

# RESSALVA

Atendendo solicitação do(a)  
autor(a), o texto completo desta tese  
será disponibilizado somente a partir  
de 08/03/2021.



**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

**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**

<b>NASCIMENTO</b>	15/11/1969 – Beira – Moçambique
<b>FILIAÇÃO:</b>	Yin Ton Ta Go Lina
<b>1989 a 1993</b>	Graduação em Odontologia. Pontifícia Universidade Católica do Paraná (PUCPR).
<b>1996 a 1999</b>	Curso de Especialização em Ortodontia e Ortopedia Facial. Universidade Metodista de São Paulo (UMESP).
<b>2007 a 2008</b>	Mestrado em Odontologia, área de concentração Ortodontia. Pontifícia Universidade Católica do Paraná (PUCPR).
<b>2015 a 2019</b>	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. Lídia 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. Lídia 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 Minoro Muniz Shibasaki, Juan Mariscal (Pako), Jonas Bianchi, Eddy Navarro, Anderson Cunha, Ana Glauca 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), cantiliver 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

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

<b>Figura 15 - Mapas de Tensão Máxima Principal do ligamento</b>	
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
<b>Figura 16 - Mapas de Tensão Máxima Principal dos ligamentos</b>	
periodontais dos dentes anteriores do modelo 1.....	55
(A) vista vestibular.....	55
(B) vista lingual.....	55
(C) vista apical.....	55
<b>Figura 17 - Mapas de Tensão Máxima Principal do ligamento</b>	
periodontal do 2º molar 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
<b>Figura 18 - Mapas de Tensão Máxima Principal do ligamento</b>	
periodontal dos dentes anteriores do modelo 2.....	58
(A) vista vestibular.....	58
(B) vista oclusal.....	58
(C) vista apical.....	58
<b>Figura 19 - Mapas de Tensão Máxima Principal do ligamento</b>	
periodontal do 2º molar 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

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

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

° - graus

$\beta$ -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

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

<b>7 CONCLUSÃO .....</b>	<b>67</b>
<b>REFERÊNCIAS .....</b>	<b>68</b>

## 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 protético<sup>1</sup>. 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 iatrogenias<sup>1-4</sup>.

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 oclusão<sup>2-6</sup>.

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<sup>8,9</sup>.

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<sup>10,11</sup>.

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<sup>3,6,8,12,13</sup>, aliado ou não à ancoragem absoluta<sup>7,14,15</sup>.

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<sup>3,6,8,11-13,16,17</sup>.

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<sup>12,13,17-20</sup>. 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<sup>12,13,17-19</sup>.

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  $\beta$ -titânio<sup>12,13,18,19</sup>.

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<sup>19,20</sup>. 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<sup>14,19,20</sup>.

Já no sistema estaticamente indeterminado, as duas extremidades do fio são inseridas no 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<sup>21,22</sup>.

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 obtida<sup>23</sup>.

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<sup>22,24,25</sup>, fotoelasticidade<sup>9,26,27</sup> e a simulação computacional através do método dos elementos finitos (MEF)<sup>28-33,35-57</sup>.

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<sup>28,34,35</sup>. Os estudos utilizando o MEF na Ortodontia estão aumentando nos últimos anos como uma ferramenta útil para compreender os resultados decorrentes do tratamento<sup>36,37</sup>.

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 proposto<sup>36</sup>. 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<sup>30,33,37</sup>.

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.



## 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, Simplício 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 dos 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. Viecilli 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.