



UNESP - Universidade Estadual Paulista
“Júlio de Mesquita Filho”
Faculdade de Odontologia de Araraquara



Luís Filipe Siu Lon

Análise das tensões resultantes da verticalização de segundos molares inferiores utilizando mecânicas segmentadas – um estudo pelo método dos elementos finitos

Araraquara
2019



UNESP - Universidade Estadual Paulista
“Júlio de Mesquita Filho”
Faculdade de Odontologia de Araraquara



Luís Filipe Siu Lon

Análise das tensões resultantes da verticalização de segundos molares inferiores utilizando mecânicas segmentadas – um estudo pelo método dos elementos finitos

Tese apresentada à Universidade Estadual Paulista (Unesp), Faculdade de Odontologia, Araraquara para obtenção do título de Doutor em Ciências Odontológicas, na Área de Ortodontia.

Orientador: Prof. Dr. Dirceu Barnabé Ravelli

Araraquara

2019

Lon, Luís Filipe Siu

Análise das tensões resultantes da verticalização de segundos molares inferiores utilizando mecânicas segmentadas: um estudo pelo método dos elementos finitos / Luís Filipe Siu Lon. -- Araraquara: [s.n.], 2019
73 f.; 30 cm.

Tese (Doutorado em Ciências Odontológicas) –
Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia
Orientador: Prof. Dr. Dirceu Barnabé Ravelli

1. Análise de elementos finitos 2. Técnicas de movimentação dentária 3. Dente molar I. Título

Ficha catalográfica elaborada pela Bibliotecária Ana Cristina Jorge, CRB-8/5036

Universidade Estadual Paulista (Unesp), Faculdade de Odontologia, Araraquara

Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação

Luís Filipe Siu Lon

Análise das tensões resultantes da verticalização de segundos molares inferiores utilizando mecânicas segmentadas – um estudo pelo método dos elementos finitos

Comissão julgadora

Tese para obtenção do grau de Doutor em Ciências Odontológicas, na Área de Ortodontia

Presidente e Orientador.....Prof. Dr. Dirceu Barnabé Ravelli

2º Examinador.....Prof. Dr. Ary dos Santos Pinto

3º Examinador.....Profa. Dra. Lídia Parsekian Martins

4º Examinador.....Prof. Dr. Arnaldo Pinzan

5º Examinador.....Prof. Dr. Odilon Guariza Filho

Araraquara, 08 de Março de 2019.

DADOS CURRICULARES

Luís Filipe Siu Lon

NASCIMENTO	15/11/1969 – Beira – Moçambique
FILIAÇÃO:	Yin Ton Ta Go Lina
1989 a 1993	Graduação em Odontologia. Pontifícia Universidade Católica do Paraná (PUCPR).
1996 a 1999	Curso de Especialização em Ortodontia e Ortopedia Facial. Universidade Metodista de São Paulo (UMESP).
2007 a 2008	Mestrado em Odontologia, área de concentração Ortodontia. Pontifícia Universidade Católica do Paraná (PUCPR).
2015 a 2019	Doutorado em Ciências Odontológicas, área de concentração Ortodontia. Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” (FOAr/UNESP).

Aos meus pais, Yin e Lina,

responsáveis pela minha formação intelectual e moral. A eles a minha eterna gratidão, pela dedicação e apoio durante a minha vida. Vocês são pessoas que me inspiram.

A minha querida e amada esposa Beatriz,

pelo amor, carinho, companheirismo, paciência, dedicação, compreensão nas horas que estive ausente e estímulos pela busca de um sonho. Essa vitória é sua também.

Aos meus amados filhos Luís Miguel e Luís Eduardo,

ainda que privados da minha companhia devido às minhas constantes viagens, me ensinam muito a cada dia e que a maior experiência que eu possa deixar seja a dignidade.

Aos meus irmãos *Sérgio e Aurélio*, pelo apoio, incentivo e amizade constante.

Dedico

Agradecimentos especiais...

À *Deus*, pela dádiva da vida, força, coragem para perseguir meus objetivos e por sempre iluminar o meu caminho.

Ao meu orientador, **Prof. Dr. Dirceu Barnabé Ravelli**, por ter me acolhido na FOAr/UNESP, pelo apoio e confiança em mim depositada, pela amizade construída ao longo desta jornada, pelos momentos bem humorados e orientação deste trabalho, minha eterna gratidão.

Ao **Prof. Dr. Pedro Yoshito Noritomi**, que me abriu as portas do Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer para realização deste trabalho e contribuição fundamental no desenvolvimento e na análise de elementos finitos.

Muito Obrigado

Agradecimentos

À Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, nas pessoas de seu Magnífico Reitor Dr. Sandro Roberto Valentini e do Excelentíssimo Senhor Vice-Reitor Dr. Sergio Roberto Nobre.

À Faculdade de Odontologia de Araraquara, da Universidade Estadual Paulista “Júlio Mesquita Filho” (FOAr-UNESP), em nome da sua Diretora Profa. Dra. Elaine Maria Sgavioli Massucato e do Vice-Diretor Prof. Dr. Edson Alves de Campos.

Ao Programa de Pós Graduação em Ciências Odontológicas, representado pela Coordenadora Profa. Dra. Fernanda Lourenção Brighenti e pela Vice coordenadora Profa. Dra. Alessandra Nara de Souza Rastelli.

Ao Departamento de Clínica Infantil, em nome do seu Chefe de Departamento Profa. Dra. Josimeri Hebling Costa e do Vice chefe Prof. Dr. Luiz Gonzaga Gandini Júnior

Ao **Prof. Dr. Ary dos Santos-Pinto**, pela convivência, por todo conhecimento compartilhado, discutindo ciência em alto nível. Minha admiração pela sua inteligência, dedicação, seriedade e por estar sempre disposto a ajudar.

À **Profa. Dra. Lúdia Parsekian Martins**, pelo agradável convívio, pelos ensinamentos transmitidos, sempre generosa e pelo carinho.

Ao **Prof. Dr. Luiz Gonzaga Gandini Júnior**, pela competência, amizade, pelos ensinamentos transmitidos, sinceridade e disposição em sempre ajudar.

Ao **Prof. Dr. João Roberto Gonçalves**, pela amizade e conhecimentos transmitidos.

Aos Professores das disciplinas de Ortodontia e Ortopedia Facial, Prof. Dr. Ary dos Santos Pinto, Prof. Dr. Dirceu Barnabé Ravelli, Prof. Dr. João Roberto Gonçalves, Profa. Dra. Lúdia Parsekian Martins, Prof. Dr. Luiz Gonzaga Gandini Júnior e Prof. Dr. Maurício Tatsuei Sakima pela oportunidade de aprender com cada um de vocês.

Ao Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer (CTI – Renato Archer, Campinas-SP), pelo assessoramento e imprescindível assistência na execução do trabalho, Prof. Dr. Jorge Vicente Lopes da Silva, Prof. Dr. Pedro Yoshito Noritomi, Daniel Takanori Kemmoku, Letícia Gonçalves, Giulia Dani Gasparetto, Leonardo Mendes Machado, Thanus Miziara e toda equipe de Tecnologias Tridimensionais (DT3D).

Ao Prof. Dr. Júlio Wilson Vigorito, responsável pela minha formação ortodôntica, pelos seus ensinamentos e estímulo para a busca constante do conhecimento.

Aos Professores Pontifícia Universidade Católica do Paraná (PUCPR), Prof. Dr. Odilon Guariza Filho, Prof. Dr. Orlando Tanaka e Profa. Dra. Elisa Camargo.

Aos amigos Luegya Knop Shintcovsk e Ricardo Shintcovsk pela sua amizade, constante apoio, conselhos e ajuda. Obrigado por tão bem me receberem em sua casa e fazer dela uma extensão da minha.

À querida Maria Julia, a qual me afeiçoei e considero como minha filha de coração.

À amiga Patrícia Pigatto Schneider, minha irmã de coração, por sua amizade sincera, estar sempre pronta a ajudar, pelo incentivo, parceria e por ter me acolhido em sua casa.

Aos colegas e amigos da Pós Graduação em Ciências Odontológicas – Área de concentração em Ortodontia, Cibele Braga de Oliveira, Isabela Parsekian Martins, João Paulo Schwartz, Patrícia Pigatto Schneider, Priscila Vaz Ayub, Roberto Soares da Silva Junior e Wendel Minor Muniz Shibasaki, Juan Mariscal (Pako), Jonas Bianchi, Eddy Navarro, Anderson Cunha, Ana Glaucia de Oliveira, Ingrid Ledra, Lucas Campos, Tatyane Mesquita, Layene Almeida, Bruno Minervino, Alexandre Zilioli, Paulo Marchi pela amizade e convívio agradável.

Aos demais colegas do curso de Doutorado e do curso de Mestrado em Ciências Odontológicas – Área de concentração em Ortodontia. Obrigado pela amizade de vocês.

Aos Funcionários do Departamento de Clínica Infantil, Sônia Maria Tircailo, Dulce Helena de Oliveira e em especial aos técnicos em prótese ortodôntica Antônio Parciaseppe Cabrini (Totó), Diego Cardoso Pendenza e Pedro César Alves, pela amizade construída nesses anos.

A todos os professores das áreas conexas, pelos ensinamentos transmitidos.

Aos funcionários da Faculdade de Odontologia de Araraquara, pela disponibilidade dos seus serviços.

Aos meus amigos Saulo Régis de Oliveira Junior, Matheus Araújo, Candice Belchior, do NEOBA, pela compreensão, apoio incondicional e amizade.

A todos que direta ou indiretamente contribuíram na elaboração deste trabalho.

Aos pacientes do meu consultório que souberam ou não entender a minha ausência.

A CAPES:

O presente trabalho foi realizado com o apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (CAPES) – Código de financiamento 001.

Muito Obrigado!

*O que vale na vida não é o ponto de
partida e sim a caminhada.
Caminhando e semeando, no fim
terás o que colher.*

*Cora Coralina**

* Coralina C. Vintém de cobre: meias confissões de Aninha. 10.ed. São Paulo: Editora Global; 2013.

Lon LFS. Análise das tensões resultantes da verticalização de segundos molares inferiores utilizando mecânicas segmentadas – um estudo pelo método dos elementos finitos [tese de doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2019.

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar, por meio do método de elementos finitos (MEF), as tensões produzidas nos dentes e ligamento periodontal na verticalização de segundos molares utilizando mecânicas segmentadas. Foi utilizado o software Rhinoceros 5 para modelar um modelo tridimensional de uma hemi-mandíbula direita com os dentes, exceto o primeiro molar, ligamento periodontal, osso trabecular e osso cortical à partir de um biomodelo e de informações do banco de dados do CTI Renato Archer. Os braquetes, tubo e fios ortodônticos foram construídos segundo as dimensões de objetos reais por meio de engenharia reversa. Foram simuladas a verticalização do segundo molar utilizando cantilever simples (modelo 1), cantilever duplo (modelo 2) e alça de correção radicular (modelo 3). O modelo mandibular, dentes e os acessórios ortodônticos foram unidos para a geração da malha de elementos finitos. A simulação da mecânica e a obtenção dos resultados foram feitos através dos softwares Hypermesh, Optistruct e Hyperview da plataforma Hyperworks 2017.2 (Altair Engineering Inc., Troy, MI, EUA). A análise dos resultados foi realizada pela distribuição das tensões principais nas estruturas avaliadas. Os resultados mostraram que o cantilever simples produziu maior extrusão do 2º molar inferior. O cantilever duplo e a alça de correção radicular controlaram a extrusão do 2º molar, porém, mostraram uma tendência inclinação da coroa para vestibular. Nos dentes anteriores de ancoragem, a coroa do canino teve maior tendência de deslocamento no cantilever simples. Nos modelos do duplo cantilever e da alça de verticalização radicular, o 2º pré-molar teve maior tendência de deslocamento inicial, até mesmo, maior que o 2º molar. Conclui-se que o cantilever simples causa extrusão do molar, enquanto, o cantilever duplo e a alça de correção radicular proporcionaram o controle da extrusão do molar. O deslocamento inicial do 2º molar com cantilever duplo e alça de verticalização radicular foi a de vestibularização da coroa. Nos dentes de ancoragem, o 2º pré-molar foi o dente que teve maior tendência ao deslocamento quando foram utilizados o cantilever duplo e alça de verticalização radicular. A simulação do movimento de verticalização gerou padrão uniforme na distribuição das tensões no LPD dos dentes anteriores de ancoragem, com forças compressivas, exceto no LPD do 2º pré-molar dos modelos 2 e 3. Os modelos 2 e 3 tiveram resultados similares.

Palavras Chave: Análise de elementos finitos. Técnicas de movimentação dentária. Dente molar.

Lon LFS. Stress and strain analysis resulting from lower second molar uprighting using segmented mechanics – a finite element method study [tese de doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2019.

ABSTRACT

The objective of this study was to evaluate the stress and strain produced on the teeth and periodontal ligament in the second molar uprighting using segmented mechanics through the finite element method (FEM). The software Rhinoceros 5 was used to model a three-dimensional model of a right hemi-mandible. This model had teeth, except the first molar, periodontal ligament, trabecular bone and cortical bone obtained from a biomodel and the CTI Renato Archer's database. Orthodontic brackets, tube and orthodontic wires were modeled according to the dimensions of real objects by reverse engineering. The second molar uprighting was simulated using one single cantilever, double cantilever and root correction spring. The boundary conditions of the model, teeth and orthodontic devices were determined to generate the finite element mesh. The mechanical simulation and the results were performed by Hypermesh, Optistruct and Hyperview softwares from Hyperworks 2017.2 platform (Altair Engineering Inc., Troy, MI, USA). The results were assessed by maximum principal stress and strain. The results showed that the one cantilever produced greater extrusion of the lower second molar. The double cantilever and the root correction spring controlled the extrusion of the second molar, however, it showed a slight tendency for buccal crown tipping for the second molar. The canine crown had a greater displacement tendency with one cantilever at anterior anchorage teeth. The second premolar had a greater displacement tendency than the second molar at the double cantilever and root correction spring. It was concluded that one cantilever produces molar extrusion, while, the double cantilever and root correction spring can prevent molar extrusion. The initial displacement of the second lower molar with double cantilever and root correction spring was buccal tipping of the crown. In the anterior Anchorage teeth, the second premolar has a greater displacement tendency when a double cantilever and root correction spring was used. The uprighting simulation generated a uniform stress and strain in LPD of the anterior Anchorage teeth. The double cantilever and the root correction spring had similar results.

Keywords: Finite element analysis. Tooth movement techniques. Molar.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1. Fluxograma do estudo.....	35
Figura 2. Modelo CAD de hemi-mandíbula direita.....	36
Figura 3. Modelo CAD dos dentes.....	37
Figura 4. Modelo do ligamento periodontal.....	38
(A) Modelado pelo contorneamento da superfície radicular.....	38
(B) Vista oclusal do ligamento periodontal do elemento dentário 47.....	38
Figura 5. Criação dos alvéolos dentários.....	39
(A) Inserção dos dentes e ligamento periodontal no osso.....	39
(B) Vista oclusal dos alvéolos dentários criados.....	39
Figura 6. Angulação mesial de 30° no dente 47.....	40
Figura 7. Braquetes e tubo construídos nas suas respectivas posições.....	40
Figura 8. CAD do modelo 1. Cantilever simples em TMA pré-ativado.....	41
Figura 9. CAD do modelo 2. Cantilever duplo em TMA pré ativado.....	42
Figura 10. CAD do modelo 3. Alça de correção radicular para verticalização do molar.....	43
Figura 11 - Modelos com a malha de elementos finitos.....	44
(A) Modelo 1.....	44
(B) Modelo 2.....	44
(C) Modelo 3.....	44
Figura 12 - Mapa de deslocamento do modelo 1.....	48
(A) Vista Vestibular.....	48
(B) Vista oclusal.....	48
(C) Vista apical.....	48
Figura 13. Mapa de deslocamento do modelo 2.....	50
(A) Vista Vestibular.....	50
(B) Vista oclusal.....	50
(C) Vista apical.....	40
Figura 14. Mapa de deslocamento do modelo 3.....	52
(A) Vista Vestibular.....	52
(B) Vista oclusal.....	52
(C) Vista apical.....	52

Figura 15 - Mapas de Tensão Máxima Principal do ligamento

periodontal do 2º molar do modelo 1.....	54
(A) vista vestibular.....	54
(B) vista lingual.....	54
(C) vista mesial.....	54
(D) vista distal.....	54
(E) vista oclusal.....	54
(F) vista apical.....	54

Figura 16 - Mapas de Tensão Máxima Principal dos ligamentos

periodontais dos dentes anteriores do modelo 1.....	55
(A) vista vestibular.....	55
(B) vista lingual.....	55
(C) vista apical.....	55

Figura 17 - Mapas de Tensão Máxima Principal do ligamento

periodontal do 2ºmolar do modelo 2.....	57
(A) vista vestibular.....	57
(B) vista lingual.....	57
(C) vista mesial.....	57
(D) vista distal.....	57
(E) vista oclusal.....	57
(F) vista apical.....	57

Figura 18 - Mapas de Tensão Máxima Principal do ligamento

periodontal dos dentes anteriores do modelo 2.....	58
(A) vista vestibular.....	58
(B) vista oclusal.....	58
(C) vista apical.....	58

Figura 19 - Mapas de Tensão Máxima Principal do ligamento

periodontal do 2ºmolar do modelo 3.....	59
(A) vista vestibular.....	59
(B) vista lingual.....	59
(C) vista mesial.....	59
(D) vista distal.....	59
(E) vista oclusal.....	59
(F) vista apical.....	59

Figura 20 - Mapas de Tensão Máxima Principal do ligamento
periodontal dos dentes anteriores do modelo 3.....60
(A) vista vestibular.....60
(B) vista oclusal.....60
(C) vista apical.....60

LISTA DE QUADROS

Quadro 1: Número de elementos e nós das malhas.....	45
Quadro 2: Propriedades mecânicas dos materiais.....	46

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

° - graus

β-Ti - Beta Titânio

3D – Tridimensional

CAD – Desenho assistido por computador

Cres – Centro de resistência

Crot – Centro de rotação

CTI – Centro de Tecnologia da Informação

D - Distância

f – força

gf – Gramas força

gf/mm – Gramas força por milímetro, unidade de tensão

GPa – Giga Pascal, unidade de tensão

LPD – Ligamento periodontal

M – Momento

M/F – Proporção momento/força

MEF – Método de elementos finitos

mm – milímetro

MPa – Mega Pascal, unidade de tensão

N – Newton

N.mm – Newton vezes milímetro, unidade de tensão

TAS – Técnica do arco segmentado

TMA – Titânio-molibdênio alloy

TMxP – Tensão máxima principal

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	19
2 PROPOSIÇÃO	22
2.1 Objetivo Geral.....	22
2.2 Objetivos Específicos	22
3 REVISÃO DA LITERATURA	23
3.1 Verticalização de molares inferiores	23
3.2 Elementos finitos	28
4 MATERIAL E MÉTODO	35
4.1 Material	36
4.2 Método de Elementos Finitos (MEF).....	36
4.2.1 Modelo 1- Simulação da ativação do cantilever simples	41
4.2.2 Modelo 2- Simulação da ativação do cantilever duplo.....	42
4.2.3 Modelo 3 - Simulação da ativação com alça de correção radicular	43
4.3 Simulação	46
5 RESULTADO	47
5.1 Mapas de Deslocamento.....	47
5.1.1 Modelo 1- Simulação da ativação do cantilever simples	47
5.1.2 Modelo 2- Simulação da ativação do cantilever duplo.....	49
5.1.3 Modelo 3 - Simulação da ativação com alça de correção radicular	51
5.2 Mapas de Tensão Máxima Principal (TMxP).....	53
5.2.1 Mapas de tensão máxima principal do modelo 1	53
5.2.2 Mapas de tensão máxima principal do modelo 2	56
5.2.3 Mapas de tensão máxima principal do modelo 3	59
6 DISCUSSÃO	61

7 CONCLUSÃO	67
REFERÊNCIAS	68

1 INTRODUÇÃO

Na prática ortodôntica têm-se observado um grande número de pacientes adultos a procura de tratamentos reabilitadores ou estético e uma condição corriqueira nestes pacientes é a ausência de primeiros molares inferiores permanentes levando a uma condição de mésio inclinação e migração dos segundos e terceiros molares inferiores para o espaço protético¹. Dentre as causas mais frequentes, estão, a erupção ectópica, agenesias de segundos pré-molares, perda precoce de molares decíduos e permanentes, cáries extensas, fraturas, consequências de doença periodontal e iatrogenias¹⁻⁴.

Como consequências comuns da inclinação dos segundos molares têm-se: a dificuldade de higienização adequada, retenção de placa bacteriana com gengivite e periodontite subsequente, defeitos ósseos verticais com a presença de bolsas periodontais na região mesial dos molares, o aparecimento de cáries, movimentação indesejável dos dentes adjacentes ao espaço, extrusão do antagonista, aparecimento de contatos oclusais inadequados levando ao colapso da oclusão²⁻⁶.

A correção dessas inclinações inadequadas do segundo molar inclinado possibilita uma melhor higienização, previne ou reduz a formação de bolsas periodontais, melhora o paralelismo radicular, restabelece a distribuição de forças oclusais balanceadas, propiciando um ambiente favorável para a reabilitação^{8,9}.

A verticalização poderá ser feita pela inclinação distal da coroa dentária preparando o espaço para a reabilitação protética ou pela mesialização radicular, fechando o espaço do dente perdido. O planejamento da reabilitação deverá ser multidisciplinar com a integração de ortodontistas, periodontistas, implantodontistas e protesistas para se avaliar a melhor opção para cada caso, levando-se em consideração as condições locais como: saúde periodontal, quantidade de osso alveolar, grau de inclinação do dente e ancoragem disponível^{10,11}.

Para o movimento de verticalização dos molares, existem diversas técnicas descritas na literatura, como os aparelhos removíveis, aparelhos fixos associados a arcos contínuos, mecânicas segmentadas com molas em cantilever^{3,6,8,12,13}, aliado ou não à ancoragem absoluta^{7,14,15}.

No entanto, as diversas mecânicas apresentam efeitos colaterais indesejáveis, como a extrusão dos molares a serem verticalizados, o que pode resultar no aparecimento de contatos prematuros e abertura da mordida^{3,6,8,11-13,16,17}.

Para a verticalização do molar, a técnica do arco segmentado (TAS) apresenta algumas vantagens em relação aos arcos contínuos, uma vez que esta técnica permite ao ortodontista um melhor controle tridimensional das movimentações dentárias com relativa previsibilidade^{12,13,17-20}. Tal fato se deve a divisão do arco em unidades ativas, aquela onde se deseja a movimentação dentária, e unidade reativa ou de ancoragem, além do conhecimento do sistema de força gerado durante a mecânica ortodôntica^{12,13,17-19}.

Por isto, a TAS deve ser a opção de escolha em algumas situações específicas tais como verticalização de molares inclinados, sendo que, para este tipo de movimento dentário utiliza-se de cantilevers confeccionados com fio de TMA (titânio-molibdênio alloy) ou β -titânio^{12,13,18,19}.

A mecânica de movimentação dos dentes pode ser realizada através de dois tipos de sistema: um estaticamente determinado e o outro estaticamente indeterminado. No sistema estaticamente determinado, ocorre quando uma das extremidades do cantilever é inserida no braquete ou tubo de um dente e o outro extremo livre atua com apenas um ponto de contato na aplicação de força. Desta forma, na extremidade que não está inserida no braquete, não há a formação de momento, mas apenas a ação da força aplicada, enquanto que, na extremidade encaixada no tubo, haverá a ação da força e a produção de um momento binário. Neste tipo de sistema, é possível, um melhor controle da movimentação dentária e prever seus efeitos colaterais, uma vez que as forças e momentos podem ser reproduzidos^{19,20}. Neste sistema, à medida que as forças e momentos são desativados, o único fator que altera é a diminuição da intensidade das forças e momentos, não ocorrendo mudanças no sentido das forças e nem nos momentos produzidos^{14,19,20}.

Já no sistema estaticamente indeterminado, as duas extremidades do fio são inseridas nos braquetes ou tubos. Nesse sistema a magnitude dos momentos e das forças produzidas não podem ser mensurados de maneira precisa e durante a desativação do aparelho pode ocorrer mudanças na intensidade, momentos assim como no sentido das forças^{21,22}.

A compreensão da biomecânica e da concentração do estresse resultante da atuação das forças ortodônticas aplicadas nos dentes se faz necessário para o planejamento da movimentação dentária. Entretanto, mensuração *in vivo* dos estresses produzidos durante a mecânica ortodôntica é difícil de ser obtida²³.

O aparecimento de novas tecnologias tem permitido a utilização de diversos métodos experimentais para estudar os fatores biomecânicos envolvidos na movimentação dentária induzida assim como na resposta biológica, dentre os quais, destacam-se os sensores tridimensionais dos sistemas de força^{22,24,25}, fotoelasticidade^{9,26,27} e a simulação computacional através do método dos elementos finitos (MEF)^{28-33,35-57}.

O MEF é um recurso utilizado em engenharia para análise de estresses e deformações estruturais de objetos através de cálculos matemáticos complexos, e permite também a avaliação dos efeitos biomecânicos em diversas partes do corpo humano sem causar dano ou submeter os sujeitos da amostra a tratamentos, com uma amostra homogênea e com controle das variáveis^{28,34,35}. Os estudos utilizando o MEF na Ortodontia estão aumentando nos últimos anos como uma ferramenta útil para compreender os resultados decorrentes do tratamento^{36,37}.

O MEF permite realizar um modelo 3D de sólidos geométricos com superfícies irregulares como os ossos da face e dentes, que é dividido em um número finito de “elementos” pelo processo de “discretização” e unidos por um número finito de pontos chamados de “nós” gerando a malha de elementos finitos. Para tanto utiliza-se de cálculos matemáticos, auxiliado por computadores, onde são inseridas as propriedades de cada material sólido, como o módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson, para que seja realizada a solução computacional do problema proposto³⁶. Como resultado, o MEF fornece a visualização das distribuições das tensões nas regiões que sofrem maior estresse que ocorrem no sólido estudado durante a aplicação de uma determinada força, e é muito utilizado na área de engenharia^{30,33,37}.

Na literatura científica atual disponível, não há estudos que considerem a distribuição das tensões e deformações geradas nos dentes, ligamento periodontal e osso alveolar com a utilização de cantilevers usados para verticalizar molares inclinados, por meio do MEF, justificando assim este estudo.

2 PROPOSIÇÃO

2.1 Objetivo Geral

O objetivo deste estudo foi avaliar, pela análise do método dos elementos finitos, a tendência de deslocamento dentário e a distribuição das tensões nos segundos molares inferiores e dentes anteriores de ancoragem, resultantes da utilização da mecânica de verticalização de segundos molares inferiores, utilizando mecânicas segmentadas.

2.2 Objetivos Específicos

- Analisar a tendência de deslocamento e verificar a distribuição das tensões no ligamento periodontal (LPD) nos segundos molares inferiores e dentes anteriores de ancoragem resultantes da verticalização do segundo molar inferior através da técnica com **cantilever simples** com a utilização do MEF.
- Analisar a tendência de deslocamento e verificar a distribuição das tensões no ligamento periodontal (LPD) nos segundos molares inferiores e dentes anteriores de ancoragem resultantes da verticalização do segundo molar inferior através da técnica com **cantilever duplo** com a utilização do MEF.
- Analisar a tendência de deslocamento e verificar a distribuição das tensões no ligamento periodontal (LPD) nos segundos molares inferiores e dentes anteriores de ancoragem resultantes da verticalização do segundo molar inferior através da técnica com **alça de correção radicular** com a utilização do MEF.

3 REVISÃO DA LITERATURA

A revisão de literatura foi dividida em tópicos, de modo a facilitar o entendimento do assunto.

3.1 Verticalização de molares inferiores

Roberts et al.⁸(1982) discutiram o diagnóstico e tratamento na verticalização de molares. Segundo os autores, o correto posicionamento dos dentes é muito importante para a saúde do periodonto e os efeitos colaterais da mecânica de verticalização, como a extrusão, ocorrem mais rápido do que a verticalização do molar, causando interferências oclusais. O alinhamento das raízes perpendiculares ao plano oclusal permite uma proteção diante do trauma oclusal, além de maior suporte para as forças mastigatórias e uma melhor relação periodontal entre a coroa e a raiz, sendo possível a obtenção de um espaço edêntulo adequado. A escolha da biomecânica adequada pode alcançar o resultado desejado com o mínimo efeito colateral. Eles sugerem o emprego de uma mola de verticalização confeccionada em fio de aço 0,018" X 0,025" com inserção de helicóides na região anterior (alfa) e na posterior (beta). O segmento posterior deve ser inserido no molar a ser verticalizado e o segmento anterior deve ser inserido na canaleta secundária do braquete do canino. No segmento anterior, a ancoragem deve ser aumentada com o emprego de um arco lingual. Os helicóides devem ser pré ativados dependendo em angulação pré determinada para se obter forças e momentos desejados. As vantagens desta abordagem envolvem a precisão, facilidade de pré-ativação simétrica e considerações favoráveis de carga/deflexão.

Kogod e Kogod¹⁶ (1991) apresentaram a alça "piggyback" para verticalizar molares mesialmente inclinados, confeccionado em uma secção de fio de aço inoxidável, redondo, de espessura 0,018" que apresentava verticalmente uma alça em forma de "U" e uma extremidade final para inserir na mesial do molar inclinado. A ativação era feita pela compressão da alça em "U" que transmitia a força necessária para a verticalização do molar devido à tendência da alça tender a voltar a sua forma original.

Com o objetivo de avaliar os vários benefícios da verticalização de molares a partir de pontos de vista periodontais, ortodônticos e restauradores, Celenza e Mantzikos²(1996), sugeriram uma classificação segundo a qual o clínico é direcionado para uma abordagem de tratamento multidisciplinar. Para os autores, a decisão para abertura ou fechamento de espaço inclui a verificação do ângulo dos eixos axiais dos dentes adjacentes à perda e a quantidade de espaço em relação ao dente adjacente anterior. Se a angulação dos eixos axiais for $\geq$ a 25°, favorece a verticalização com a abertura do espaço para a recuperação protética; se for menor que 25°, a verticalização e o fechamento de espaço deverá ser considerado. Em espaços maiores que 3 mm, a verticalização do molar com abertura de espaço propicia melhores condições para reabilitação protética.

Para Melsen et al.⁶ (1996), a inclinação mesial dos molares pode iniciar um ciclo de deterioração da oclusão levando a problemas periodontias do dente afetado. Eles ressaltam a importância do diagnóstico diferencial, seleção do sistema de forças adequado para a verticalização do molar nos três planos do espaço, onde, para cada tipo de movimento, há somente um único sistema de força adequado levando-se em consideração o centro de resistência do dente. Os autores exemplificaram a utilização de cantilever simples, duplos conforme a necessidade de cada movimento dentário.

Shellhart et al.⁷ (1996) reportaram o tratamento de um paciente que necessitava da verticalização e a intrusão dos 2º molares inferiores, sendo este tipo de movimento dentário considerado um dos mais difíceis, pois, durante a verticalização ocorre a extrusão do molar a ser verticalizado. Os autores utilizaram implantes osteointegráveis como auxílio de ancoragem para a verticalização e intrusão destes molares.

Em 1999, Sakima et al.³, publicaram um artigo, em que apresentaram os diferentes métodos de verticalização de molares, evidenciando os seus princípios mecânicos e os efeitos colaterais, descrevendo a biomecânica para cada situação. Foram relatadas algumas das causas da inclinação mesial de molares, as vantagens da verticalização do molar para a reabilitação oclusal, permitindo a obtenção do espaço para a recuperação protética. Segundo os autores, a verticalização do molar provoca efeitos colaterais como a extrusão, contatos prematuros e abertura da mordida. Os mesmos sugeriram a utilização de dispositivos de arcos segmentados

para proporcionar um controle mecânico, sobre os movimentos dos molares com o objetivo de minimizar os efeitos indesejáveis.

Para Janson et al.⁴ (2001), a verticalização de um molar inclinado para mesial vai permitir um melhor paralelismo dos dentes que servirão de apoio à prótese fixa ou removível, obtenção de espaço edêntulo adequado, eliminação ou redução de defeitos ósseos verticais sem necessidade de procedimentos cirúrgicos e melhora na proporção coroa-raiz em molares com envolvimento periodontal. Para os autores, a verticalização do molar deve envolver uma ancoragem na região anterior que pode ser feita por uma barra lingual 3/3 e a mecânica empregada inclui fios contínuos associados a molas de secção aberta em espaços pequenos, e fios segmentados com uma alça em “U” na mesial do molar a ser verticalizado confeccionado em fios redondos 0,018” ou 0,020” de aço inoxidável.

Utilizando se do método da fotoelasticidade de transmissão plana, Alcântara⁹ (2006) se propôs a avaliar a distribuição das tensões produzidas por molas helicoidais utilizadas na verticalização de molares. Para tal, foram confeccionados seis modelos em resina fotoelástica que simulava um hemiarco inferior direito com a presença de canino, primeiro e segundo pré-molares e um segundo molar inclinado para mesial. As molas foram confeccionadas em fios retangulares 0,019” x 0,025” de aço inoxidável e em TMA com 20mm e 25mm de comprimento. A análise fotoelástica demonstrou maior concentração de franjas de tensões adjacentes ao molar do que nos dentes anteriores de ancoragem. A região cervical mesial do molar apresentou os maiores níveis de tensões e a região da bifurcação os menores níveis de tensões. A mola de aço inoxidável com 25mm de comprimento apresentou os maiores índices de tensões e a mola de TMA com comprimento de 20mm as menores tensões.

Kojima et al.³¹(2007) utilizaram o MEF para simular o movimento de verticalização de um segundo molar inferior com uma mola de verticalização confeccionada em um fio quadrado de aço inoxidável 0,016” X 0,016” com um helicoide de 2 mm de diâmetro na extremidade que seria inserida no segundo molar inclinado. Esta mola de verticalização estava conectada a um segmento de fio de igual espessura encaixada no canino, primeiro pré-molar e segundo pré-molar que associados a uma barra lingual serviram de ancoragem. Os autores demonstraram que houve a tendência de vestibularização e intrusão nos dentes anteriores de ancoragem, a barra lingual ajudou no reforço da ancoragem, ocorreu uma grande rotação e tendência de deslocamento para vestibular do molar. Deste modo, os

pesquisadores referendam a utilidade da simulação mecânica tridimensional para prever o movimento dentário em situações clínicas.

Gandini-Jr et al.¹² (2008) publicaram um trabalho onde discorreram sobre as situações em que a Técnica do Arco Segmentado (TAS) deve ser priorizada em relação a Arcos Contínuos. Para os autores, o movimento de verticalização de molares inclinados utilizando recursos da TAS apresenta vantagens em relação ao arco contínuo, pois, permite ao ortodontista prever tridimensionalmente as movimentações dentárias desejáveis e indesejáveis. Para tal, os autores sugerem a utilização de cantilevers confeccionados em fio TMA para produzir uma relação momento-força adequado para a verticalização do molar.

Viecilli et al.²² (2009) avaliaram tridimensionalmente a desativação do sistema de forças de uma mola de correção radicular (mola alfa-beta) utilizada para a verticalização de molar. Para este estudo, um transferidor foi acoplado ao dispositivo construído com um transdutor tridimensional capaz de medir os sistemas de força e momentos simultâneos durante a desativação do movimento dentário simulado durante. A resolução deste transdutor era de aproximadamente 2,8 gf (1 gf é uma unidade de força equivalente a aproximadamente o peso de 1 g nas condições padrão de gravidade da terra) e 72 gf/mm para as forças e os momentos, respectivamente. Um tubo duplo foi colado com uma inclinação mesial de 20° em relação ao plano horizontal na região posterior, simulando inclinação mesial do molar. Um tubo cruzado foi fixado a 20mm de distância simulando a sua inserção o bloco anterior de dentes. As molas foram construídas a partir de um gabarito, em fio 0,019" x 0,025" de TMA, com as seguintes características: uma curvatura suave e assimétrica, de modo que ela retornasse aproximadamente à sua forma original após a colocação, possibilidade de puxar a parte anterior da mola oclusalmente para compensar o movimento molar sem mudança significativa no sistema de força, a parte da mola que se estende além do tubo do molar com uma dimensão fixa para padronizar a magnitude das forças horizontais e permitir o retorno, a mola deveria ter uma curvatura para aproveitar o efeito "Bauschinger" para reduzir as tensões residuais no fio. Os resultados mostraram que sem reativação, o sistema de força torna-se desfavorável após aproximadamente 5° de rotação molar. Com reativações, um sistema de força favorável através de 20 ° de movimento molar foi mantido. Os pesquisadores concluíram que a molas de verticalização radicular requerem ajustes periódicos para alcançar o movimento dentário ideal e estudos adicionais são

necessários para projetar aparelhos ortodônticos para fornecer sistemas de força ideais.

Ruellas et al.¹⁴ (2013) apresentaram uma mola de verticalização de molares inclinados para mesial, suportada por mini-implante, confeccionada em fio retangular 0,018" x 0,025" de aço inoxidável ou titânio-molibdênio (TMA). Esta mola deverá ser dobrada de posterior para anterior, deixando-se transpassar 4 mm além da extremidade final do tubo, que posteriormente servirá para confecção de gancho, na extremidade mesial do tubo, o fio deverá ser dobrado em direção inferior, para a confecção de um helicóide, proporcionando maior flexibilidade, em seguida, deverá ser dobrado para anterior de forma que circunde o mini-implante. A ativação é feita com dobra *tip-back* no segmento de fio inserido no tubo do molar, e com abertura e fechamento das alças, de acordo com a função desejada. Os autores concluíram que esse é um método simples e efetivo para a verticalização de molares, variando de acordo com o tipo de ativação, sendo uma opção quando a inserção do mini-implante na região retromolar estiver contra indicada.

Em 2014, Caldas et al.¹³, publicaram um trabalho de revisão dos princípios biomecânicos da Técnica do Arco Segmentado bem como descreveram as condições clínicas em que o uso da biomecânica é fundamental para otimizar a movimentação dentária e reduzir os efeitos colaterais. Os autores ilustram o trabalho com casos clínicos onde foram aplicados os princípios da TAS. Eles enfatizaram que o entendimento dos princípios biomecânicos são cruciais para produzir ótimos resultados com o mínimo de efeitos colaterais.

Locks et al.¹⁷ (2015) descreveram as diferentes formas utilizadas para a verticalização de molares, com ênfase aos efeitos colaterais que cada mecânica poderia causar. Para os autores, a escolha adequada da forma de verticalizar o molar vai depender do sistema de forças gerado pela mecânica de verticalização, com preferência na utilização de sistemas estaticamente determinado, com o uso de cantilevers, onde é possível determinar estas forças e momentos aplicados á verticalização e reforço na ancoragem, sempre que possível com o uso de mini-implantes para se evitar os efeitos indesejáveis. Concluíram que o planejamento do tratamento deve buscar uma mecânica específica, de acordo com que cada caso requer.

Raveli et al.¹¹ (2017) publicaram um trabalho onde foram discutidas as vantagens da mecânica segmentada para verticalização de molares com a

apresentação de um caso clínico em que um molar inferior foi verticalizado utilizando uma alça de correção radicular ativada na geometria VI e posterior fechamento de espaços.

Magkavali-Trikka, Emmanouilidis e Papadopoulos¹⁵ (2018) realizaram uma revisão sistemática em que mini-implantes foram utilizados como alternativa de tratamento para a verticalização de molares inferiores. Uma busca eletrônica e busca manual foram realizadas por dois revisores independentes para identificar artigos relevantes, publicados até 27 de janeiro de 2017. Foram incluídos estudos de casos e relatos de caso, e após excluir artigos irrelevantes, apenas 17 estudos, apresentando 27 casos clínicos de verticalização do molar inferior em todos os planos usando tração direta e indireta apoiados em mini-implantes. Devido a muitas vantagens, os mini-implantes fornecem uma alternativa de tratamento. Em relação à avaliação da qualidade, a pontuação média dos estudos incluídos foi 13,2, indicando uma metodologia de baixa qualidade na maioria dos estudos incluídos. Os autores concluíram que os resultados dos estudos utilizados nesta revisão devem ser utilizados com cautela.

Abrão et al.²⁷ (2018) utilizaram o método de estudo fotoelástico para analisar e comparar a distribuição do estresse no molar durante uma verticalização do molar. Os mesmos testaram a verticalização utilizando quatro modelos diferentes: (1) mini-implante posicionado na região retro molar; (2) cantilever simples em beta-titânio de espessura 0,019" x 0,025"; (3) alça "T" no fio 0,019"x 0,025" de beta titânio e (4) fio redondo de aço 0,018" associada a uma mola de secção aberta entre o molar a ser verticalizado e o segundo pré-molar. Os autores verificaram que a verticalização do molar com mini-implante, a maior concentração de deformações foi observado na área cervical da raiz. O cantilever apresentou tensões na área cervical da raiz mesial. A alça "T" demonstrou uma maior tensão na área apical da raiz mesial. Quando utilizou se a mola de secção aberta, verificou se o aparecimento de franjas na área cervical e área apical da raiz mesial. Os autores concluíram que o mini-implante teve a menor tensão e o cantilever a maior tensão na área de raiz.

3.2 Elementos finitos

Middleton et al.³⁸ (1990) utilizaram o MEF para avaliar as respostas biomecânicas de um canino superior submetido a forças horizontais e de rotação.

Eles concluíram que as informações fornecidas pelo MEF em relação ao deslocamento dentário inicial e a distribuição das tensões ao redor do dente podem ser avaliados de forma precisa e utilizados para prever as respostas do tratamento ortodôntico.

Rudolph et al.²³(2001) utilizaram o MEF para estudar a distribuição do estresse produzido por diferentes vetores de forças ortodônticas em incisivo superior. Os autores observaram que as forças de intrusão, extrusão e rotação produziram maiores estresses na região apical ao passo que movimentos de translação e inclinação produziram forças concentradas na região de crista alveolar.

Jeon et al.³⁹ (2001) simularam, através do MEF, o efeito da perda óssea alveolar em primeiros molares superiores e avaliar o estresse no ligamento periodontal quando submetido a forças ortodônticas. Os autores observaram um relacionamento linear entre a quantidade de perda óssea e a necessidade da redução da força e aumento da proporção M/F para alcançar uma distribuição uniforme de estresse sobre o ligamento periodontal nos dentes com perda óssea.

Kojima e Fukui⁴⁰ (2006) avaliaram, pelo MEF, como o dente se movimenta frente a uma dobra em V no arco ortodôntico e concluíram que os movimentos dentários produzidos podem ser estimados, entretanto, é difícil prever o posicionamento final dos dentes a partir do sistema de forças iniciais geradas, uma vez que o sistema de forças muda conforme os dentes se movimentam.

Com o objetivo de estudar a localização do Cres dos incisivos superiores, Reimann et al.⁴¹ (2007) utilizaram um modelo de elementos finitos de maxila no qual os 4 incisivos foram estabilizados com fio de aço 0,018" x 0,025". Estes dentes anteriores foram submetidos a uma carga de 10 N·mm. Os autores concluíram que mesmo unidos, os incisivos se moviam de forma independente no qual cada elemento apresenta seu Cres e que a visão clássica de um Cres comum a todos os dentes anteriores não se aplica a situações clínicas e o planejamento ortodôntico não deve ser baseado neste conceito.

Field et al.⁴² (2009) propuseram avaliar as respostas mecânicas dos dentes à carga ortodôntica. Inicialmente, os autores simularam um modelo 3D de elementos finitos com apenas um dente e posteriormente incluindo os demais elementos dentários. O MEF mostrou como o movimento ortodôntico desenvolve diferentes campos de estresse hidrostático no ligamento periodontal, podendo ser usado como marcador para prever potenciais locais de reabsorção radicular.

Tominaga et al.⁴³ (2009) utilizaram o MEF para estudar a retração em massa da bateria ântero-superior pela mecânica de deslize. Os resultados demonstraram que o fechamento de espaço na mecânica de deslize ocorre com melhor controle quando se posiciona o gancho entre incisivo lateral e canino.

Ammar et al.⁴⁴ (2011) simularam, através do MEF, a retração do canino inferior com auxílio de mini implantes de ancoragem e observaram que a aplicação de forças próximas ao centro de resistência do canino reduz o estresse no ligamento periodontal promovendo mais movimentos de translação. Os autores concluíram que a simulação com MEF produz informações confiáveis sobre o padrão de estresse ao redor dos mini-implantes bem como no ligamento periodontal dos dentes movimentados.

Çifter e Saraç⁶³ (2011) avaliaram os efeitos de 3 mecânicas de intrusão de dentes posteriores com mini-implante através do MEF. A intrusão mais equilibrada e a distribuição de tensão mais uniforme foram obtidas quando houve aplicação simultânea de forças dos lados palatino e vestibular. Nos modelos com arcos transpalatinos e aplicação de força vestibular, o movimento de inclinação vestibular foram mais acentuados. Os autores concluíram que a região apical das raízes do primeiro molar e dos pré-molares são mais propensas à reabsorção durante a intrusão posterior. Os sistemas de intrusão posteriores com aplicação de força contrabalanceada levam a uma distribuição uniforme das tensões do que quando usado com a mecânica com o arco transpalatinos. Para uma intrusão mais equilibrada, a área da superfície radicular devem ser levadas em consideração para determinar as forças apropriadas.

Kamble et al.³⁵ (2012) avaliaram através do MEF a distribuição do estresse gerado na superfície radicular de incisivos centrais superiores com diferentes morfologias, quando submetidos à força ortodôntica de intrusão, extrusão, inclinação e rotação. Os autores observaram que raízes com variação morfológica, tais como raízes curtas, dilaceradas, arredondadas ou em forma de pipeta sofriam maior estresse mecânico que as raízes de formato normal, sendo as raízes com dilaceração as que apresentaram maior concentração de estresse. Tais desvios morfológicos podem resultar em maior propensão a reabsorção radicular.

Kanjanaouthai et al.⁴⁵ (2012) determinaram o efeito da inclinação vestibulo lingual de um incisivo superior na magnitude e distribuição do estresse no espaço

periodontal. Foram simuladas inclinações de 0°, 10°, 20°, 30° e 40°, os dentes foram submetidos à força aplicada no sentido lingual de 1N e contra-momento de 6 a 12 N·mm. Foi observado que o aumento da inclinação tende a aumentar o estresse compressivo que se localizava na região mais apical. Segundo os autores, nos incisivos superiores mais inclinados, ocorre um aumento na concentração de estresse no ápice que nos incisivos que se encontram menos vestibularizados.

Kojima e Fukui⁶⁴ (2012) avaliaram pelo método de elementos finitos o movimentos dos dentes no processo de movimento que ocorre na retração dos caninos utilizando mola T com tamanho aumentado e tamanho diminuído. Os autores verificaram que o movimento de retração do canino produzido pela mola T pode ser simulado pelo MEF. Verificaram que as molas maiores produziram um movimento de corpo do canino, seguido de inclinação distal da raiz numa distância curta. Já na mola menor, o canino rotacionou e ocorreu uma inclinação mesial da raiz e subsequentemente, o canino verticalizou e a rotação diminuiu. Eles concluíram que as molas T maiores pode mover o canino mais rapidamente que as alças menores.

Xia et al.⁶² (2013) avaliaram reduzir a variação e fornecer valores para o módulo de Young (E) e do coeficiente de Poisson (ν) adequados para serem usados em estudos pelo método de elementos finitos. Construíram um modelo de elementos finitos tridimensional contendo 3 dentes, ligamento periodontal e o osso adjacente. Os concluíram que um modelo de elementos finitos com um dos três pares de E e ν ($\nu=0,35$, $E=0.87$ MPa; $\nu=0.4$, $E=0.71$ MPa e $\nu=0.45$, $E=0.47$ MPa) podem ser usados para modelagem de elementos finitos do dente, ligamentoperiodontal e complexo ósseo.

Largura et al.⁴⁶ (2014) utilizaram o MEF para simular e avaliar a distribuição das tensões e deformações no tecido ósseo adjacente a uma mini placa, utilizada como ancoragem a forças ortodônticas simulando a verticalização e mesialização um segundo molar inferior. Os autores observaram uma maior concentração de tensão ao redor dos parafusos de fixação da mini placa do que no osso esponjoso, porém, dentro dos limites fisiológicos e a aplicação das forças ortodônticas não afetaram a estabilidade da mini placa.

Caballero et al.⁴⁷ (2015) utilizaram o MEF para simular a intrusão de canino inferior com o uso de cantilever e avaliaram os efeitos de ativações de 0°, 4°, 6° e 8° de “toe ins” compensatórios no sentido vestibulo lingual. A maior quantidade de

estresse no ligamento periodontal do grupo de dentes de ancoragem foi observada ao redor da raiz do primeiro molar, este dente apresentou tendência de extrusão e inclinação distal, como efeito colateral da mecânica intrusiva aplicada no canino pelo cantilever. Para os autores a mecânica de intrusão pura do canino pode ser alcançada quando o “toe-in” compensatório de 6° é incorporado ao cantilever, prevenindo inclinações vestibulo lingual indesejada.

Chaudhry et al.⁴⁸ (2015) construíram um modelo 3D de elementos finitos a partir da tomografia computadorizada de um paciente com o objetivo de avaliar os efeitos do aparelho funcional fixo Forsus® na mandíbula. Para os autores o aparelho funcional fixo causou maior aumento no estresse mecânico nos dentes de suporte que na mandíbula no período de repouso. No entanto, o aparelho também ocasionou estresse nas regiões de cortical óssea e na região do côndilo.

Papageorgiou et al.⁴⁹ (2015) avaliou por meio de MEF a influência da variação dos materiais no comportamento biomecânico dos aparelhos fixos. Neste estudo foi utilizado um modelo de elementos finitos que continha o canino, primeiro e segundo pré-molar. Os autores variaram os materiais adesivos, o tipo de braquete e o tipo de fio ortodôntico entre aço e β -Ti. De acordo com os resultados do trabalho, as tensões desenvolvidas no ligamento periodontal se concentram principalmente nas regiões apical e vestibular do e são influenciadas pelo tipo de fio ortodôntico utilizado, com o fio de aço gerando tensões até 63% maiores que o fio de β -Ti.

Com o objetivo de estudar o quanto a variação da proporção momento-força (M/F) muito alta e muito baixa afeta a localização do centro de rotação (Crot) do dente, Geramy et al.⁵⁰ (2016), construíram um modelo 3D do incisivo inferior direito com o seu respectivo ligamento periodontal, osso esponjoso e osso cortical e um braquete ortodôntico colado a superfície vestibular. Eles verificaram através do MEF, que um único centro de rotação pode ser construído para qualquer posição dentária. No entanto, este ponto único não atua como o centro de rotação durante todo o movimento.

Cho et al.⁵¹ (2016) procuraram determinar as condições ideais para o movimento de intrusão pura dos seis dentes ântero-superiores utilizando mini parafusos e simulando perda óssea alveolar de 0 mm, 2mm e 4 mm. Utilizaram um modelo 3D de elementos finitos com os seis dentes anteriores, na qual aplicaram uma força intrusiva de 100 gramas e mediram o deslocamento inicial dos dentes em três direções e o grau de inclinação vestibular variando se as posições dos mini

parafusos e ganchos. Os autores observaram que o grau de inclinação vestibular aumentou à medida que o osso alveolar foi diminuindo e o deslocamento dentário inicial similar à intrusão pura dos seis dentes foram induzidos quando os mini parafusos foram inseridos na distal dos caninos e a força de intrusão aplicada na distal dos incisivos laterais.

Hedayati e Shomali⁵² (2016) buscaram investigar, através do MEF, a influência do posicionamento de mini implantes de ancoragem e altura dos ganchos durante a retração em “massa” da bateria ântero-superior pela mecânica de deslize com extração dos primeiros pré-molares. Os resultados mostraram que o melhor controle no plano sagital foi obtido pela colocação do mini implante na mesial do segundo pré-molar e com o gancho na altura de 9 mm.

Maruo et al.⁵³ (2016) utilizaram o MEF para avaliar as tendências do movimento dentário do primeiro molar superior pela ação da tração extra bucal de puxada baixa, alta e combinada. Observou-se que a puxada baixa promoveu a maior distalização e maior extrusão do primeiro molar superior, enquanto que a puxada alta causou uma maior intrusão dos primeiros molares.

Jo et al.⁵⁴ (2017) utilizaram modelos tridimensionais de elementos finitos para determinar centro de resistência (Cres) dos quatro dentes anteriores, dos seis dentes anteriores e da dentição total inferior. Os achados mostraram que o CRes dos quatro dentes anteriores estava localizado a 13,0 mm apicalmente e 6,0 mm para posterior; para o grupo dos seis dentes anteriores o Cres estava a 13,5 mm apicalmente e 8,5 mm posterior; já para dentição total inferior o Cres localizou se a 13,5 mm para apical e a 25,0 mm para posterior em relação à borda incisal dos incisivos centrais inferiores.

Hamanaka et al.⁵⁵ (2017) utilizaram o MEF para desenvolver um método que simularia o movimento total de retração anterior pela mecânica de deslizamento. Para isso foi construído um modelo 3D de uma maxila com dentes e simularam a extração dos primeiros pré-molares e o movimento de retração baseado no pressuposto de que o remodelamento ósseo se correlaciona com a tendência de deslocamento inicial. Os autores verificaram que o método pode representar com sucesso o padrão do movimento dentário durante o período de fechamento de espaços.

Com o objetivo de avaliar a influência da corticotomia sobre o movimento dentário, Verna et al.⁵⁶ (2018) utilizaram um modelo de elementos finito de um

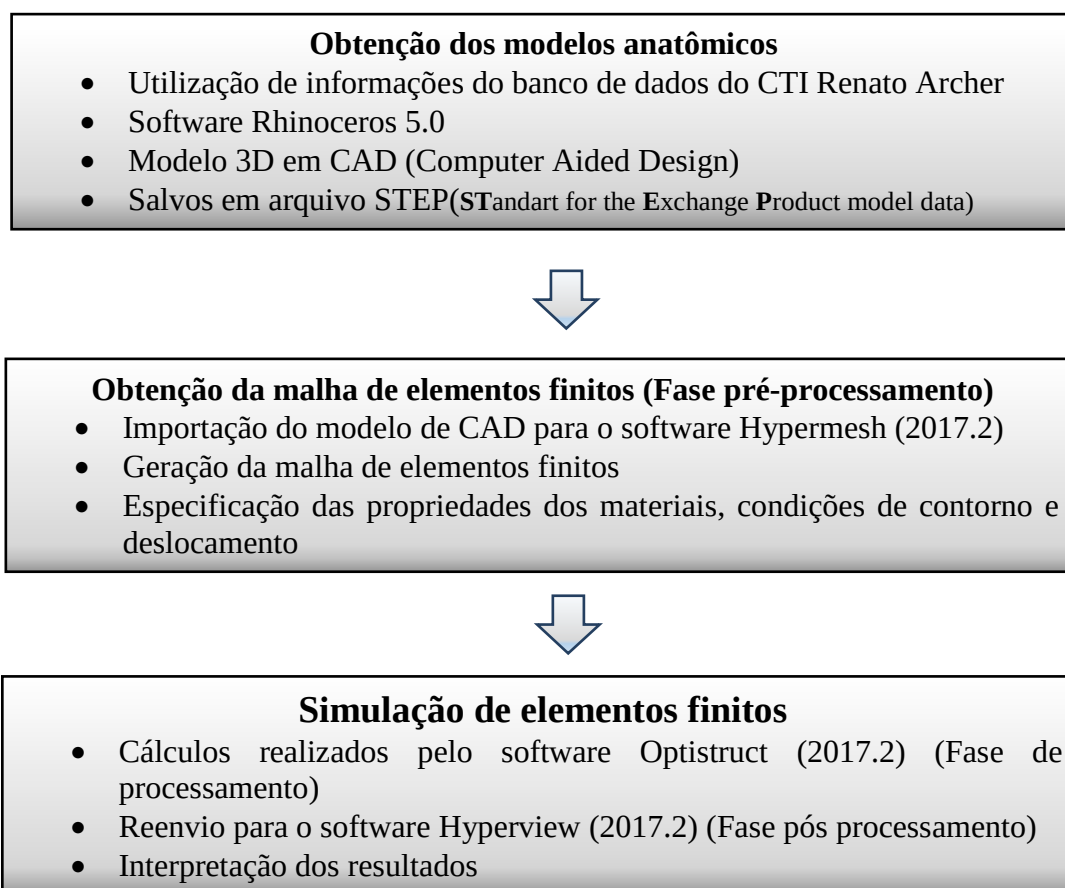
incisivo inferior para simular os movimentos de inclinação descontrolada, translação e movimento radicular após a corticotomia. Os achados mostraram que a corticotomia aumentou a quantidade de movimento dentário.

Ryu et al.⁵⁷ (2018) estudaram, através do MEF, os ângulos de “tipback” e “toe in” de uma alça com formato de helicóide deslizante utilizada para a mesialização de um primeiro molar inferior. Eles observaram que com um “tipback” de 11,5° e um “toe in” de 9,9°, obteve-se uma tendência de movimento translatório. Para os autores, a mesialização de corpo do molar pode ser alcançada controlando os ângulos de ativação do “tipback” e do “toe in”.

4 MATERIAL E MÉTODO

O método dos elementos finitos (MEF) é realizado a partir de um modelo tridimensional computacional representativo das estruturas reais a serem analisadas. Na biomecânica, um recurso muito utilizado é a reconstrução digital através de informações provenientes de tomografias computadorizadas, atlas de anatomia, literatura disponível e escaneamento do objeto fornecendo modelos anatomicamente precisos que depois de reconstruídos podem ser modificados para representar diversos tipos de situações clínicas. Após o ajuste dos modelos com as variáveis de interesse, esses são exportados para um software de elementos finitos e com a configuração de propriedades mecânicas reais das estruturas é possível simular o seu desempenho sob diversas situações. Devido a todas as informações estarem contidas dentro do software, a análise dos resultados é realizada com riqueza de detalhes. A Figura 1 apresenta o fluxograma utilizado neste estudo.

Figura 1 - Fluxograma do estudo



Fonte: Elaboração própria.

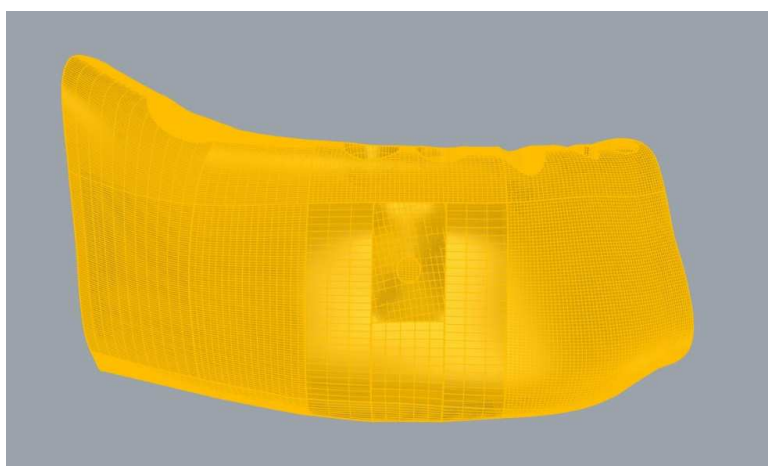
4.1 Material

Este estudo foi realizado nas dependências e utilizou-se materiais disponíveis no Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer (CTI Renato Archer, Campinas, SP, Brasil). Para o desenvolvimento do modelo tridimensional (CAD) utilizado neste estudo foi construído no software Rhinoceros 5.0 (McNeel North America, EUA). A obtenção da malha de elementos finitos, a simulação da mecânica e a obtenção dos resultados foram feitos nos softwares Hypermesh, Optistruct e Hyperview da plataforma Hyperworks 2017.2 (Altair Engineering Inc., Troy, MI, EUA) que estavam instalados em um computador (estação de trabalho gráfica com processador Intel Xeon com 2,10 GHz de velocidade, Windows 10 de 64 bits, 64 Gb memória RAM).

4.2 Método de Elementos Finitos (MEF)

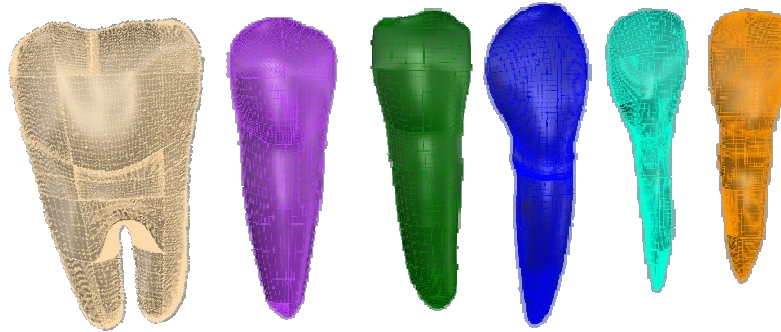
Foi construído um modelo geométrico anatômico de uma hemi mandíbula direita e dentes por meio de desenho CAD (Computer Aided Design), baseados em dados anatômicos de um biomodelo, proveniente do banco de dados, disponível CTI Renato Archer, com todas as características necessárias para a construção de um modelo 3D utilizada no presente trabalho. Os modelos geométricos foram construídos tridimensionalmente e individualmente no software Rhinoceros 5.0 (McNeel North America, EUA). Nesta fase, o modelo só possuía a geometria do osso e dos dentes (Figura 2 e 3).

Figura 2 - Modelo CAD de hemi-mandíbula direita



Fonte: Elaboração própria/CTI Renato Archer.

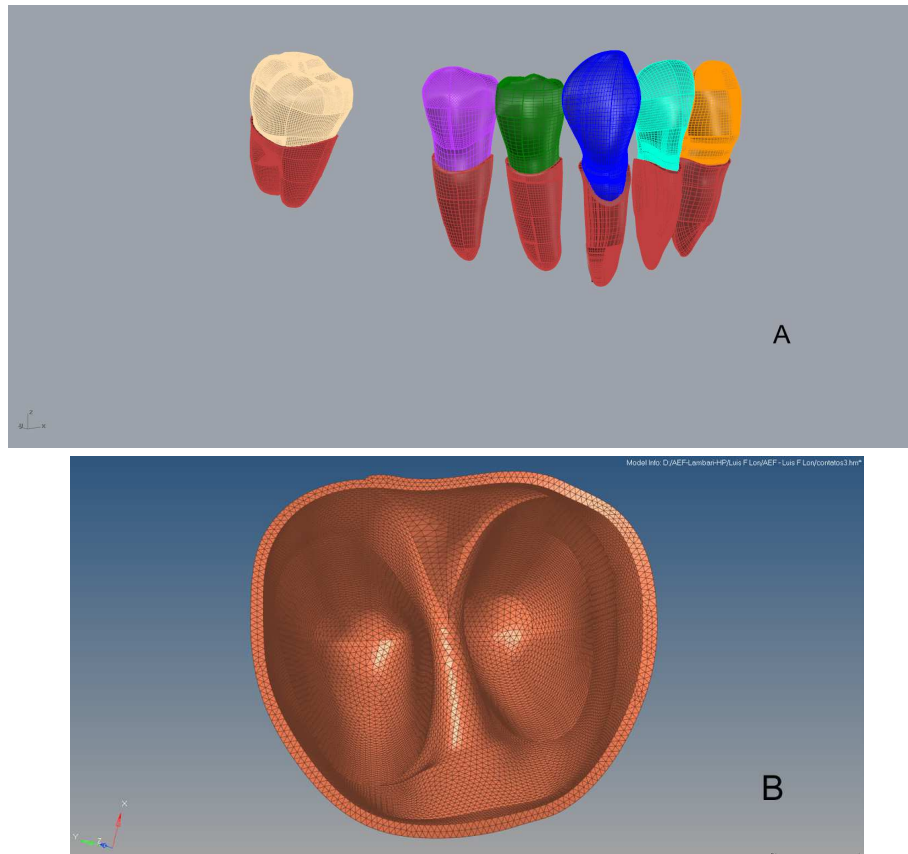
Figura 3 - Modelo CAD dos dentes



Fonte: Elaboração própria/CTI Renato Archer.

A delimitação do osso cortical, lâmina dura e ligamento periodontal do modelo 3D foram feitas com base em referências da literatura. O osso modelado foi do tipo II segundo a classificação de Lekholm e Zarb⁵⁸, que sugere este tipo de osso presente na região posterior da mandíbula, com a cortical superficial foi modelado com uma espessura de 2 mm envolvendo as porções internas como osso trabecular. A lâmina dura ao redor dos dentes foi modelada com 1mm de espessura média. O LPD foi modelado pelo contorneamento da superfície radicular (Figura 4).

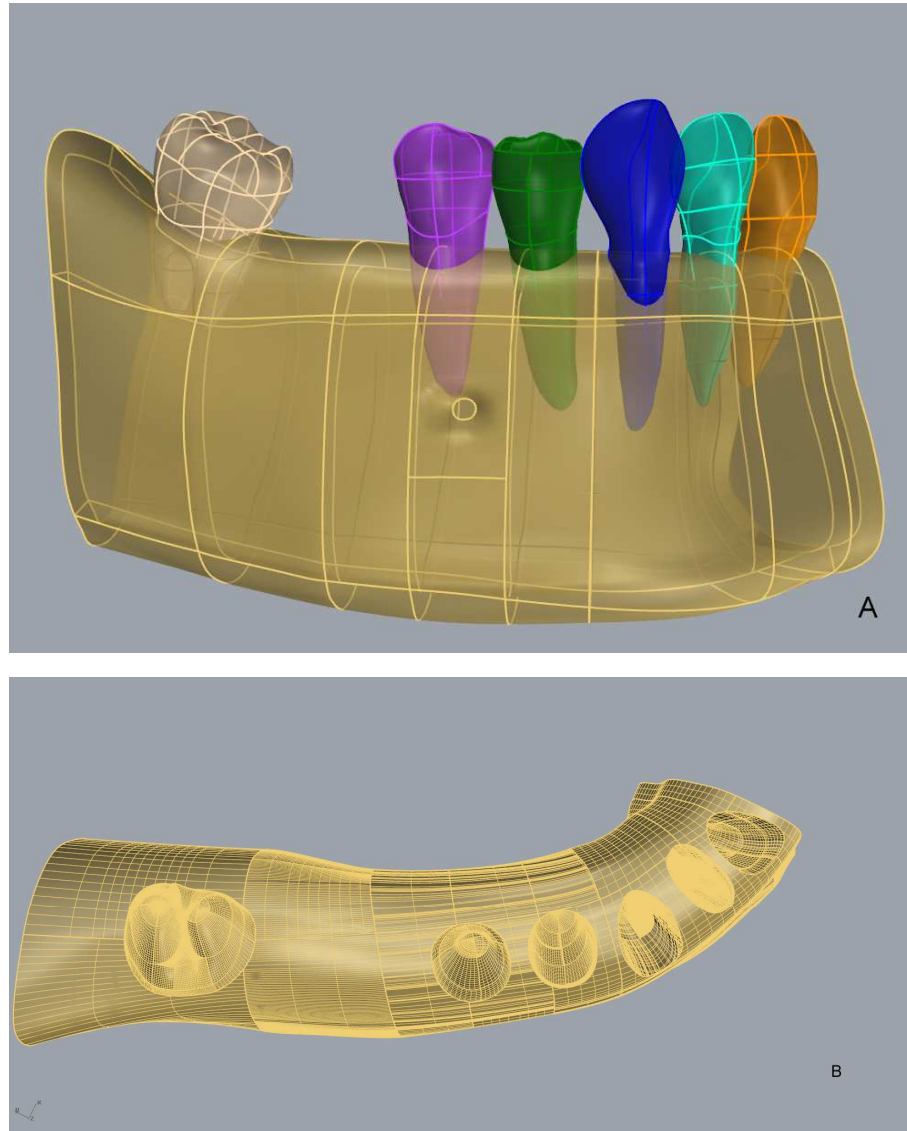
Figura 4 - Modelo do ligamento periodontal. (A) Modelado pelo contorneamento da superfície radicular. (B) Vista oclusal do ligamento periodontal do elemento dentário 47



Fonte: Elaboração própria/CTI Renato Archer.

Os alvéolos dentários foram criados por operações de subtração de corpos após a inserção do dente e ligamento periodontal nas respectivas posições no modelo geométrico da hemi-mandíbula (Figura 5).

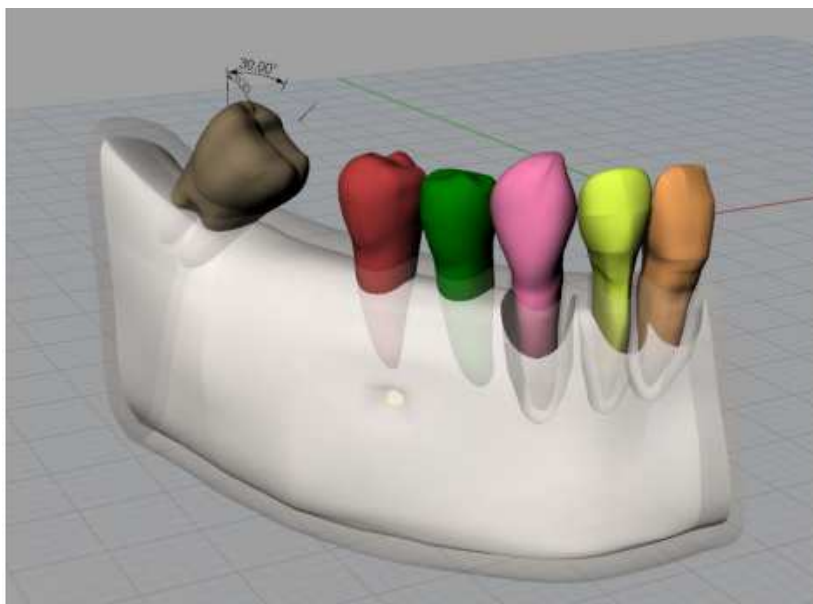
Figura 5 - Criação dos alvéolos dentários. (A) Inserção dos dentes e ligamento periodontal no osso. (B) Vista oclusal dos alvéolos dentários criados.



Fonte: Elaboração própria/CTI Renato Archer.

O modelo obtido foi, então, modificado introduzindo uma inclinação mesial de 30 graus no segundo molar inferior, semelhante ao utilizado por Kojima et al.³¹(Figura 6).

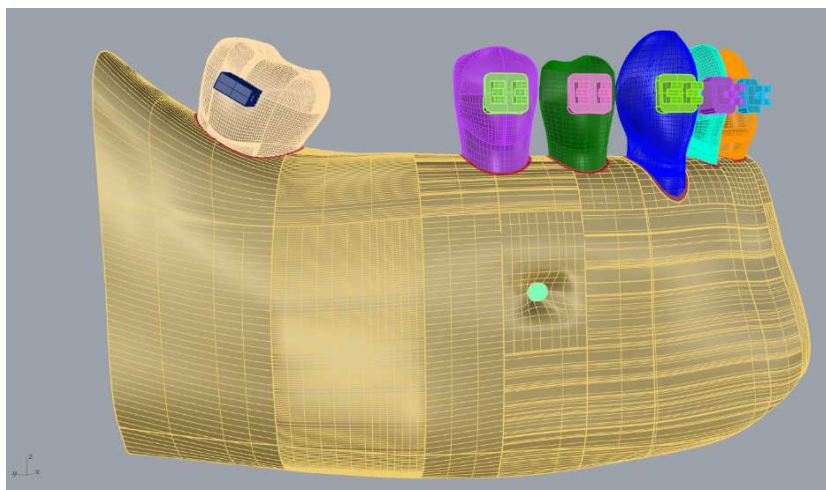
Figura 6 - Angulação mesial de 30° no dente 47



Fonte: Elaboração própria/CTI Renato Archer.

A construção 3D dos componentes ortodônticos, como braquetes, tubos e fios foram feitos a partir de componentes reais medidos com paquímetro digital. Após a análise e mensuração detalhada, os componentes ortodônticos foram construídos no software Rhinoceros 5. Para a simulação da montagem do aparelho fixo, foram utilizados tubo simples slot 0.018" X 0.030" no segundo molar inferior e braquetes ortodônticos com slot 0.018" x 0.030" nos demais dentes (Figura 7).

Figura 7 - Braquetes e tubo construídos nas suas respectivas posições



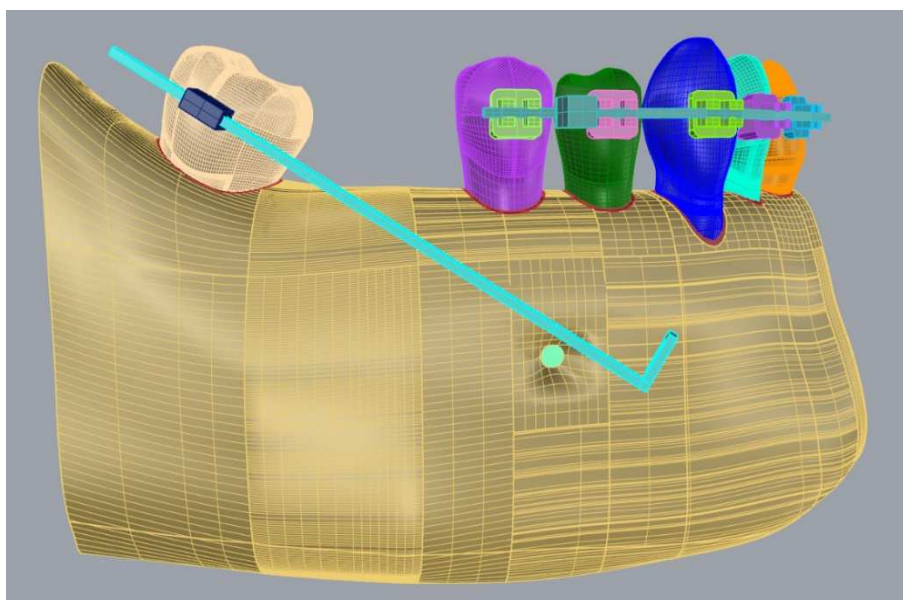
Fonte: Elaboração própria/CTI Renato Archer.

Para simulação das mecânicas utilizadas para verticalizar o 2º molar inferior, foram gerados 3 modelos, sendo 1 para cada mecânica a ser estudada.

4.2.1 Modelo 1- Simulação da ativação do cantilever simples

O cantilever simples foi confeccionado com fio de TMA (Titanium Molybdenum Alloy) 0,017" x 0,025", partindo do tubo do 2º molar inferior, e a extremidade anterior livre foi encaixada no segmento de fio de aço inoxidável 0,018" X 0,025" do bloco de dentes anteriores (dentes de ancoragem), entre o 1º pré-molar e o canino, formando um braço de alavanca, com ativação para proporcionar um momento (M) de 1.200 gf.mm⁵⁹ no segundo molar inferior direito no sistema estaticamente determinado. A magnitude de força (F) aplicada para gerar o momento necessário levou em consideração o comprimento do cantilever (d), onde, $M=F \times d$. (Figura 8).

Figura 8 – CAD do modelo1. Cantilever simples em TMA pré-ativado.

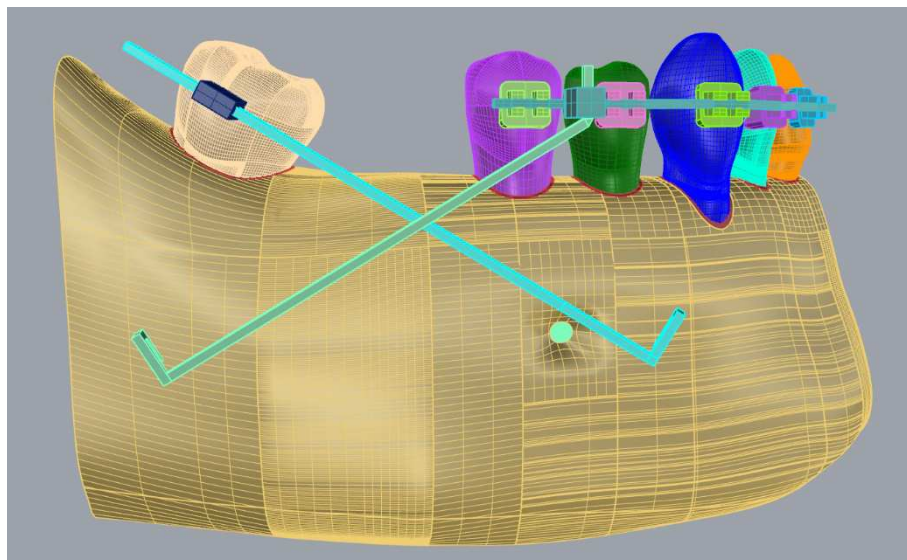


Fonte: Elaboração própria/CTI Renato Archer.

4.2.2 Modelo 2- Simulação da ativação do cantilever duplo

Os cantilevers duplos foram confeccionados com fio de TMA 0,017" x 0,025", um cantilever longo, com uma extremidade inserida no tubo do segundo molar até o segmento anterior de ancoragem (fio de aço inoxidável 0,018" X 0,025") encaixado entre o canino e o primeiro pré-molar produzindo um momento de 1.200 gf/mm⁵⁹ no segundo molar inferior. O segundo cantilever teve uma extremidade fixada no tubo cruzado inserido entre os pré-molares no bloco de dentes anteriores de ancoragem e encaixado na extensão distal ao tubo simples do primeiro cantilever com ativação para produzir um momento de 1.200 gf/mm⁵⁹ no bloco de ancoragem de dentes anteriores, ou seja, ativação em geometria VI⁶⁰ ou "V"simétrico⁶⁰, simulando verticalização com intrusão do molar no sistema estaticamente determinado (Figura 9). O objetivo do segundo cantilever aplicar uma força vertical sobre o segundo molar para se evitar a extrusão deste dente.

Figura 9 – CAD do modelo 2. Cantilever duplo em TMA pré ativado. (A) CAD com o cantilever duplo. (B) Malha de elementos finitos. (C) Imagem representativa da ativação.

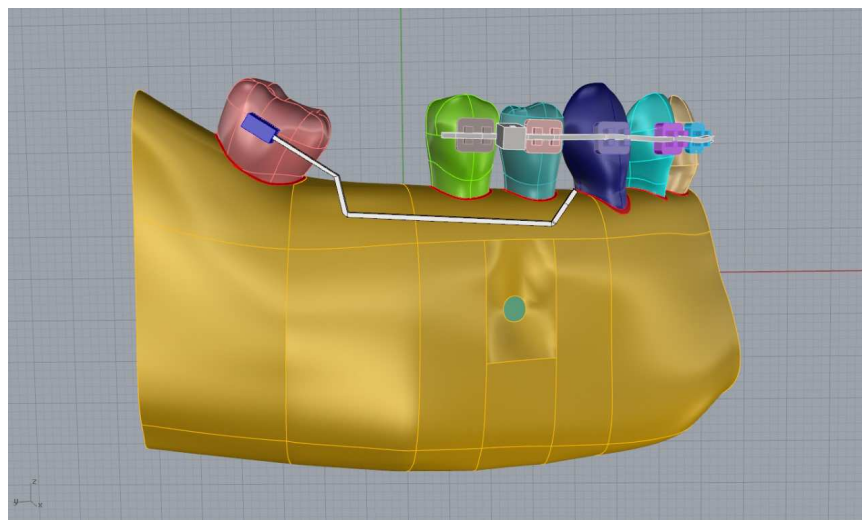


Fonte: Elaboração própria/CTI Renato Archer.

4.2.3 Modelo 3 - Simulação da ativação com alça de correção radicular

A alça de correção radicular, foi confeccionada com fio de TMA 0,017" X 0,025" ativadas em geometria VI⁶⁰ ou "V" simétrico⁶⁰, onde uma extremidade foi inserida no tubo do molar (posição beta) e a outra extremidade encaixada ao um tubo cruzado inserido entre o primeiro e segundo pré-molar (posição alfa), preso ao arco do segmento anterior de ancoragem com fio de aço inoxidável 0,018"x 0,025" no sistema estaticamente indeterminado (Figura 10). A alça de correção radicular foi pré-ativada de modo que o momento alfa da dobra de pré-ativação foi de 45 graus e o momento beta de pré-ativação foi de 10 graus

Figura 10 – CAD do Modelo 3. Alça de correção radicular para verticalização do molar.

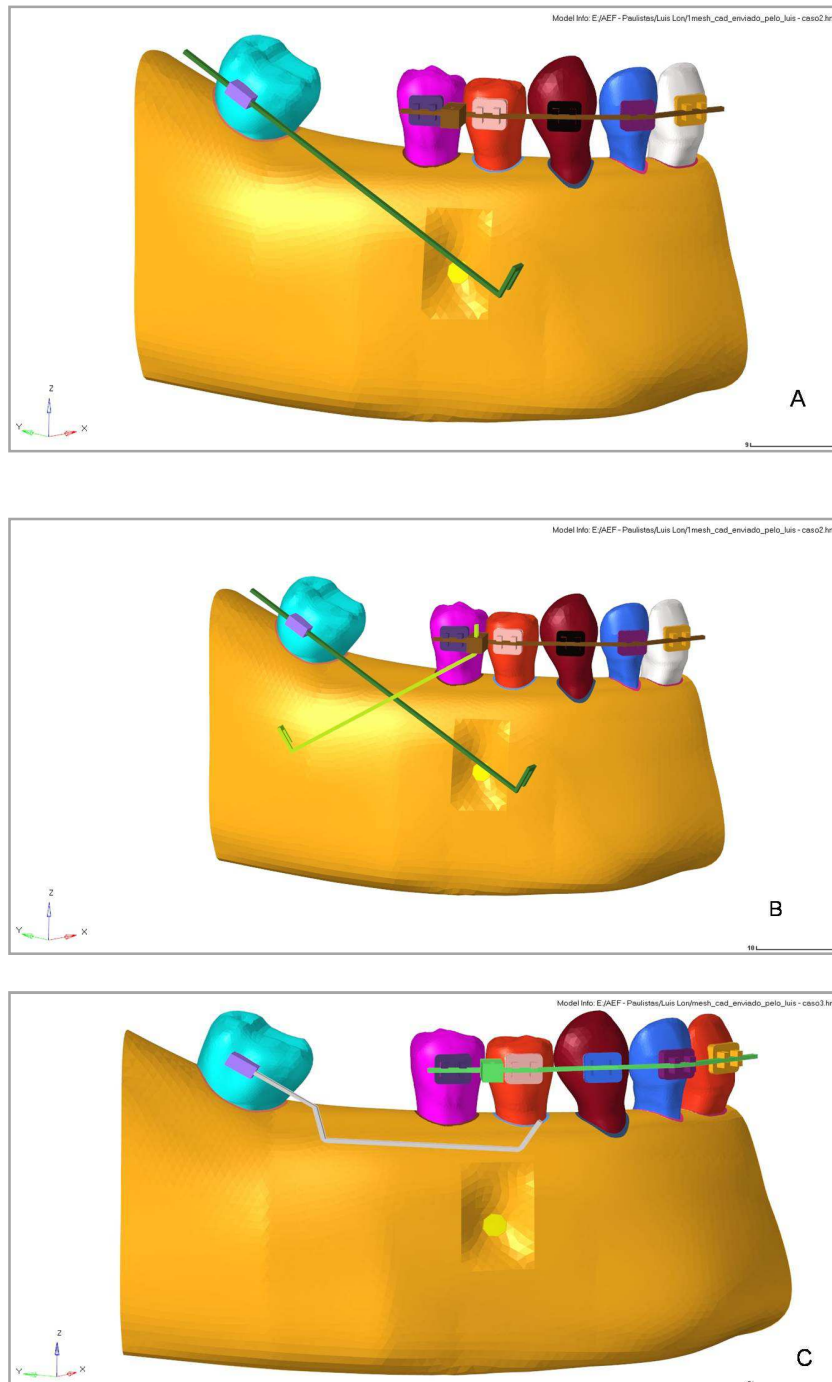


Fonte: Elaboração própria/CTI Renato Archer.

Uma vez construídos os modelos CAD 3D da mandíbula, dentes, ligamento periodontal e dos componentes ortodônticos, os mesmos foram montados e salvos em arquivo tipo STEP (**ST**andard for the **E**xchange **P**roduct model data). Os mesmos foram exportados para o software Hypermesh 2017.2 (Altair Engineering Inc., Troy, MI, EUA) para a geração da malha de elementos finitos com faces tetraédricas do tipo quadrático para cada estrutura (Figura 11). A quantidade de elementos e nós

dos modelos simulados são apresentados no Quadro 1.

Figura 11 - Modelos com a malha de elementos finitos. (A) Modelo 1. (B) Modelo 2. (C) Modelo 3



Fonte: Elaboração própria/CTI Renato Archer.

Quadro 1- Número de elementos e nós que constituíam a malha final.

Simulação	Número de Elementos	Número de Nós
Modelo 1	2156647	501493
Modelo 2	2171819	506106
Modelo3	2150026	499627

Fonte: Elaboração própria.

Após a geração da malha de elementos finitos, foram inseridos as condições de contorno e os contatos entre as estruturas, ou seja, a interação entre os corpos da simulação. Os contatos foram considerados como deslizante para as estruturas metálicas e contatos colados entre as demais estruturas. Os contatos entre os braquetes e fio anterior de ancoragem 0,018" x 0,025" de aço foram considerados contatos colados para simular efeito do amarrilho unindo o braquete e o fio de ancoragem. Os contatos dos fios utilizados nos cantilevers de verticalização molar e tubo do segundo molar inferior foram considerados como deslizantes sem atrito.

O modelo de elementos finitos do osso cortical e trabecular, do LPD, da dentina, dos dentes, tubos, braquetes, fios ortodônticos foram considerados homogêneos, isotrópicos e com comportamento estático não-linear, devido à possibilidade de deformação plástica dos fios ortodônticos.

As propriedades mecânicas, como o módulo de elasticidade e o coeficiente de Poisson de cada componente, retiradas da literatura (Quadro 2), foram inseridas no sistema e se aplicaram as condições de contorno, ou seja, restrição de movimentos.

Quadro 2- Propriedades mecânicas dos materiais		
Material \ propriedade	Módulo de elasticidade.	Coeficiente de Poisson
Dente ⁶¹	20Gpa	0.30
Ligamento periodontal ⁶¹	0,71Mpa	0,45
Osso Medular ⁶²	1,37Gpa	0.3
Osso cortical ⁶²	13,7Gpa	0.3
Fios ortodônticos de aço Inoxidável ⁶³	200 GPa	0,3
Tubos ortodônticos ⁶³	200 GPa	0,3
TMA ⁶³	69 GPa	0,3

Fonte: Elaboração própria.

4.3 Simulação

Para o início da análise não linear estática, neste caso, simulação da verticalização do molar, foram aplicadas as forças de ativação do sistema ortodôntico. Os modelos 1 e 2 apresentaram quatro *time steps* e o modelo 3 com oito *time steps*, que é a quantidade de passos que foram necessários para a resolução de cada modelo, importante para reprodutibilidade do estudo.

Os arquivos com todas as informações foram exportados para o software Optistruct 2017 (Altair Engineering Inc., Troy, MI, EUA) para a simulação de elementos finitos, ou seja, cálculos da análise, cujos resultados foram enviados para o pós-processamento no software Hyperview 2017 (Altair Engineering Inc., Troy, MI, EUA) para análise e visualização dos resultados.

5 RESULTADO

Neste estudo, os resultados obtidos geraram gráficos com mapas de cores que foram plotados graficamente, mostrando as tendências de deslocamento inicial e as áreas de tensões, portanto, não havendo a necessidade de análise estatística por ser um método de estudo determinístico.

As imagens obtidas foram dispostas de maneira que facilitassem a compreensão dos resultados, visualizando de forma qualitativa, a tendência de deslocamento dentário inicial através de mapas de deslocamento e avaliar as áreas de compressão e tração sobre o LPD por Tensão Máxima Principal (TMxP) dos diferentes modelos.

5.1 Mapas de Deslocamento

Foi estabelecido que os deslocamentos dentários variaram a partir dos tons de vermelho para os maiores deslocamentos ao azul-escuro para os menores deslocamentos, facilitando a visualização da região que teve maior ou menor deslocamento e o tipo de movimentação realizada.

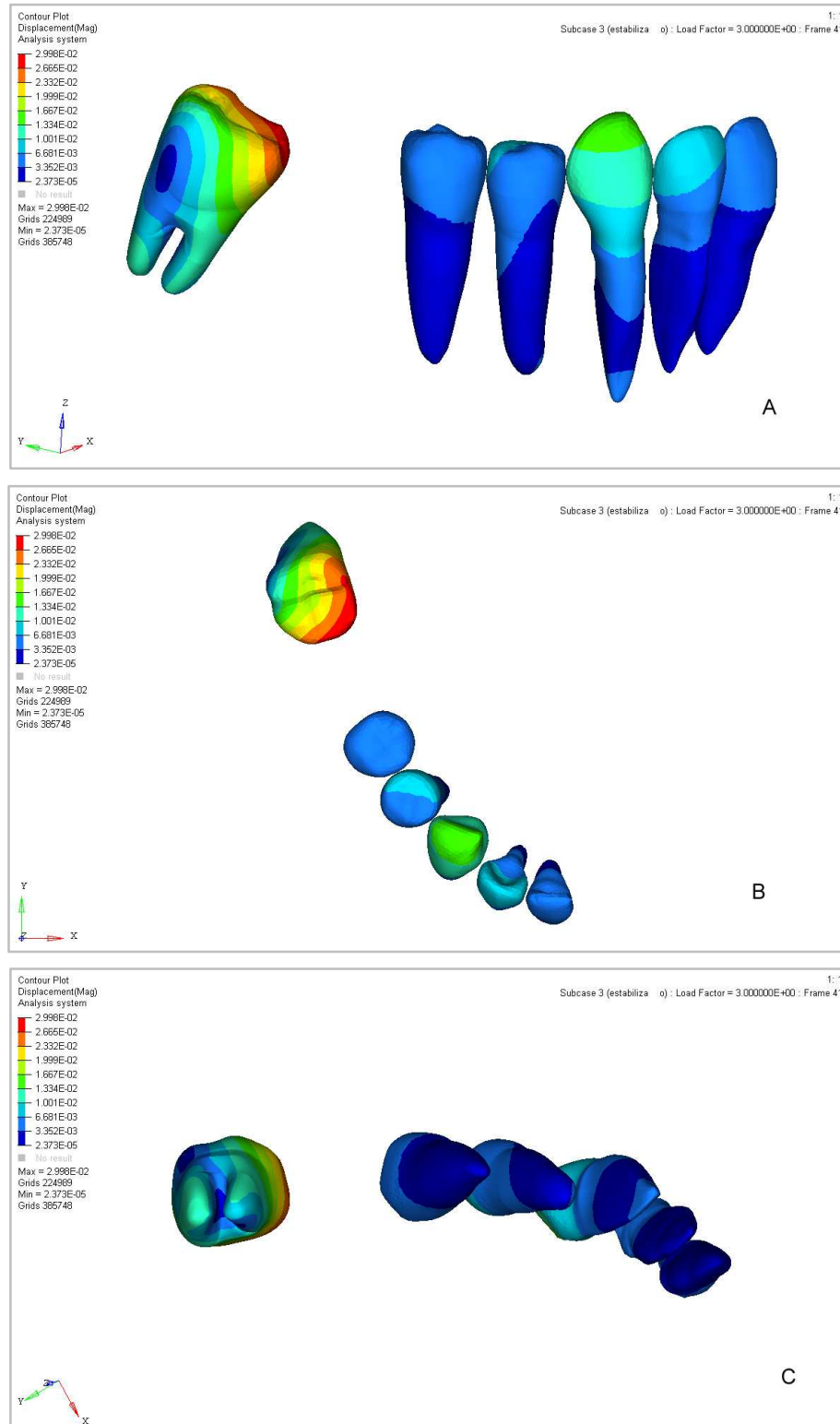
As Figuras 12 a 14 ilustram a tendência de deslocamento dos três modelos testados.

5.1.1 Modelo 1- Simulação da ativação do cantilever simples

A Figura 12 mostra que no dente 47 apresentou uma área de deslocamento de tração que atingiu um valor 0,02998 mm na porção mesial da cúspide mesio-lingual e uma pequena área na região cervical da cúspide disto-vestibular que recebeu a um valor de deslocamento compressivo de 0,00002373mm, sugerindo uma verticalização com uma tendência de extrusão do dente 47 da porção mesial e deslocamento em direção vestibular e distal.

Nos dentes anteriores de ancoragem, o mapa de cores demonstra uma tendência de deslocamento para vestibular da coroa do canino atingindo o valor de 0,01334mm e um equilíbrio entre os demais dentes e uma tendência de intrusão com tendência de deslocamento compressivo de 0,00002373mm.

Figura 12 - Mapa de deslocamento do modelo 1. (A) Vista Vestibular. (B) Vista oclusal. (C) Vista apical



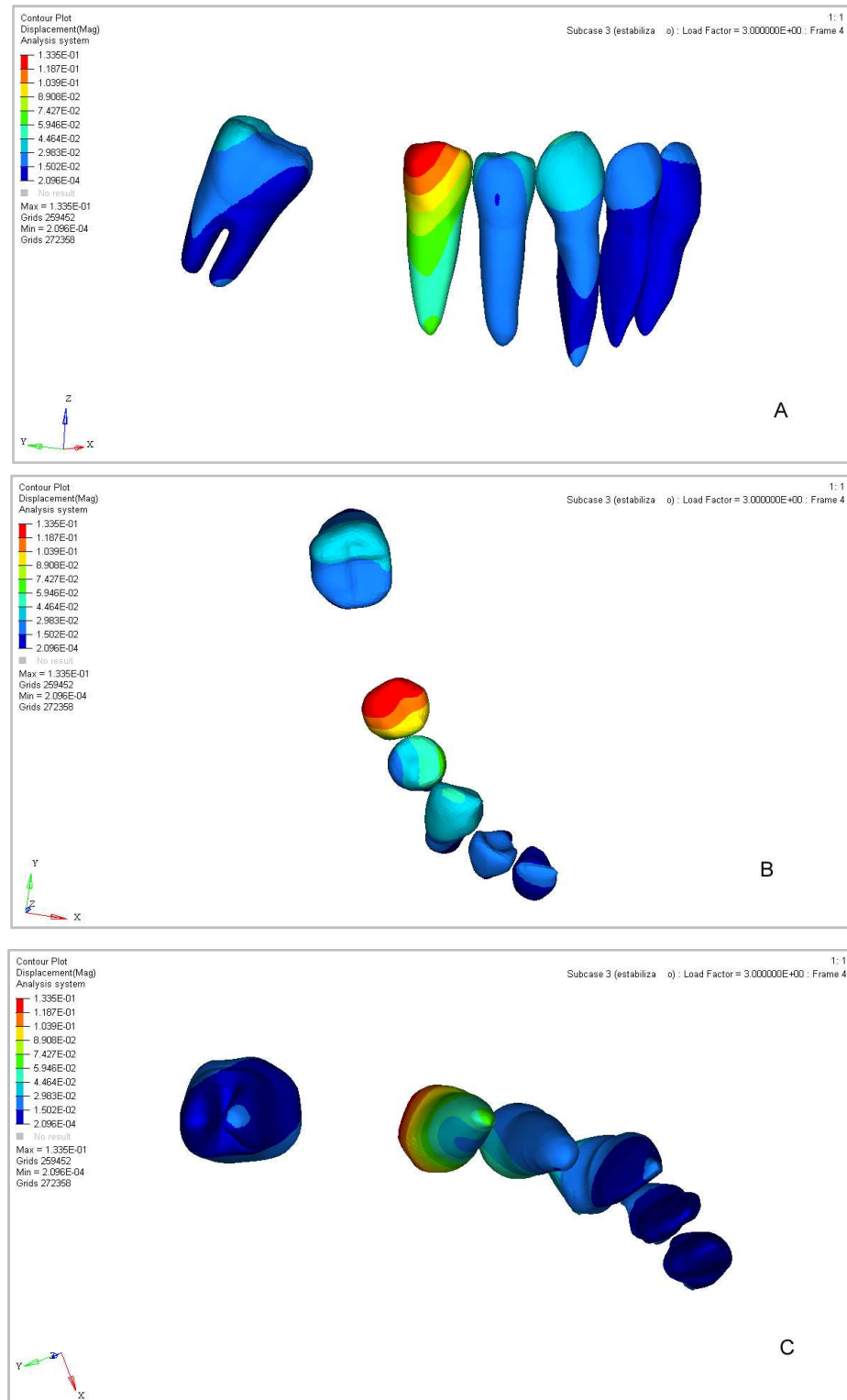
Fonte: Elaboração própria/CTI Renato Archer.

5.1.2 Modelo 2- Simulação da ativação do cantilever duplo

No modelo 2, representado pela Figura 13, o segundo molar atingiu valores de deslocamento próximo de 0,04464mm na região da oclusal das cúspides distais no sentido disto linguo-vestibular e de deslocamento de compressão de 0,0002096mm na face mesial da raiz mesial com menor tendência ao deslocamento, sugerindo uma tendência ao movimento de verticalização no sentido linguo-vestibular e sem apresentar extrusão.

Nos dentes anteriores de ancoragem, a porção disto-vestibular da coroa do 2º pré-molar atingiu um valor de deslocamento de tração de 0,1335mm e de 0,004001mm de deslocamento compressivo no terço médio da face lingual da raiz, indicando uma tendência de deslocamento vertical no sentido ocluso-lingual. Os demais dentes da região anterior apresentaram valores de deslocamento compressivo no valor de 0,004001mm distribuído nas respectivas raízes, indicando a menor tendência ao deslocamento destes dentes.

Figura 13- Mapa de deslocamento do modelo 2. (A) Vista Vestibular. (B) Vista oclusal. (C) Vista apical.



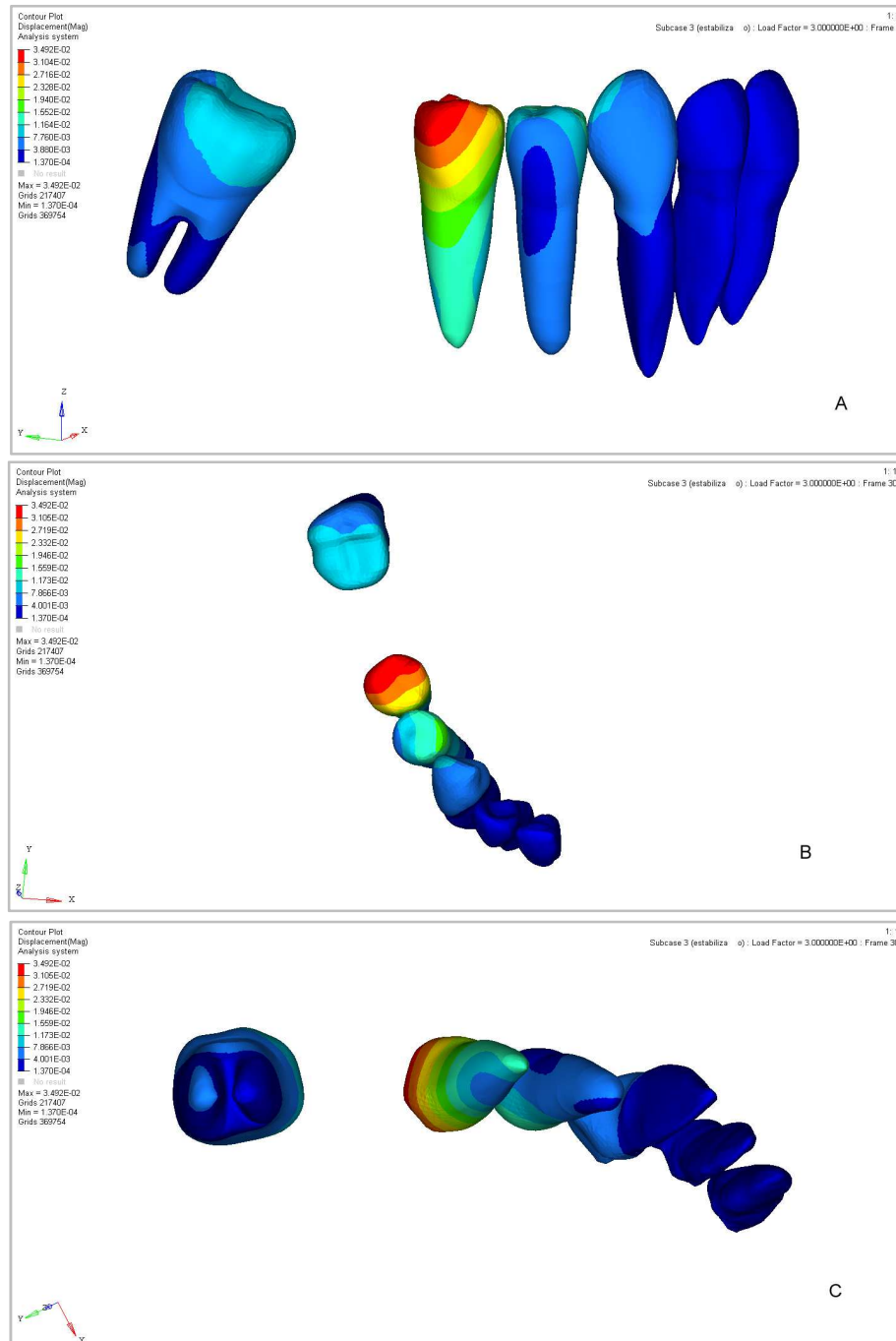
Fonte: Elaboração própria//CTI Renato Archer.

5.1.3 Modelo 3 - Simulação da ativação com alça de correção radicular

Os deslocamentos do modelo 3 estão ilustrados na Figura 14 e mostra que a tendência de deslocamento do dente 47 ocorreu na porção oclusal da coroa no sentido linguo-vestibular com valores entre 0,01173mm a 0,01559 mm e na porção apical da face vestibular da raiz distal houve uma tendência de deslocamento 0,007866 mm, sugerindo uma vestibularização da coroa dentária e sem extrusão.

O maior deslocamento observado ocorreu na porção coronária disto-vestibular no sentido vertical ocluso lingual do 2º pré-molar com valor ao redor de 0,03492 mm, sugerindo a extrusão e lingualização deste dente. Os demais dentes anteriores de ancoragem se mantiveram estáveis com tendência de deslocamento variando de 0,0001370mm a 0,004001mm.

Figura 14- Mapa de deslocamento do modelo 3. (A) Vista Vestibular. (B) Vista oclusal. (C) Vista apical.



Fonte: Elaboração própria//CTI Renato Archer.

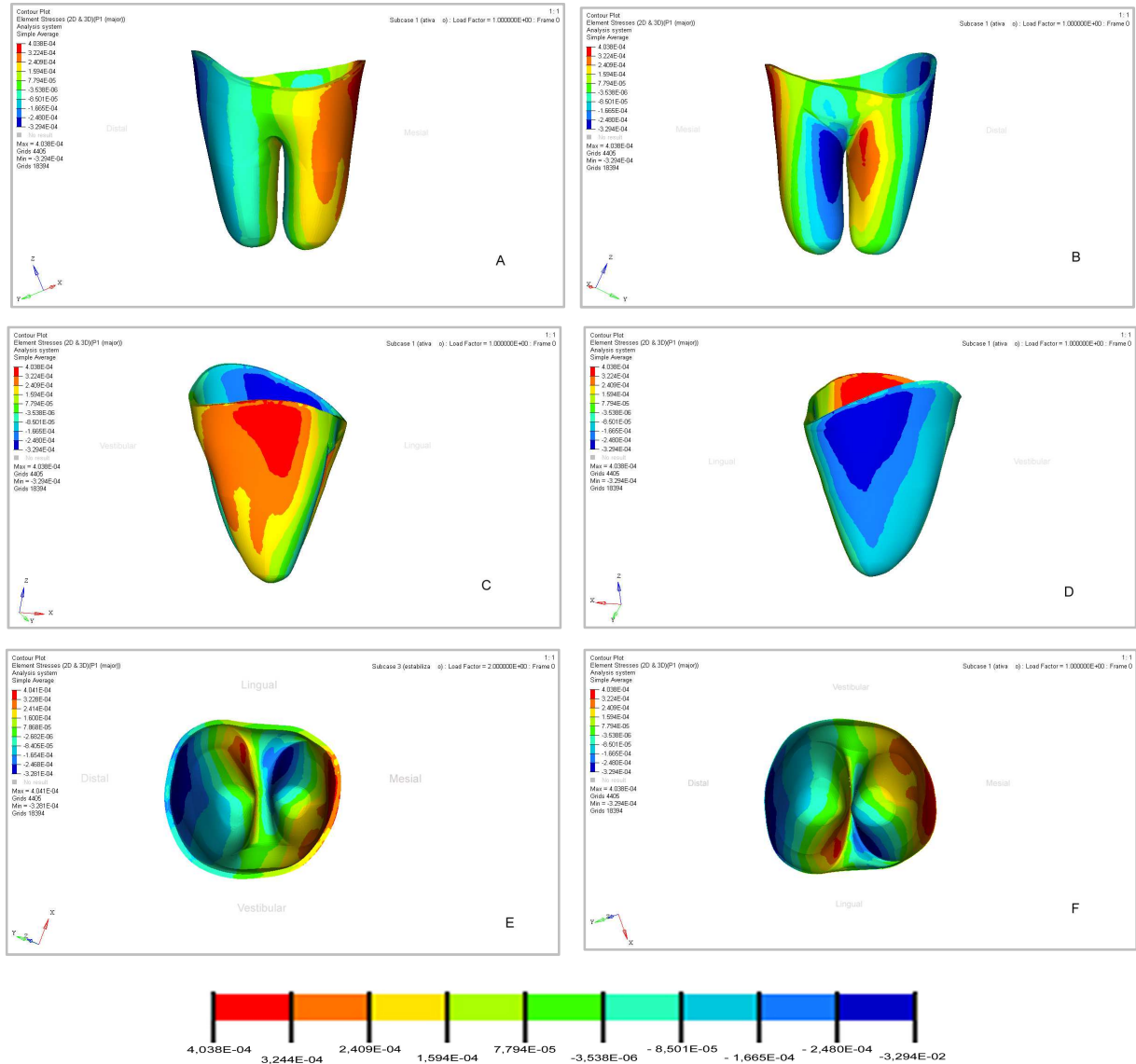
5.2 Mapas de Tensão Máxima Principal (TMxP)

Este estudo avaliou a distribuição das tensões geradas pelas mecânicas de verticalização na superfície externa do ligamento periodontal pela análise de TMxP e por representar as tendências de remodelação óssea do movimento. Os resultados são apresentados de acordo com a escala de cores gerados pela plotagem gráfica, onde, as cores quentes ou valores positivos representaram áreas de tração e as cores frias ou valores negativos de compressão.

5.2.1 Mapas de tensão máxima principal do modelo 1

A Figura 15 refere-se ao LPD do molar do modelo 1 e observou-se que houve uma área concentração de tensão de tração (cor vermelha) no valor de 0,004038 MPa na porção central da cervical da face mesial da raiz mesial e na face mésio-lingual, próximo da furca, da raiz distal do 2º molar. Áreas de compressão (cor azul) ocorreram ao longo da face distal, no terço médio da raiz distal e na face disto-lingual, próximo da bifurcação da raiz mesial do molar, atingindo -0,003294 MPa nestas regiões.

Figura 15 - Mapas de Tensão Máxima Principal do ligamento periodontal do 2º molar do modelo 1. (A) vista vestibular; (B) vista lingual; (C) vista mesial; (D) vista distal; (E) vista oclusal e (F) vista apical

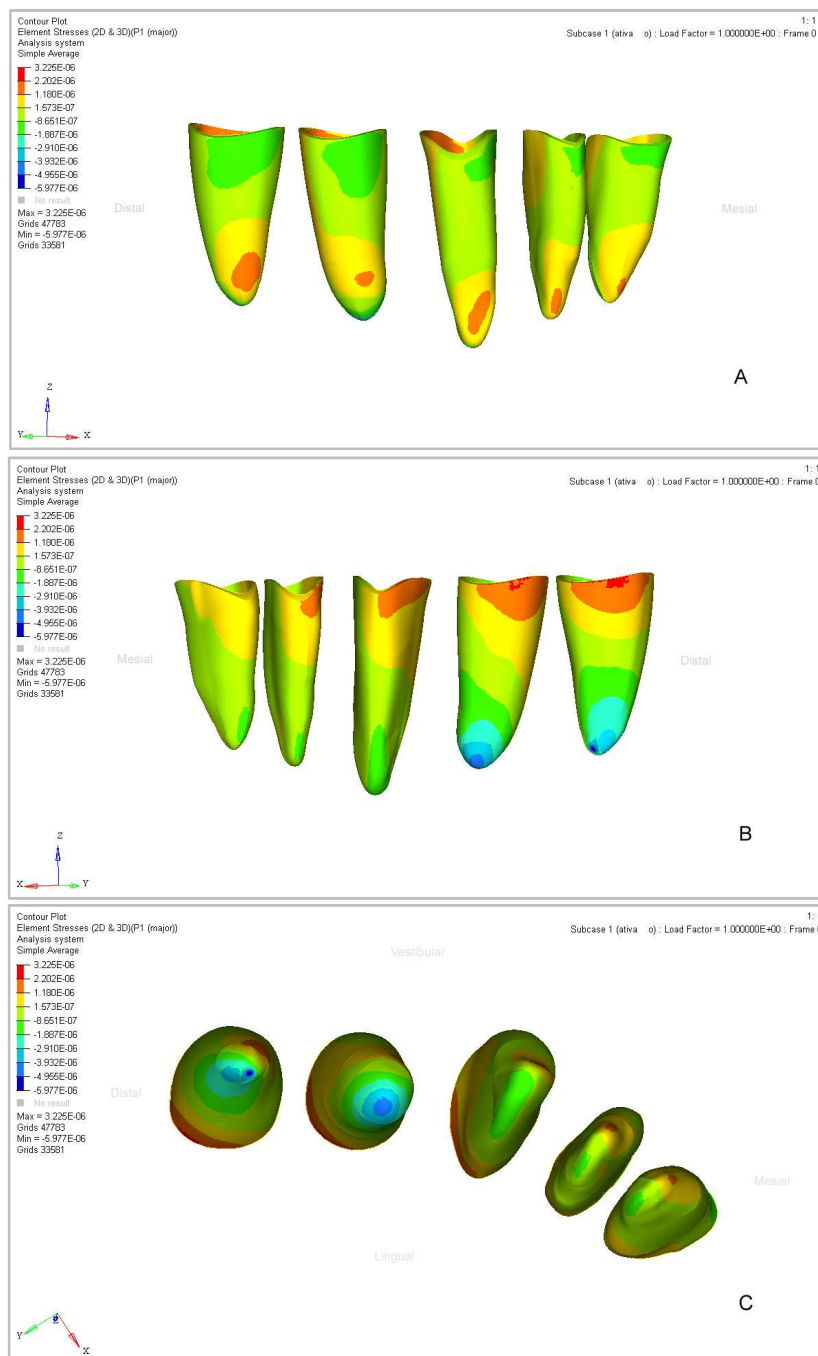


Fonte: Elaboração própria/CTI Renato Archer.

Na Figura 16 estão representadas as tensões do LPD dos dentes anteriores de ancoragem (incisivos, canino, 1º pré-molar e 2º pré-molar). De maneira geral, a porção apical da face vestibular do LPD de todos os dentes anteriores de ancoragem e na região cervical da face lingual do LPD do incisivo lateral, canino e pré-molares apresentaram áreas de tensão de tração variando 0,00001180 a 0,00002202 MPa (Figura. 16 A). O Maior pico de tensão de tração ocorreu em

pequenas áreas na cervical da face lingual do 1º e 2º pré-molares atingindo 0,000003225 MPa (Figura 16 B).. No ápice do LPD do 1º e 2º pré-molares apareceram pequenas áreas de tensão compressiva com variação de $-0,00005977$ a $-0,00004955$ MPa (Figura. 16 B e C).

Figura 16 - Mapas de Tensão Máxima Principal dos ligamentos periodontais dos dentes anteriores do modelo 1. (A) vista vestibular; (B) vista lingual; (C) vista apical

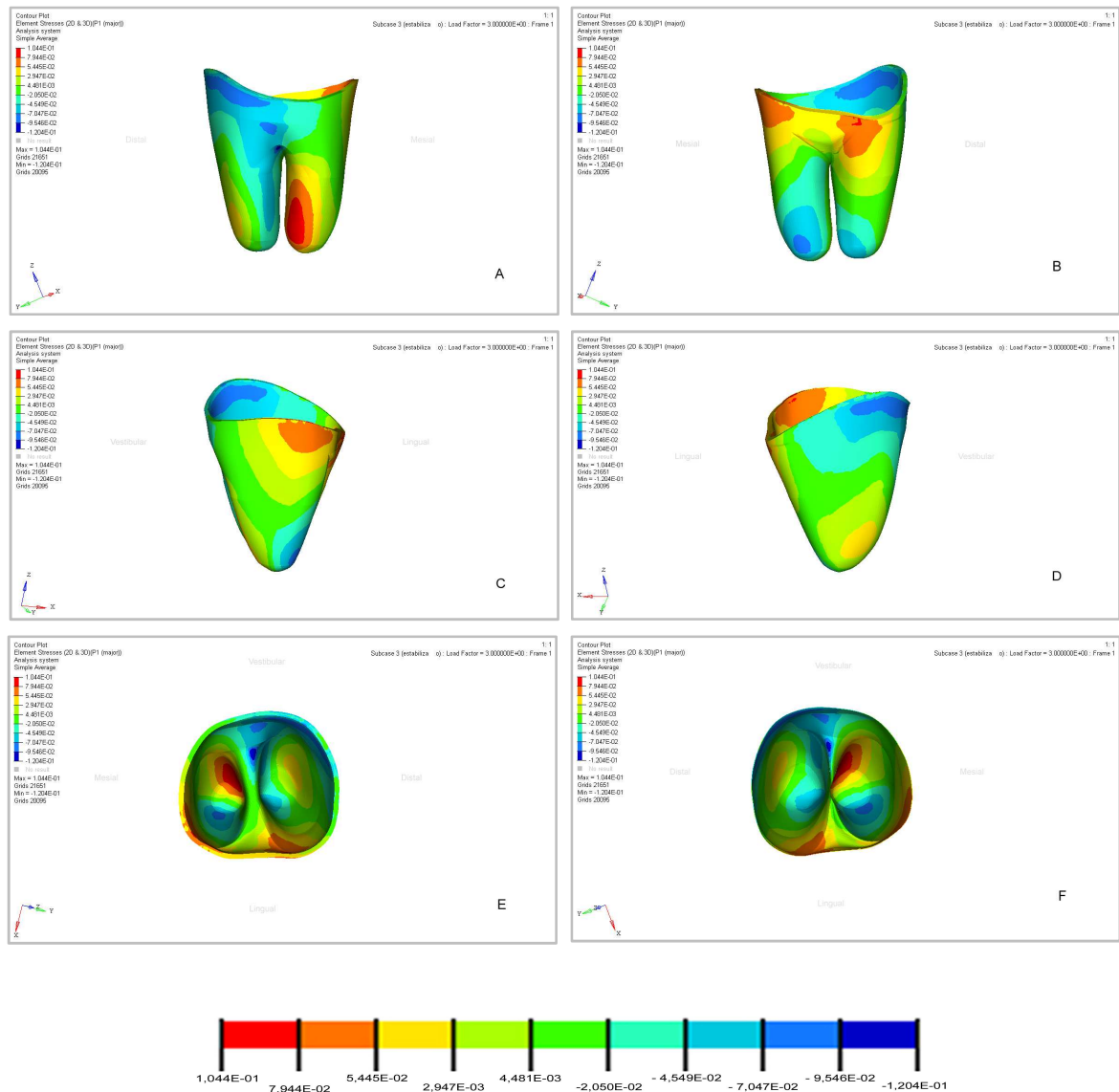


Fonte: Elaboração própria/CTI Renato Archer.

5.2.2 Mapas de tensão máxima principal do modelo 2

Na Figura 17 ilustra a TMxP do LPD do 2º molar e observou-se uma área de concentração de tensão de tração no terço apical da face disto-vestibular da raiz mesial com valor de 0,1044 MPa. Na vista mesial, houve uma pequena área de tensão de tração localizada na cervical e levemente deslocada para lingual com valores próximo a 0,07944 MPa, enquanto que, áreas de tensão de compressão foram localizadas na face disto-vestibular ao nível cervical, região de furca próximo a face mesial da raiz distal e na porção apical da face lingual das raízes mesial e distal atingindo valores entre $-0,07047$ a $0,1204$ MPa.

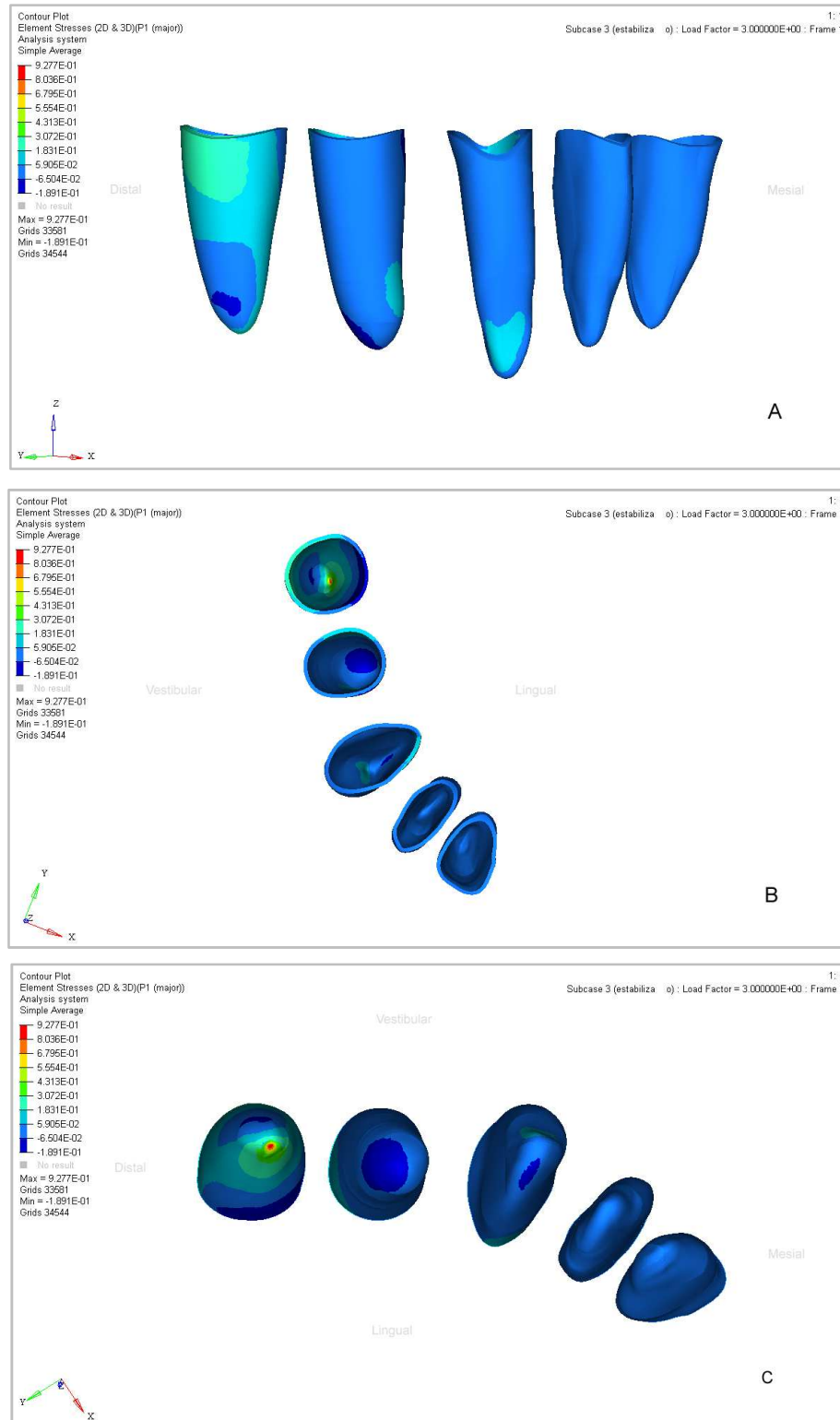
Figura 17 - Mapas de Tensão Máxima Principal do ligamento periodontal do 2º molar do modelo 2. (A) vista vestibular; (B) vista lingual; (C) vista mesial; (D) vista distal; (E) vista oclusal e (F) vista apical



Fonte: Elaboração própria/CTI Renato Archer.

De uma forma geral, as tensões no LPD dos dentes anteriores se comportaram de forma homogênea (Figura 18), predominantemente com tensões de compressão contra o osso medular com valores atingindo $-0,1891$ MPa, ainda que tenha surgido uma pequena área que apresentou um pico de tensão de tração de $0,9277$ MPa na porção lingual do ápice do 2º pré-molar.

Figura 18 - Mapas de Tensão Máxima Principal do ligamento periodontal dos dentes anteriores do modelo 2. . (A) vista vestibular; (B) vista oclusal; (C) vista apical

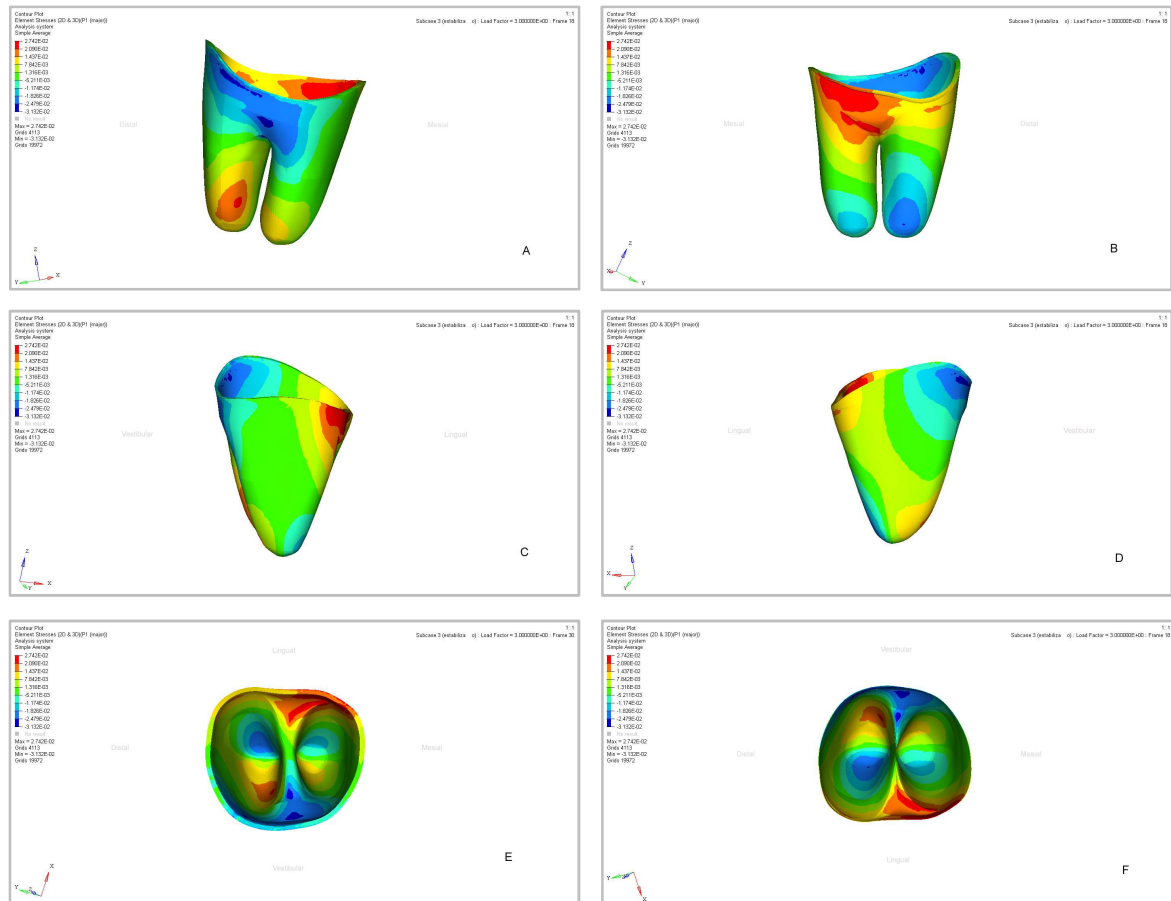


Fonte: Elaboração própria/CTI Renato Archer.

5.2.3 Mapas de tensão máxima principal do modelo 3

A plotagem gráfica da Figura 19 ilustra que no LPD do 2º molar ocorreram áreas de tensão de tração na face lingual, ao nível cervical, próximo a furca, deslocada para mesial e no terço apical da face vestibular da raiz distal com valores variando entre 0,02090 a 0,02742 MPa. Algumas áreas de compressão apareceram ao nível cervical da face vestibular, no terço apical das raízes mesial e distal da face lingual atingindo um valor de $-0,03132$ MPa.

Figura 19 - Mapas de Tensão Máxima Principal do ligamento periodontal do 2º molar do modelo 3. (A) vista vestibular; (B) vista lingual; (C) vista mesial; (D) vista distal; (E) vista oclusal e (F) vista apical

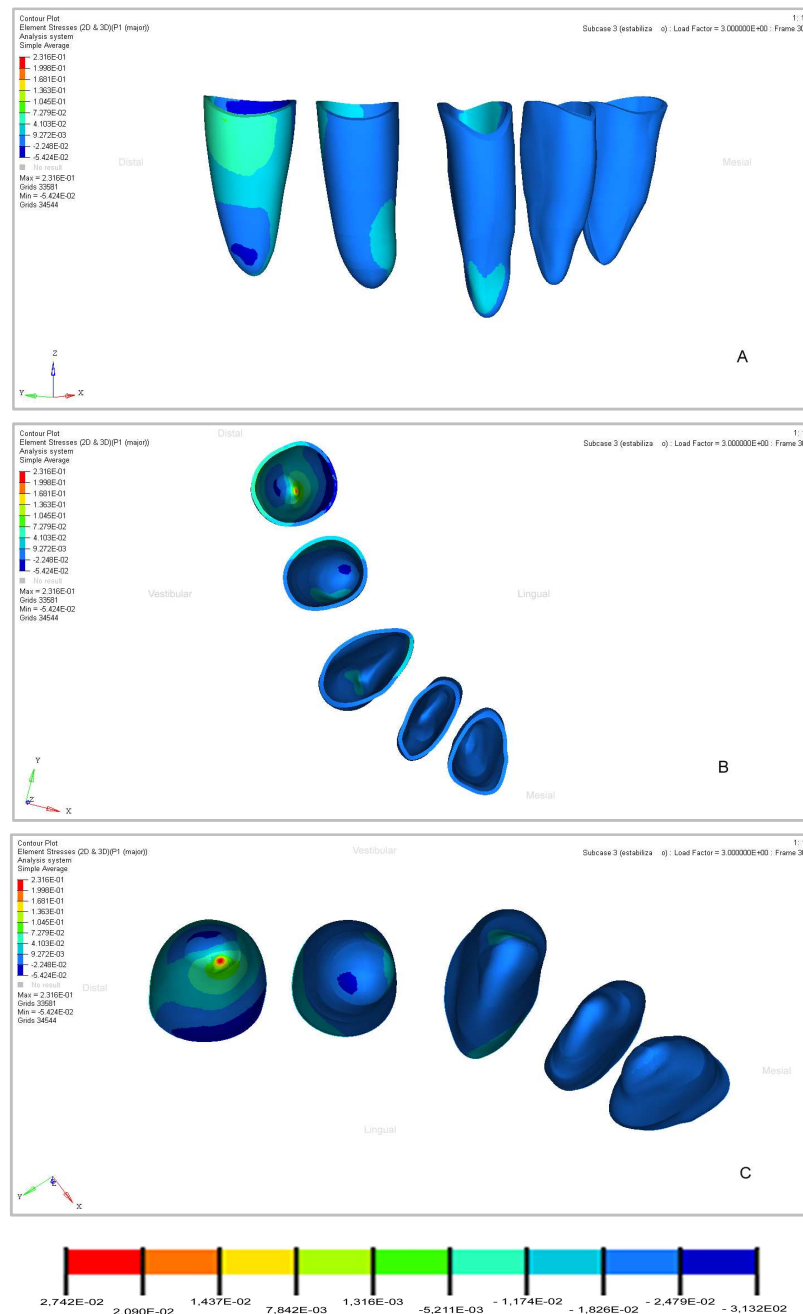


Fonte: Elaboração própria/CTI Renato Archer.

A distribuição das tensões no LPD dos dentes anteriores deste modelo, foi homogênea com predominância de tensões de compressão atingindo $-0,05424$

MPa, embora tenha aparecido uma pequena área de tensão de tração na porção lingual do ápice radicular do 2º pré-molar atingindo 0,2316 MPa (Figura 20).

Figura 20 - Mapas de Tensão Máxima Principal do ligamento periodontal dos dentes anteriores do modelo 3. . (A) vista vestibular; (B) vista oclusal; (C) vista apical



Fonte: Elaboração própria/CTI Renato Archer.

6 DISCUSSÃO

A ausência dos primeiros molares permanentes é uma situação comum, principalmente em pacientes adultos que estão a procura de tratamento reabilitador e estético. As principais consequências desta perda dentária são: a inclinação mesial dos segundos molares para o espaço do primeiro molar, dificuldade de higienização local, surgimento de bolsa periodontal na superfície mesial do dente inclinado, extrusão do dente antagonista, inclinação distal dos pré-molares, má distribuição das forças oclusais causando interferências oclusais entre outras repercussões²⁻⁶.

Wehrbein e Diedrich⁶⁵ (2001), observaram uma maior quantidade de acúmulo de biofilme sub e supragengival, mais células inflamatórias e capilares, e uma menor densidade de fibras gengivais mesiais aos molares inclinados.

A verticalização dos molares inferiores inclinados, vai favorecer a melhora do paralelismo das raízes, reequilibra a distribuição das forças oclusais axiais, permite uma melhor higienização diminuindo os problemas periodontais e facilita a reabilitação protética^{8,9}.

Diversas abordagens ortodônticas são sugeridas na literatura para a verticalização do molar inclinado, tais como: aparelhos removíveis, arcos contínuos de NiTi, molas de secção aberta, arcos com alças, cantilevers, mola helicoidal, mola pré-fabricada de Sander entre outras^{3,4,6,8,11-13,16,17}. No entanto, estes estudos^{3,6,8,16,17} mostraram que a maioria dos métodos de verticalização pode causar efeitos colaterais indesejáveis como a extrusão, contatos prematuros e abertura da mordida.

Um método utilizado por muitos ortodontistas, é a verticalização do molar com arcos contínuos de Niti, que é um método que apresenta limitações do ponto de vista biomecânico. Normalmente, eles são sistemas estaticamente indeterminados, portanto, o sistema de forças não pode ser quantitativamente definido. Entretanto, uma análise de geometria de braquetes sugere momento de inclinação distal e força extrusiva da coroa do molar, enquanto que o segundo pré-molar experimenta força intrusiva e momento de inclinação da coroa para distal devido à deflexão do fio^{66,67}. Assim, após os dentes começarem a se mover, o resultado é uma curva profunda de Spee com intrusão e inclinação distal indesejada dos pré-molares. A correção adicional dessa maloclusão recém-criada com o mesmo sistema pode levar a mais efeitos colaterais²².

Em consequência destas e outras potenciais complicações clínicas, muitos aparelhos foram introduzidos como alternativas para o arco contínuo. Devido aos vários desenhos de aparelhos, este estudo focou na avaliação do cantilever simples, duplo e alça de correção radicular, pois, são sistemas que apresentam um melhor controle tridimensional com relativa previsibilidade das movimentações dentárias^{12,13,17,18}. Isto ocorre devido à possibilidade de separar o molar a ser verticalizado (unidade ativa) do arco anterior (unidade reativa ou de ancoragem), além de permitir o conhecimento do sistema de forças gerado^{18,21,34}.

O MEF é um método muito utilizado em engenharia para cálculos estruturais e tem sido muito utilizado para o estudo da biomecânica^{24,28,34-37,48,54}. Os resultados do MEF fornecem informações que contribuem na compreensão e na análise do comportamento de algumas reações biológicas complexas advindas do sistema de forças de verticalização molar, podendo representar o padrão de movimento dentário baseado no pressuposto de que o remodelamento ósseo correlaciona com a tendência de deslocamento inicial^{45,56, 57,58}.

Desta maneira, o presente estudo avaliou qualitativamente a tendência de deslocamento dentário e a distribuição das tensões máximas principais no LPD de três diferentes mecânicas segmentadas de verticalização de molares inclinados (cantilever simples, cantilever duplo e alça de correção radicular), utilizando o método dos elementos finitos (MEF), em um modelo tridimensional de uma hemiarco dentário inferior direito contendo incisivos, canino, pré-molares e segundo molar inclinado mesialmente em 30°, com seus respectivos ligamentos periodontais e osso alveolar.

Na literatura, existe apenas um estudo³¹ que se utilizou do MEF para testar e verificar tridimensionalmente as consequências na movimentação dentária usando cantilever simples, outros estudos^{4,6,8,11-13,16,17} que analisaram estaticamente o sistema de forças envolvido e as consequências clínicas da verticalização do molar com este dispositivo.

O cantilever simples que foi simulado neste estudo, foi confeccionado em fio 0.017" x 0.025" em TMA, em que uma das extremidades foi inserida no tubo simples do 2º molar inferior e a outra extremidade encaixada entre o 1º pré-molar e canino no segmento de fio de aço inoxidável 0.018" X 0.025" do bloco anterior de dentes, formando um braço de alavanca no molar, e produzindo um momento no molar de

1200 gr.mm conforme preconizado por Romeo e Burstone⁵⁹ (1977) no sistema estaticamente determinado.

Na simulação do cantilever simples deste estudo, o 2º molar inferior apresentou uma tendência de verticalização com extrusão na cúspide mesio-lingual em direção disto-vestibular com deslocamento de 0,02998mm. Os dentes anteriores de ancoragem tiveram uma tendência de intrusão, a exceção da coroa do canino que tendeu a se deslocar para vestibular. A tendência desse molar em vestibularizar pode ser devido à folga o slot do tubo (0.018"x 0.030") em relação ao cantilever (0.017"x 0.025"). O MEF utilizado para avaliar este dispositivo confirmou teoricamente os achados clínicos de outros autores^{2-8,11-13,16,17}, resultados diferentes ao encontrado por Kojima et al³¹(2007), que observaram que houve a verticalização e não houve a tendência de extrusão no 2º molar. Estes autores³¹, analisaram através do MEF os deslocamentos dentários no molar e nos dentes anteriores de ancoragem produzidas por um cantilever simples para verticalizar um 2º molar, confeccionado em fio 0.16"x 0.16" aço inoxidável com a incorporação de um helicóide.

Com o objetivo de diminuir a extrusão do molar a ser verticalizado, alguns autores^{3,6,11,12,13,17,20} recomendaram a utilização de um segundo cantilever associado ao primeiro, no sistema estaticamente determinado, onde o primeiro cantilever produz um momento no segundo molar e uma tendência de extrusão. O segundo cantilever tem o objetivo de aplicar uma força intrusiva vertical sobre o segundo molar. Neste estudo também foi simulada a verticalização do segundo molar com a utilização do cantilever duplo, confeccionados com fio de TMA 0.017" x 0.025" para verificar as tendências de deslocamento inicial do segundo molar e nos dentes anteriores de ancoragem.

Os resultados dos deslocamentos para o molar mostrou que houve uma tendência de deslocamento da coroa no sentido linguo-vestibular com valores próximos a 0,04464mm e deslocamento de compressivo na face mesial da raiz mesial sugerindo que o maior movimento inicial do molar foi de vestibularização e sem apresentar extrusão, diferentemente do que era esperado, que seria a inclinação da coroa para distal e sem extrusão. Esse controle da extrusão corrobora os achados de outros autores que utilizaram o cantilever duplo para este fim^{13,17,20}.

Nos dentes anteriores de ancoragem, o 2º pré-molar foi dente que apresentou a maior tendência de deslocamento inicial de tração de 0,1335mm no sentido

ocluso-lingual. Os demais dentes da região anterior apresentaram deslocamento compressivo nas raízes, indicando uma tendência a intrusão destes dentes. Infelizmente, não existem muitos estudos que descrevam a biomecânica do duplo cantilever e que corroborem a quantidade de intrusão que pode ser alcançada com esse sistema. Embora este sistema seja estaticamente determinado se corretamente ativado, o clínico deve estar familiarizado com a estática tridimensional (3D) para configurar e calcular o sistema de força. Três fios (1 arco estabilizador inativo, 2 cantilevers ativos) são colocados simultaneamente no mesmo quadrante, o que complica a higiene e o conforto do paciente²².

Com o intuito de se conseguir a verticalização do molar sem extrusão e melhorar o conforto do paciente, alguns autores^{8,22,59} sugeriram uma abordagem mais sofisticada usando uma alça de correção radicular, ativada com a geometria VI, com pré ativação simétrica que fornece o mesmo sistema de força de dois cantilevers (momento e força) no sistema estaticamente indeterminado. As ativações geram momentos iguais em magnitude e em sentido oposto na região anterior e posterior ao mesmo tempo, sem a geração de forças verticais que causam a extrusão^{8,22}. A unidade ancoragem geralmente inclui muitos dentes e, assim, o movimento é mais lento. Variações nessa estratégia também foram desenvolvidas, por exemplo, para evitar a extrusão de molares e interferências oclusais, é necessária uma força intrusiva no molar²².

Os resultados da análise MEF da alça de correção radicular que foram realizados por este estudo demonstraram que o 2º molar atingiu valores de deslocamento entre 0,01173mm a 0,01559mm sentido vestibular e sem apresentar extrusão. O maior deslocamento observado ocorreu no 2º pré-molar no sentido vertical ocluso lingual com valor ao redor de 0,03492 mm, sugerindo a extrusão e lingualização deste dente. Os demais dentes anteriores de ancoragem se mantiveram estáveis. Embora haja uma maior quantidade de dentes anteriores de ancoragem e ter sido utilizado um fio de aço com calibre (0.018" X 0.025") para preencher totalmente o slot dos braquetes, não impediu o aparecimento de movimentos indesejados no 2º pré-molar.

O desempenho da alça de correção radicular foi muito semelhante aos resultados do cantilever duplo, o que faz com que possa substituir convenientemente o duplo cantilever favorecendo o conforto do paciente.

Embora existam trabalhos^{8,22,61} que apresentam estimativas teóricas do sistema de forças distribuído pelo cantilever duplo e alças de correção radicular, uma caracterização tridimensional completa com ou sem simulação de movimento dentário não foi ainda publicada. O que faz com que este trabalho apresente um certo ineditismo, visto que não existem na literatura atual disponível, estudos que utilizaram o MEF para avaliar estes dispositivos de verticalização molar.

Esta consagrado na literatura que o LPD desempenha um papel importante na cascata de eventos de remodelação óssea que ocorrem durante a movimentação dentária ortodôntica, e sua espessura e viscoelasticidade variam ao longo da superfície radicular^{68,69}. Durante a movimentação dentária o LPD sofre dois tipos de tensão, denominadas de tensão de compressão e tensão de tração, que estão relacionadas à reabsorção e aposição do osso alveolar adjacente respectivamente. Ao utilizar o MEF para analisar as TMxP (tensão máxima principal) de uma região do LPD, pode haver áreas de compressão e tração, e estas magnitude serem diferentes conforme a direção analisada³⁴. Neste estudo, o LPD construído utilizou a mesma espessura e elasticidade linear ao longo das raízes de todos os dentes. Certamente, há outras forças que atuam influenciando a velocidade e o modo de movimentação dentária⁶⁴, porém, elas não foram consideradas neste estudo.

As maiores tensões de tração no LPD do modelo 1 foram registradas na porção central da cervical da face mesial da raiz mesial e na face méso-lingual, próximo da furca, da raiz distal do 2º molar, já para as tensões compressivas ocorreram ao longo da face distal, no terço médio da raiz distal e na face disto-lingual, próximo da bifurcação da raiz mesial do molar. Nos dentes anteriores de ancoragem, a coroa do canino tendeu a vestibularizar, e os outros dentes tiveram uma tendência de intrusão.

No modelo 2, observou-se, no LPD do 2º molar, uma área de concentração de tensão de tração no terço apical da face disto-vestibular da raiz mesial, na vista mesial, houve uma pequena área de tensão de tração localizada na cervical e levemente deslocada para lingual, enquanto que, áreas de tensão de compressão foram localizadas na face disto-vestibular ao nível cervical, região de furca próximo a face mesial da raiz distal e na porção apical da face lingual das raízes mesial e distal. De uma forma geral, as tensões no LPD dos dentes anteriores se comportaram de forma homogênea, predominantemente com tensões de compressão contra o osso medular.

As tensões de compressão geradas no LPD do 2º molar do modelo 3 ocorreram ao nível cervical da face vestibular e lingualmente no terço apical da raiz distal. Áreas de tração ocorreram na face lingual, ao nível cervical, próximo a furca, deslocado para mesial e no terço apical da face vestibular da raiz distal. Por consequência, devido ao padrão das áreas de tensão e compressão apresentado no 2º molar, pode se inferir que a verticalização tem potencial risco de causar recessão gengival ou abfração por vestibular, uma vez que o osso adjacente sofrerá ação de forças compressivas do LPD^{70,71}. A distribuição das áreas tensões no LPD dos dentes anteriores deste modelo, ocorreu de forma uniforme com predominância de tensões de compressão nas raízes dos dentes, muito parecido com o que ocorreu no LPD do modelo 2.

O cantilever simples apresentou uma maior tendência a extrusão do molar. Já alça de correção radicular e o cantilever duplo utilizado neste estudo, provaram ser opções adequadas para o movimento de verticalização do molar quando há a necessidade do controle da extrusão do molar. Atenção especial deve ser dada aos efeitos colaterais, que devem ser controlados de maneira direta ou indireta através de pré ativações e reforço na ancoragem.

Com base nos resultados obtidos, neste estudo, para os deslocamentos dentários e para as tensões no LPD, observou se a viabilidade no emprego de simulações computacionais utilizadas para o estudo da biomecânica ortodôntica, sendo os resultados concordantes com a literatura^{3,6,8,11-13,16,17}.

Outros estudos biomecânicos deverão ser realizados utilizando a simulação computacional tridimensional, a fotoelasticidade e sensores tridimensionais dos sistemas de força, testando as diversas mecânicas de verticalização do molar e que levem em consideração a desativação do sistema de forças à medida que o dente se movimenta, com intuito de fornecer um sistema de forças ideal, com a redução dos efeitos colaterais, inclusive com a utilização dos diversos tipos de ancoragem.

7 CONCLUSÃO

De acordo com a metodologia utilizada e com base nos resultados apresentados, concluiu-se:

1. A verticalização com o cantilever simples (modelo 1) promoveu extrusão do 2º molar;
2. O cantilever duplo (modelo 2) e a alça de verticalização radicular (modelo 3) proporcionaram um controle da extrusão do 2º molar,
3. O deslocamento inicial do 2º molar no modelo 2 (cantilever duplo) e modelo 3 (alça de verticalização radicular) foi a vestibularização da coroa.
4. Nos dentes anteriores de ancoragem, o 2º pré-molar foi o dente que teve maior tendência ao deslocamento quando foram utilizados o cantilever duplo e alça de verticalização radicular.
5. A simulação do movimento de verticalização gerou padrão uniforme na distribuição das tensões no LPD dos dentes anteriores de ancoragem, com forças compressivas, exceto no LPD do 2º pré-molar dos modelos 2 e 3.
6. O cantilever duplo e a alça de verticalização radicular tiveram resultados semelhantes.

REFERÊNCIAS*

1. Tulloch JFC. Tratamento auxiliar para adultos. In: Proffit WR, Fields Jr H. Ortodontia contemporânea. 2.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1995. p.506-34.
2. Celenza JRF, Mantzikos, TG. Periodontal end restorative considerations of molar uprighting. *Compend Contin Educ Dent*. 1996; 17(3): 294-6.
3. Sakima T, Martins LP, Sakima MT, Terada HH, Kawakami RY, Ozawa TO. Alternativas mecânicas na verticalização de molars:sistemas de força liberados pelos aparelhos. *Rev Dent Press Ortodon Ortop Facial*. 1999; 4(1): 79-100.
4. Janson MRP, Janson RRP, Ferreira PM. Tratamento interdisciplinar I: considerações clínicas e biológicas na verticalização de molares. *Rev Dental Press Ortod Ortop Facial*. 2001; 6(3): 87-104.
5. Tulloch JFC. Uprighting molars as an adjunct to restorative and periodontal treatment of adults. *Brit J Orthod*. 1982; 9(3):122-8.
6. Melsen B, Fiorelli G, Bergamini A. Uprighting of lower molars. *J Clin Orthod*.1996; 30(11): 640-5.
7. Shellhart WC, Moawad M, Lake P. Case report: implants as anchorage for molar uprighting and intrusion. *Angle Orthod*. 1996; 66(3): 169-72.
8. RobertsWW, Chacker FM, Burstone CJ. A segmental approach to mandibular molar uprighting. *Am J Orthod*. 1982; 81(3): 177-84.
9. Alcântara RM. Estudo da distribuição das tensões provenientes de molas helicoidais utilizadas na verticalização de molares pelo método da fotoelasticidade de transmissão plana [dissertação de mestrado]. Araçatuba: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2006.
10. Saga AY, Maruo IT, Maruo H, Guariza Filho O, Camargo ES, Tanaka OM. Treatment of an adult with several missing teeth and atrophic old mandibular first molar extraction sites. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2011; 140(6): 869-78.
11. Raveli TB, Raveli DB, Almeida KCM, Santos-Pinto A. Molar uprighting: a considerable and safe decision to avoid prosthetic treatment. *Open Dent J*. 2017; 11: 466-75.

* De acordo com o Guia de Trabalhos Acadêmicos da FOAr, adaptado das Normas Vancouver. Disponível no site da Biblioteca: <http://www.foar.unesp.br/Home/Biblioteca/guia-de-normalizacao-atualizado.pdf>

12. Gandini Jr LG, Amaral RMP, Pinto AS, Raveli DB, Martins LP, Gandini MREAS. Situações em que a técnica do arco segmentado deve ser priorizada em relação a arcos contínuos. In: Flávio Augusto Cotrim-Ferreira e Eduardo Sakai. Nova visão em ortodontia e ortopedia funcional dos maxilares. São Paulo: Santos; 2008. p.179-86.
13. Caldas SG, Ribeiro AA, Simplicio H, Machado AW. Segmented arch or continuous arch technique? A rational approach. *Dental Press J Orthod*. 2014; 19(2): 126-4.
14. Ruellas AC, Pithon MM, dos Santos RL. Miniscrew-supported coil spring for molar uprighting: description. *Dental Press J Orthod*. 2013; 18(1): 45-9.
15. Magkavali-Trikka P, Emmanouilidis G, Papadopoulos MA. Mandibular molar uprighting using orthodontic miniscrew implants: a systematic review. *Prog Orthod*. 2018; 19 (1):1.
16. Koggod M, Koggod HS. Molar uprighting with the piggyback buccal sectional arch wire technique. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1991; 99(3): 276-80.
17. Locks A, Locks RL, Locks LL. Diferentes abordagens para a verticalização de molares. *Rev Clín Ortod Dental Press*. 2015; 14(4): 32-48.
18. Braun S, Marcotte MR. Rationale of the segmented approach to orthodontic treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1995; 108(1): 1-8.
19. Shroff B, Lindauer SJ, Burstone CJ, Leiss JB. Segmented approach to simultaneous intrusion and space closure: biomechanics of the three-piece base arch appliance. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1995; 107(2): 136-43.
20. Almeida MR. Princípios básicos da biomecânica ortodôntica. In: Almeida MR. Ortodontia clínica e biomecânica. Maringá: Dental Press; 2012. p.25-38.
21. Sakima MT, Sakima PRT, Sakima T, Gandini-Jr LG, Santos-Pinto A. Técnica do arco segmentado de Burstone. *Rev Dental Press Ortodon Ortop Facial*. 2000; 5(2): 91-115.
22. Viecilli RF, Chen J, Katona TR, Roberts WE. Force system generated by an adjustable molar root movement mechanism. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2009; 135(2): 165-73.
23. Rudolph DJ, Willes PMG, Sameshima GT. A finite element model of apical force distribution from orthodontic tooth movement. *Angle Orthod*. 2001; 71(2): 127-31.
24. Almeida L, Ribeiro A, Parsekian Martins R, Viecilli R, Parsekian Martins L. Nickel-titanium T-loop wire dimensions for em masse retraction. *Angle Orthod*. 2016; 86(5): 810-7.
25. Shintcovsk RL, Martins LP, Shintcovsk LK, Tanaka OM, Martins RP. Continuous arch and rectangular loops for the correction of consistent and inconsistent load systems in extruded and tipped maxillary second molars. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2018; 153(3): 396-404.

26. Maia LGM, Gomes VL, Santos-Pinto A, Lopes Júnior I, Gandini Jr LG. Estudo qualitativo fotoelástico do sistema de forças gerado pela mola "T" de retração com diferentes pré-ativações. *Dental Press J Orthod*. 2010; 15(4): 103-16.
27. Abrão AF, Domingos RG, de Paiva JB, Laganá DC, Abrão J. Photoelastic analysis of stress distribution in mandibular second molar roots caused by several uprighting mechanics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2018; 153(3): 415-21.
28. Shaw AM, Sameshima GT, Vu HV. Mechanical stress generated by orthodontic forces on apical root cementum: a finite element model. *Orthod Craniofac Res*. 2004; 7(2): 98-107.
29. Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B. The Finite Element Method: a tool to study orthodontic tooth movement. *Dent Res*. 2005; 84(5): 428-33.
30. Lotti RS, Machado AW, Mazzeiro ET, Landre Jr J, Raquel S. Aplicabilidade científica do métodos dos elementos finitos. *Rev Dent Press Ortodon Ortop Facial*. 2006; 11(2): 35-43.
31. 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.
32. Tominaga JY, Ozaki H, Chiang PC, Sumi M, Tanaka M, Koga Y, et al. Effect of bracket slot and archwire dimensions on anterior tooth movement during space closure in sliding mechanics: a 3-dimensional finite element study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2014; 146 (2): 166-74.
33. Knop L, Gandini Jr LG, Shintcovsk RL, Gandini MREAS. Scientific use of the finite element method in orthodontics. *Dental Press J Orthod*. 2015; 20(2): 119-25.
34. Vieceilli RF, Katona TR, Chen J, Hartsfield Jr JK, Roberts WE. Three-dimensional mechanical environment of orthodontic tooth movement and root resorption. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2008; 133: 791 e11-26.
35. 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.
36. Jones ML, Hickman J, Middleton J, Knox J, Volp C. A validated finite element method study of orthodontic tooth movement in the human subject. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2001; 28(1): 29-38.
37. Silva BR, Silva Júnior FI, Moreira Neto JJS, Aguiar ASW. Aplicação do Método de Elementos Finitos em Odontologia: análise das publicações científicas de 1999 a 2008. *Int J Dent*. 2009; 8(4): 197-201.
38. Middleton J, Jones ML, Wilson AN.; Three-dimensional analysis of orthodontic tooth movement. *J Biomed Eng*. 1990; 12(4): 319-27.

39. Jeon PD, Turley PK, Ting K. Three-dimensional finite element analysis of stress in the periodontal ligament of the maxillary first molar with simulated bone loss. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2001; 119(5): 498-504.
40. Kojima Y, Fukui H. A numerical simulation of tooth movement by wire bending. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2006; 130(4): 452-9.
41. Reimann S, Keilig L, Jager A, Bourauel C. Biomechanical finite-element investigation of the position of the centre of resistance of the upper incisors. *Eur J Orthod.* 2007; 29(3): 219-24.
42. Field C, Ichim I, Swain MV, Chan E, Darendeliler MA, Li W, et al. Mechanical responses to orthodontic loading: a 3-dimensional finite element multi-tooth model. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009; 135(2): 174-81.
43. Tominaga JY, Tanaka M, Koga Y, Gonzales C, Kobayashi M, Yoshida N. Optimal loading conditions for controlled movement of anterior teeth in sliding mechanics. *Angle Orthod.* 2009; 79(6): 1102-7.
44. Ammar HH, Ngan P, Crout RJ, Mucino VH, Mukdadi OM. Three-dimensional modeling and finite element analysis in treatment planning for orthodontic tooth movement. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011; 139(1): 59-71.
45. 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.
46. Largura LZ, Argenta MA, Sakima MT, Camargo ES, Guariza-Filho O, Tanaka OM. Bone stress and strain after use of a miniplate for molar protraction and uprighting: a 3-dimensional finite element analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2014; 146(2): 198-206.
47. Caballero GM, Carvalho Filho OA, Hargreaves BO, Brito HH, Magalhaes Junior PA, Oliveira DD. Mandibular canine intrusion with the segmented arch technique: A finite element method study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2015; 147(6): 691-7.
48. Chaudhry A, Sidhu MS, Chaudhary G, Grover S, Chaudhry N, Kaushik A. Evaluation of stress changes in the mandible with a fixed functional appliance: a finite element study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2015; 147(2): 226-34.
49. Papageorgiou SN, Keilig L, Hasan I, Jager A, Bourauel C. Effect of material variation on the biomechanical behaviour of orthodontic fixed appliances: a finite element analysis. *Eur J Orthod.* 201; 38(3): 300-7.
50. Geramy A, Tanne K, Moradi M, Golshahi H, FarajzadehJalali Y. Finite element analysis of the convergence of the centers of resistance and rotation in extreme moment to force ratios. *Int Orthod.* 2016; 14(2): 161-70.

51. Cho SM, Choi SH, Sung SJ, Yu HS, Hwang CJ. The effects of alveolar bone loss and miniscrew position on initial tooth displacement during intrusion of the maxillary anterior teeth: Finite element analysis. *Korean J Orthod.* 2016; 46(5): 310-22.
52. Hedayati Z, Shomali M. Maxillary anterior en masse retraction using different antero-posterior position of mini screw: a 3D finite element study. *Prog Orthod.* 2016; 17(1): 31.
53. Maruo IT, Maruo H, Saga AY, de Oliveira DD, Argenta MA, Tanaka OM. Tridimensional finite element analysis of teeth movement induced by different headgear forces. *Prog Orthod.* 2016; 17(1): 18.
54. Jo AR, Mo SS, Lee KJ, Sung SJ, Chun YS. Finite-element analysis of the center of resistance of the mandibular dentition. *Korean J Orthod.* 2017; 47(1): 21-30.
55. Hamanaka R, Yamaoka S, Anh TN, Tominaga JY, Koga Y, Yoshida N. Numeric simulation model for long term orthodontic tooth movement with contact boundary conditions using the finite element method. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2017; 152(5): 601-12.
56. Verna, Cattaneo PM, Dalstra. Corticotomy affects both the modus and magnitude of orthodontic tooth movement. *Eur J Orthod.* 2018; 40(1): 107-12.
57. Ryu WK, Park JH, Tai K, Kojima Y, Lee Y, Chae JM. Prediction of optimal bending angles of a running loop to achieve bodily protraction of a molar using the finite element method. *Korean J Orthod.* 2018; 48(1): 3-10.
58. Lekholm U, Zarb GA. Patient selection and preparation. In: Brånemark PI, Zarb George, Tomas A. *Tissue-integrated prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry.* Chicago: Quintessence; 1985. p.199-209.
59. Romeo DA, Burstone CJ. Tip-back mechanics. *Am J Orthod.* 1977; 72:414-21.
60. Burstone CJ, Koenig Ha. Creative wire bending-the force system from step and V bends. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1988; 93: 59-67.
61. Xia Z, Jiang F, Chen J. Estimation of periodontal ligament's equivalent mechanical parameters for finite element modeling. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2013; 143: 486-91.
62. Çifter M, Saraç M. Maxillary posterior intrusion mechanics with mini-implant anchorage evaluated with the finite element method. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011; 140(5): e233-41.
63. Kojima Y, Fukui H. Numerical simulations of canine retraction with T-loop springs based on the updated moment-to-force ratio. *Eur J Orthod.* 2012; 34: 10-8.
64. Wehrbein H, Diedrich P. Mesio-marginal findings at tilted molars. A histological-histomorphometric study. *Eur J Orthod.* 2001; 23: 663–70.

65. Burstone CJ, Koenig HA. Force systems from an ideal arch. *Am J Orthod.* 1974; 65: 270-89.
66. Koenig HA, Burstone CJ. Force systems from an ideal arch-large deflection considerations. *The Angle Orthod.* 1989; 59(1): 11-6.
67. Baumrind S. A reconsideration of the propriety of the "pressure-tension" hypothesis. *Am J Orthod.* 1969; 55: 12-22.
68. Heller IJ, Nanda R. Effect of metabolic alteration of periodontal fibers on orthodontic tooth movement: an experimental study. *Am J Orthod* 1979; 75: 239-58.
69. Rees JS. The effect of variation in occlusal loading on the development of abfraction lesions: a finite element study. *J Oral Rehabil.* 2002; 29: 188-93.
70. Bernhardt O, Gesch D, Schwahn C, Mack F, Meyer G, John U, et al. Epidemiological evaluation of the multifactorial aetiology of abfractions. *J Oral Rehabil.* 2006; 33: 17-25.

Não autorizo a publicação deste trabalho pelo prazo de 24 meses.

Direitos de publicação reservado ao autor)

Araraquara, 08 de março de 2019.

Luís Filipe Siu Lon