Dobelis M, Knets I. A transversely isotropic hyperelastic constitutive model of the PDL. Analytical and computational aspects. Comput Methods Biomech Biomed Engin. 2003 Oct-Dec;6(5-6):337-45.

Lin CL, Huang SF, Tsai HC, Chang WJ. Finite element sub-modeling analyses of damage to enamel at the incisor enamel/adhesive interface upon de-bonding for different orthodontic bracket bases. J Biomech. 2011 Jan 4;44(1):134-42. Epub 2010 Sep 15.

Lindhe J, Karring T. The anatomy of the periodontium. In: Lindhe J. Clinical Periodontology. 2nd ed. Copenhagen: Munksgaard; 1992. p. 19–69.

Lotti RS, Machado AW, Mazzieiro ET, Júnior JL. Scientific applicability of the finite element method. R Dental Press Ortodon Ortop Facial. 2006 Mar./abril; 11(2):35-43.

McGuinness N, Wilson AN, Jones M, Middleton J, Robertson NR. Stress induced by edgewise appliances in the periodontal ligament--a finite element study. Angle Orthod. 1992 Spring;62(1):15-22.

Nakajima A, Murata M, Tanaka E, Arai Y, Fukase Y, Nishi Y, Sameshima G, Shimizu N. Development of three-dimensional FE modeling system from the limited cone beam CT images for orthodontic tipping tooth movement. Dent Mater J. 2007 Nov;26(6):882-91.

Natali AN, Pavan PG, Scapta C. Numerical analysis of tooth mobility: formulation of a non-linear constitutive law for the periodontal ligament. Dent Mater 2004;20:623–9.

Natali AN, Carniel EL, Pavan PG, Bourauel C, Ziegler A, Keilig L. Biomechanical response of periodontal ligament of multi-rooted tooth. J Biomech 2007;40(8):1701–8.

Poppe M, Bourauel C, Jäger A. Determination of the elasticity parameters of the human periodontal ligament and the location of the center of resistance of single-rooted teeth a study of autopsy specimens and their conversion into finite element models. J Orofac Orthop. 2002 Sep;63(5):358-70.

Proffit W, Fields H, Ackerman J, Bailey L, Tulloch J. Biomechanics and mechanics. In: Contemporary orthodontics. 3rd ed. St Louis: Mosby; 2000. p. 346-7.

Qian H, Chen J, Katona TR. The influence of PDL principal fibers in a 3-dimensional analysis of orthodontic tooth movement. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2001 Sep;120(3):272-9.

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. Epub 2007 Oct 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 Oct;25(10):1285-92. Epub 2009 Jun 27.

Raboud DW, Faulkner MG, Lipsett AW, Haberstock DL. Three-dimensional effects in retraction appliance design. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1997 Oct;112(4):378-92.

Reitan K. Some factors determining the evaluation of forces in orthodontics. Am J Orthod 1957; 43(1):32-45.

Reitan K. Effects of force magnitude and direction of tooth movement on different alveolar bone types. Angle Orthod 1964; 34(4):244-55.

Ren Y, Maltha JC, Kuijpers-Jagtman AM. Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: a systematic literature review. Angle Orthod. 2003 Feb;73(1):86-92.

Storey E. The nature of tooth movement. Am J Orthod. 1973 Mar;63(3):292-314.

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 Dec;92(6):499-505.

Toms SR, Lemons JE, Bartolucci AA, Eberhardt AW. Nonlinear stress–strain behaviour of periodontal ligament under orthodontic loading. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2002;122:174–9. (A)

Toms SR, Dakin GJ, Lemons JE, Eberhardt AW. Quasi-linear viscoelastic behavior of the human periodontal ligament. J Biomech 2002;35:1411–5. (B)

Toms SR, Eberhardt AW. A nonlinear finite element analysis of the periodontal ligament under orthodontic tooth loading. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2003 Jun;123(6):657-65.

Turner CH, Pavalko FM. Mechanotransduction and functional response of the skeleton to physical stress: the mechanisms and mechanics of bone adaptation. J Orthop Sci. 1998;3(6):346-55.

Viecilli RF, Katona TR, Chen J, Hartsfield JK Jr, Roberts WE. Three-dimensional mechanical environment of orthodontic tooth movement and root resorption. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2008 Jun;133(6):791.e11-26.

Vikram NR, Senthil Kumar KS, Nagachandran KS, Hashir YM. Apical stress distribution on maxillary central incisor during various orthodontic tooth movements by varying cemental and two different periodontal ligament thicknesses: A FEM study. Indian J Dent Res. 2012 Mar;23(2):213-20.

Vollmer D, Bourauel C, Maier K, Jäger A. Determination of the centre of resistance in an upper human canine and idealized tooth model. Eur J Orthod. 1999 Dec;21(6):633-48.

Wilson AN, Middleton J, Jones ML, McGuinnes NJ. The finite element analysis of stress in the periodontal ligament when subject to vertical orthodontic forces. Br J Orthod 1994;21:161–7.

Wood SA, Strait DS, Dumont ER, Ross CF, Grosse IR. The effects of modeling simplifications on craniofacial finite element models: The alveoli (tooth sockets) and periodontal ligaments. J Biomech. 2011 Jul 7;44(10):1831-8. Epub 2011 May 17.

Zhao Z, Fan Y, Bai D, Wang J, Li Y. The adaptive response of periodontal ligament to orthodontic force loading - a combined biomechanical and biological study. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2008;23 Suppl 1:S59-66. Epub 2007 Dec 19.