

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DE MINAS GERAIS  
Programa de Pós-graduação em Odontologia

Priscilla Naback Lemes Vilani

**COMPARAÇÃO DE ALÇAS SEGMENTADAS PARA VERTICALIZAÇÃO DE  
MOLARES INFERIORES: uma análise pelo método de elementos finitos**

Belo Horizonte  
2016

Priscilla Naback Lemes Vilani

**COMPARAÇÃO DE ALÇAS SEGMENTADAS PARA VERTICALIZAÇÃO DE  
MOLARES INFERIORES: uma análise pelo método de elementos finitos**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Odontologia da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Odontologia, Área de Concentração: Ortodontia.

Orientador: Prof. Dr. Dauro Douglas Oliveira

Belo Horizonte

2016

FICHA CATALOGRÁFICA

Elaborada pela Biblioteca da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais

V696c Vilani, Priscilla Naback Lemes  
Comparação de alças segmentadas para verticalização de molares inferiores: uma análise pelo método de elementos finitos / Priscilla Naback Lemes Vilani. Belo Horizonte, 2016.  
54 f. : il.

Orientador: Dauro Douglas Oliveira  
Dissertação (Mestrado) – Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais.  
Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

1. Movimentação dentária. 2. Método dos elementos finitos. 3. Molares. I. Oliveira, Dauro Douglas. II. Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. III. Título.

**Priscilla Naback Lemes Vilani**

**COMPARAÇÃO DE ALÇAS SEGMENTADAS PARA VERTICALIZAÇÃO DE MOLARES INFERIORES: uma análise pelo método de elementos finitos**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Odontologia da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Odontologia. Área de Concentração: Ortodontia.

**COMPOSIÇÃO DA BANCA EXAMINADORA:**

- 1- Profa. Dra. Soraia Macari – UFMG
- 2- Prof. Dr. Pedro Américo Almeida Magalhães Júnior – PUC Minas
- 3- Prof. Dr. Dauro Douglas Oliveira – PUC Minas

**DATA DA APRESENTAÇÃO E DEFESA: 7 de dezembro de 2016**

**A dissertação, nesta identificada, foi aprovada pela Banca Examinadora**

Belo Horizonte, 31 de janeiro de 2017

Prof. Dr. Dauro Douglas Oliveira  
**Orientador**

Prof. Dr. Martinho Campolina Rebello Horta  
**Coordenador do Programa de Pós-graduação  
em Odontologia**

***Aos meus pais,  
que sempre me deram o apoio necessário para eu vencer  
na vida e foram incentivo constante em minhas batalhas.***

## AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a **Deus**, por guiar meus passos e me conduzir para o melhor caminho. Graças a Ele tive a oportunidade de estar no lugar e no momento certo com as melhores pessoas.

À minha mãe, **Giselle Naback**, faltam-me palavras para descrever a admiração e orgulho que tenho por ela. Nela eu encontro meu porto seguro, seja na hora da dificuldade ou no momento de maior felicidade. Ela é meu espelho e não tenho dúvidas de que é meu maior exemplo de profissional e de ser humano.

Ao meu pai, **Luiz Alberto**, eu agradeço intensamente pela presença, mesmo quando a ausência física se fez presente. É dele que escuto as melhores falas de incentivo e de amor. Você foi essencial nessa vitória.

À irmã, **Larissa**, sou grata por ser a melhor companhia e me trazer muita alegria e paz. Admiro muito o jeito leve e divertido que você leva a vida.

À minha **família**, sou grata pela confiança e admiração que tem por mim. Ela é meu ponto de apoio, pois em toda e qualquer situação da minha vida se fez presente, incentivando-me.

Ao meu amor, **Bruno**, meu maior exemplo de coragem e perseverança. Obrigada por me ensinar todos os dias a nunca desistir e por me incentivar a seguir meus sonhos e sonhá-los comigo. Agradeço também a sua paciência e o seu amor.

Às minhas **amigas**, por compreenderem minha ausência e pela ajuda nos momentos difíceis. Vocês me apoiaram e me proporcionaram muitos momentos de descontração.

Ao Professor **Dauro Oliveira**, minha gratidão por coordenar este curso de uma maneira tão singular, com muita dedicação e muito amor ao nos ensinar. Obrigada por ser o orientador que me ajudou, não somente com minha pesquisa, mas também com minhas dificuldades. Tenho muita admiração por você e serei eternamente grata por todos os seus ensinamentos.

A todos os meus queridos Professores, que me fizeram sentir parte dessa família COP. Hoje me sinto realizada em ser um membro dela. Obrigada, **Dr. Armando, Dr. Bernardo, Dr. Dauro, Dr. Flávio, Dr. Hélio, Dr. Heloísio, Dr. Ideu, Dr. José Maurício, Dr. José Eymard, Dra. Marielle e Dr. Tarcísio**, por contribuírem para a formação do meu caráter e profissionalismo, pela dedicação em ensinar, pelos momentos de descontração e pelo carinho.

Agradeço de forma especial ao **Gabriel** pela ajuda essencial e paciência e ao **Pedro Américo** e seus alunos, por acompanharem o todo o processo para obtenção deste trabalho.

Agradeço aos meus amados colegas pela união intensa nesses 2 anos e meio de convivência. Não imagino turma melhor para ter vivido essa experiência comigo. Tivemos uns aos outros para apoiar, confiar e, acima de tudo, admirar. A **Ana Luísa**, por estar sempre disposta a ajudar; a **Daniella**, pelo exemplo de dedicação e por ser a pessoa mais cativante com seu jeito alegre e meigo de ser; a **Helena**, pelos inúmeros conselhos amigáveis e pelo cuidado constante; a **Karine**, pelas risadas e brincadeiras que deixaram minha rotina mais prazerosa; a **Renata** por compartilhar dos mesmos problemas e transformá-los em divertimento; e ao **Vitor** por ser tão prestativo. Obrigada a todos pelo incentivo nas horas de desânimo, pelo consolo nos momentos de tristeza e pela presença nas alegrias de nossas conquistas.

À turma XV, pela convivência e amizade. Agradeço especialmente à minha amiga **Mariana Mori**. Obrigada por sempre segurar minha mão e dizer que tudo ficaria bem, por ser esse anjinho na minha vida e pela amizade tão sincera.

À turma XVII, pelo companheirismo nessa reta final. Em especial, agradeço à **Fernanda** e a **Valéria**, por fazerem parte da minha turma e alegrarem mais meu dia-a-dia.

A todos os funcionários da PUC Minas, principalmente à **Vivian** e ao **Márcio**, sou grata pela ajuda e dedicação.

Agradeço também aos pacientes, pela confiança e por terem me proporcionado tanto aprendizado.

## RESUMO

A inclinação mesial excessiva de segundos molares inferiores permanentes adjacentes aos primeiros molares perdidos precocemente é rotineiramente encontrada por ortodontistas que tratam pacientes adultos. O elevado grau de dificuldade para verticalização desses dentes faz com que tal movimento seja um desafio para muitos profissionais e a melhor abordagem clínica para resolver essa condição ainda está indefinida. O objetivo deste estudo foi avaliar os efeitos mecânicos de duas alças segmentadas para a verticalização de molares: o *Cantilever* de verticalização da técnica do arco segmentado (TAS) e a mola proposta por Sander. Três modelos de elementos finitos da mandíbula foram construídos por meio de uma tomografia computadorizada multiplanar de um adulto jovem saudável, com dentição permanente completa, exceto pelos 3<sup>os</sup> molares. O 1<sup>o</sup> molar permanente inferior do lado direito foi removido do modelo, para simular sua perda precoce, e o 2<sup>o</sup> molar inferior permanente do lado direito foi inclinado mesialmente em 30° em relação à base óssea. O ligamento periodontal, o osso medular e o osso cortical foram ajustados de acordo com as estruturas adjacentes. Estes ajustes de modelagem, assim como as molas de verticalização e os acessórios ortodônticos, foram realizados pelo o programa SolidWorks®. No modelo 1 foi simulada a mecânica do *Cantilever* de verticalização da TAS. Os modelos 2 e 3 representaram as simulações da mola de Sander, a primeira com 45° de ativação e a outra com 90° de ativação. A confecção da malha e as simulações foram realizadas por meio do programa Ansys Workbench® 17.0. As simulações mostraram que em todas as mecânicas houve uma tendência de verticalização do molar com movimento distal de coroa, entretanto alguns efeitos indesejáveis foram observados neste dente e/ou na unidade de ancoragem. Os modelos 1 e 3, que resultaram em uma tendência de extrusão e inclinação lingual do molar mesioinclinado. Diferentemente, o modelo 2 mostrou uma tendência de verticalização do molar com intrusão e sem inclinação vestibulo-lingual. Os efeitos secundários na unidade de ancoragem foram mais evidentes no modelo 2 e mais suaves no modelo 3. Conclui-se que a mola proposta por Sander com ativação de 45° foi mais eficaz na verticalização do molar mesioinclinado, obtendo-se uma tendência de movimento com intrusão e controle vestibulo-lingual. No entanto, atenção deve ser dada à unidade de ancoragem para minimizar os efeitos secundários nesta área.

Palavras-chave: Movimentação dentária. Análise de elementos finitos. Dente molar.

## ABSTRACT

The excessive mesial inclination of permanent mandibular second molars adjacent to first molars, which are lost early, is a common problem encountered by orthodontists who treat adult patients. The high degree of difficulty encountered when uprighting these teeth makes this movement a challenge for many professionals, and the best clinical approach to resolving this condition is still undefined. Thus, the aim of this study was to evaluate the mechanical effects of two molar uprighting devices: the cantilever for uprighting in the segmented arch technique (SAT) and the spring proposed by Sander. Three finite element models of the mandible were constructed by means of a multiplanar computerized tomography of a healthy young adult, with complete permanent dentition, except for the third molars. The mandibular right first molar was removed from the model to simulate its early loss, and the second mandibular molar was mesially inclined at 30° to the bone base. The periodontal ligament, medullar bone, and cortical bone were adjusted according to adjacent structures. These modeling adjustments, as well as the uprighting springs and orthodontic accessories, were performed with the SolidWorks® program. In Model 1, the mechanics of using a cantilever for uprighting in the SAT were simulated. In Models 2 and 3 represented the simulations of the Sander spring, the first with a 45° of activation and the other with 90° of activation. Mesh fabrication and simulations were performed with Ansys Workbench® 17.0 software. The results showed that in all mechanics there was a trend of molar uprighting with distal crown movement; however some undesirable effects were observed in this tooth and / or in the anchorage unit. Models 1 and 3 resulted in a tendency of extrusion and lingual inclination of the inclination of the mesial inclined molar. Unlike, Model 2 showed a tendency of uprighting of the molar with intrusion and without buccolingual inclination. The side effects in the anchorage unit were more evident in model 2 and softer in the model 3. It is concluded that the spring proposed by Sander with a 45° of activation was an effective method for uprighting mesially inclined mandibular molar, obtaining a tendency of movement with intrusion and buccolingual control. However, attention should be given to the anchoring unit to minimize side effects in this area.

**Keywords:** Dental movement. Finite element analysis. Molar tooth.

## **LISTA DE ABREVIATURA E SIGLAS**

CR - Centro de resistência.

LPD - Ligamento Periodontal.

MEF - Método dos elementos finitos.

NiTi - Níquel-titânio.

TAS - Técnica do arco segmentado.

TMA - Titânio-molibidênio.

## LISTA DE FIGURAS

<b>Figura 1:</b> Modelo de elementos finitos representando o <i>Cantilever</i> de verticalização da TAS – Modelo 1.....	30
<b>Figura 2:</b> Modelos de elementos finitos representando a mola de Sander – <b>A.</b> Modelo 2. <b>B.</b> Modelo 3. ....	31
<b>Figura 3:</b> Ativação do <i>Cantilever</i> de verticalização da TAS.....	33
<b>Figura 4:</b> Mola de Sander com ativação de $135^{\circ}$ - <b>A.</b> Ativação no tubo cruzado. <b>B.</b> Ativação no tubo simples do molar mesioinclinado. ....	33
<b>Figura 5:</b> Mola de Sander com ativação de $90^{\circ}$ - <b>A.</b> Ativação no tubo cruzado. <b>B.</b> Ativação no tubo simples do molar mesioinclinado. ....	34

## LISTA DE TABELA

<b>Tabela 1</b> - Propriedades mecânicas dos materiais utilizados nos modelos .....	32
-------------------------------------------------------------------------------------	----

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO .....</b>	<b>23</b>
<b>2 OBJETIVOS.....</b>	<b>27</b>
2.1 Objetivo geral .....	27
2.2 Objetivos específicos.....	27
<b>3 MATERIAL E MÉTODOS .....</b>	<b>29</b>
3.1 Representação gráfica dos dentes e ligamento periodontal.....	29
3.2 Representações gráficas das mecânicas de verticalização .....	29
3.2.1 Acessórios ortodônticos .....	29
3.2.2 Cantilever de verticalização da TAS (Modelo 1) .....	30
3.2.3 Mola de Sander (Modelos 2 e 3) .....	30
3.3 Propriedades dos elementos .....	31
3.4 Variáveis: Ponto de aplicação de força .....	32
3.5 Simulações .....	34
<b>4 ARTIGO .....</b>	<b>35</b>
<b>5 CONSIDERAÇÕES FINAIS .....</b>	<b>51</b>
<b>REFERÊNCIAS.....</b>	<b>53</b>

## 1 INTRODUÇÃO

Os segundos molares permanentes inferiores excessivamente mesioinclinados, em função da perda precoce dos primeiros molares, representam um problema clínico comum na prática de um ortodontista, principalmente para aqueles que tratam pacientes adultos (OHURA et al., 2011; RUELLAS; PITHON; SANTOS, 2013; KIM; KIM; CHUN, 2014).

Desta forma, para obter a normalização da oclusão e da função e evitar o agravamento de problemas periodontais, a verticalização dos molares é o tratamento recomendado (WEILAND; BANTLEON; DROSCHL, 1992; MAH et al., 2015). Com esta abordagem, o alinhamento das raízes é alcançado, o que permite melhor distribuição das forças mastigatórias e adequado plano de inserção de próteses, devido à recuperação do paralelismo radicular dos dentes pilares (WEILAND; BANTLEON; DROSCHL, 1992; JANSON; JANSON; FERREIRA, 2001; SAWICKA; RACKA-PILSZAK; ROSNOWSKA-MAZURKIEWICZ, 2007).

Importante salientar que, se os molares mesioinclinados não forem devidamente corrigidos, podem conduzir a efeitos adversos, tais como aparecimento de defeitos infraósseos verticais e bolsas periodontais em sua região mesial (SOHN et al., 2007; MAH et al., 2015), extrusão de dentes antagonistas, distalização do segundo pré-molar (OHURA et al., 2011), contatos prematuros em relação cêntrica, interferências oclusais durante movimentos protrusivos e de lateralidade (SAWICKA; RACKA-PILSZAK; ROSNOWSKA-MAZURKIEWICZ, 2007).

Contudo, a verticalização dos molares se torna um desafio ortodôntico devido à grande dificuldade em realizar este movimento sem provocar extrusão do molar. Tal efeito ocorre, pois a aplicação de forças distante do centro de resistência (CR) do dente, ao nível da coroa dentária, produz movimentos de translação e tendência de rotação (ROBERTS; CHACKER; BURSTONE, 1982). O referido efeito é indesejável, já que o resultado gera consequências como contatos prematuros e abertura de mordida (SAKIMA et al., 1999).

Acompanhadas pela extrusão do molar, as interferências dentárias minimizam a correção da inclinação para posição adequada e podem prejudicar o suporte periodontal. Neste contexto, os ajustes oclusais são necessários (SAKIMA et al., 1999).

Outra dificuldade da mecânica de verticalização de molares é controlar os

movimentos dentários na unidade de ancoragem, como a inclinação, rotação e intrusão destes dentes (LAU; WHANG; BISTERC, 2013).

Portanto, a escolha da mecânica ideal deve ser determinada pela severidade da inclinação mesial, da decisão de abertura ou fechamento do espaço protético, da necessidade de intrusão ou extrusão do molar (MELSEN; FIORELLI; BERGAMINI, 1996), assim como da facilidade de acesso à superfície coronária, da simplicidade e efetividade da mecânica de verticalização, evitando efeitos colaterais indesejáveis (SAKIMA et al., 1999).

Algumas técnicas de verticalização de molares foram propostas na literatura, mas o *Cantilever* de verticalização da técnica do arco segmentado (TAS) e a mola de Sander dispõem das características acima, sendo interesse de estudo nesta pesquisa.

Roberts, Chacker e Burstone (1982) descreveram o método de verticalização utilizando a TAS, denominado *Cantilever*. Este pode ser confeccionado por meio de fio segmentado de aço inoxidável, variando desde fios secção 0,016 x 0,022" até 0,018 x 0,025" ou de titânio-molibidênio (TMA) de secção 0,017 x 0,025" (ROBERTS; CHACKER; BURSTONE, 1982; SAKIMA, 1999).

Embora essa técnica com a alça segmentada para verticalização ocorra de forma rápida, simples, com certo controle da força e dos efeitos prejudiciais aos dentes, ainda assim, a extrusão do molar é uma dificuldade inerente à mecânica (ROBERTS; CHACKER; BURSTONE, 1982; KOJIMA; MIZUNO; FUKUI, 2007).

Outra proposta de mecânica segmentada pouca abordada na literatura para a verticalização de molares é a mola preconizada por Sander, disponível no mercado em formato pré-fabricado pela Forestadent® (Forestadent USA, Saint Louis, MO, EUA). Esta mola é confeccionada pela combinação de fios de níquel-titânio (NiTi) 0,016 x 0,022" e aço inoxidável 0,017x 0,022" (SANDER; WICHELHAUS, 1995; SAKIMA et al., 1999).

Segundo os idealizadores dessa mola, o efeito superelástico do fio NiTi libera forças mais leves e constantes nos molares (SANDER; WICHELHAUS, 1995; SAKIMA et al., 1999), sendo substancialmente mais favorável para a movimentação dentária e saúde periodontal, especialmente em pacientes adultos (KIM; KIM; CHUN, 2014). Além disso, segundo os autores, o fio de aço faz com que seja possível ajustar a dobra alfa para obter movimento intrusivo do molar associado à verticalização.

No entanto, a literatura existente sobre as técnicas de verticalização de molares excessivamente mesioinclinados é escassa e, até a presente data, não há estudos que avaliam criticamente os efeitos mecânicos das abordagens descritas até então. Adicionalmente, as análises mecânicas da mola proposta por Sander não foram realizadas e o mecanismo de verticalização associado a uma intrusão do molar também não foi esclarecido.

Atualmente, a avaliação do movimento dentário pode ser efetivamente realizada pelo método dos elementos finitos (MEF). Essa metodologia é comumente utilizada como uma ferramenta de investigação que oferece melhor compreensão dos efeitos de diferentes mecânicas ortodônticas (HOHMANN et al., 2011; KOJIMA; KAWAMURA; FUKUI, 2012; CABALLERO et al., 2015).

O método é um procedimento numérico que consiste em uma simulação computacional de um objeto que é "discretizado", ou seja, subdividido, em pequenos elementos. Os elementos são unidos por pontos ou nós formando um sistema complexo de uma malha arranjada. Esta malha é programada para conter as propriedades materiais e estruturais (módulo de elasticidade, coeficiente de Poisson e limite de elasticidade), que definem como a estrutura reagirá a certas condições de carga (LOTTI et al., 2006; SRIREKHA; BASHETTY, 2010).

Dessa forma, por meio do MEF, um sistema de forças é aplicado em qualquer ponto ou direção no modelo e, assim, permite a avaliação dos efeitos biomecânicos, tais como deslocamento, tensão e deformação provocados no tecido dentário ou na estrutura analisada (LOTTI et al., 2006; CABALLERO et al., 2015).

A proposta deste estudo foi utilizar o MEF para simular a verticalização do segundo molar permanente inferior, avaliar e comparar os efeitos mecânicos, seja no dente em questão ou no segmento de ancoragem, de duas alças segmentadas: o *Cantilever* de verticalização da TAS e a mola preconizada por Sander.



## **2 OBJETIVOS**

### **2.1 Objetivo geral**

Avaliar e comparar, por meio do MEF, os efeitos mecânicos de alças segmentadas para a verticalização de molares: o Cantilever de verticalização da TAS e a mola proposta por Sander.

### **2.2 Objetivos específicos**

- a) avaliar a rotação e a inclinação do molar mesioinclinado pelos dois dispositivos de verticalização;
- b) investigar a tendência de movimentação extrusiva ou intrusiva geradas no molar por esses dois dispositivos;
- c) analisar os efeitos das forças provocadas por esses dois dispositivos no segmento de ancoragem.



### **3 MATERIAL E MÉTODOS**

O experimento prospectivo analítico-quantitativo foi realizado a nível laboratorial. Foram construídos três modelos de elementos finitos por meio de uma tomografia computadorizada multiplanar de um adulto jovem saudável (GOMES DE OLIVEIRA et al., 2006; DE OLIVEIRA et al., 2014; CABALLERO et al., 2015). Após a exportação da tomografia em 3D para o programa SolidWorks® (Dassault Systèmes S.A., Waltham, MA, EUA), apenas a mandíbula foi utilizada para obtenção dos modelos, e os dentes inferiores, exceto pelos terceiros molares, receberam ajustes de desenho, seguindo as proporções adequadas de tamanho de coroa e raiz.

#### **3.1 Representação gráfica dos dentes e ligamento periodontal**

O ligamento periodontal (LPD) foi modelado com espessura linear de 0,2 mm, como anteriormente descrito em outros estudos de MEF (KOJIMA; MIZUNO; FUKUI, 2007; CABALLERO et al., 2015). O 1º molar inferior permanente do lado direito foi removido do modelo, para simular sua perda precoce, e o 2º molar inferior permanente deste mesmo lado foi inclinado mesialmente em 30° em relação à base óssea. Os dentes no referido modelo foram construídos sem diferença entre esmalte, dentina e polpa. O LPD, o osso medular e o osso cortical foram ajustados a partir das estruturas visíveis na tomografia.

#### **3.2 Representações gráficas das mecânicas de verticalização**

##### **3.2.1 Acessórios ortodônticos**

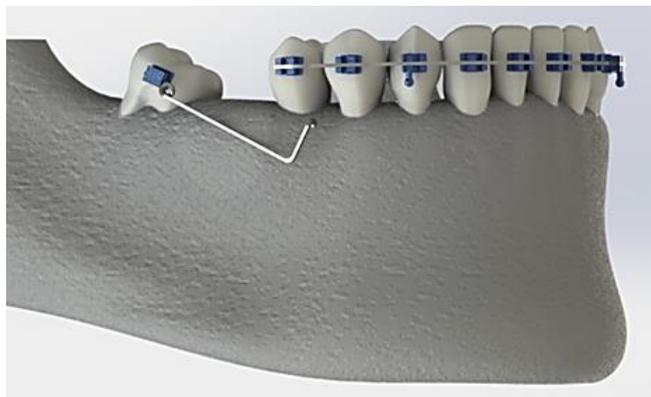
Depois de toda a estrutura óssea, dentária e o LPD terem sido representados graficamente, braquetes *Standard Edgewise* (Mini-master Series, American Orthodontics, Sheboygan WI, EUA) e tubo simples (Low Profile não conversível, American Orthodontics, Sheboygan WI, EUA) foram desenhados com canaletas 0,022 x 0,028". Os braquetes foram posicionados no centro da coroa dos incisivos, caninos, primeiros e segundos pré-molares inferiores e também no primeiro e segundo molares inferiores do lado esquerdo. Nas canaletas desses braquetes foi posicionado um fio passivo de aço inoxidável de secção 0,019 x 0,025" (SS Wire,

American Orthodontics, Sheboygan WI, EUA), para simular o segmento de ancoragem. Este ajuste passivo do fio foi alcançado devido ao pré-nivelamento e alinhamento desses dentes. O tubo simples foi posicionado no centro da coroa do segundo molar inferior mesioinclinado do lado direito.

### **3.2.2 Cantilever de verticalização da TAS (Modelo 1)**

No modelo 1, um segmento de fio 0,017 x 0,025" de liga Titânio-Molibidênio (TMA, SDS Ormco, Glendora, CA, EUA) foi desenhado com um *hélix* de 2 mm de diâmetro e 1½ volta, como no estudo de Kojima e colaboradores (2007). A extremidade distal do *Cantilever* foi inserida no tubo simples do segundo molar inferior mesioinclinado do lado direito com o hélix amarrado em *tieback*. Já sua extremidade mesial foi angulada a 90°, na área correspondente ao ponto de contato entre os pré-molares inferiores do lado direito, e um gancho no sentido oclusolingual foi confeccionado para encaixar o *Cantilever* no segmento de ancoragem (Fig.1).

**Figura 1: Modelo de elementos finitos representando o *Cantilever* de verticalização da TAS – Modelo 1.**



Fonte: Elaborado pela autora

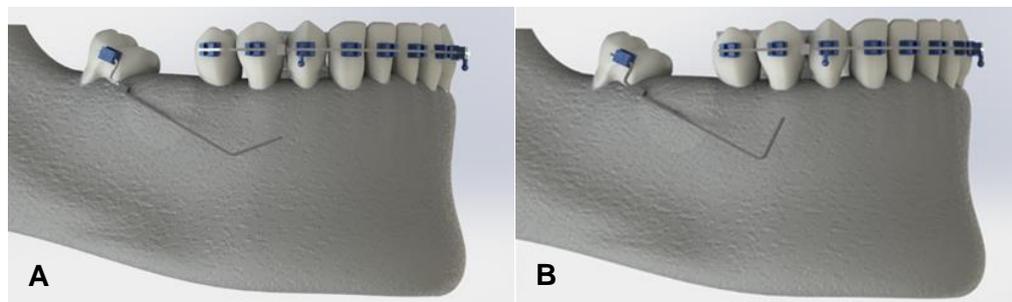
### **3.2.3 Mola de Sander (Modelos 2 e 3)**

Um fio pré-fabricado de liga de NiTi 0,016 x 0,022" associado a liga de aço inoxidável 0,017 x 0,022" (Forestadent USA, Saint Louis, MO, EUA) foi desenhado, assim como um tubo ortodôntico cruzado 0,022" (Morelli® Ortodontia, Sorocaba, SP, Brasil).

A extremidade posterior do fio composto por NiTi foi inserida no tubo do segundo molar inferior mesioinclinado e a sua parte anterior de aço inoxidável foi prolongada para mesial, além do tubo cruzado. Este tubo foi posicionado e fixo no fio do segmento de ancoragem entre o canino e o 1º pré-molar inferior do lado direito.

Por fim, dois desenhos foram confeccionados a partir das ativações realizadas no aço inoxidável, ao nível do tubo cruzado. O Modelo 2 teve sua ativação de 45°, ou seja, o fio foi angulado a 135° (Fig. 2 A) e o modelo 3 (Fig. 2 B) teve sua angulação em 90°.

**Figura 2: Modelos de elementos finitos representando a mola de Sander – A. Modelo 2. B. Modelo 3.**



Fonte: Elaborado pela autora

### 3.3 Propriedades dos elementos

Todos os materiais simulados nos modelos foram considerados isotrópicos, ou seja, que apresentavam comportamento mecânico linear e foram utilizados parâmetros, como módulo de Young (E) e o coeficiente de Poisson ( $\nu$ ), para as simulações. O Coeficiente de Poisson refere-se ao valor absoluto da relação entre deformações transversais e longitudinais em um eixo de tração axial, e o Módulo de Young representa a inclinação da porção linear de um diagrama de tensão/deformação do material (LOTTI et al., 2006; SRIREKHA; BASHETTY, 2010). As propriedades de todos os materiais simulados neste estudo foram baseadas em relatos prévios da literatura (Tabela 1).

**Tabela 1 - Propriedades mecânicas dos materiais utilizados nos modelos**

<b>Material</b>	<b>Módulo de Young (GPa)</b>	<b>Coefficiente de Poisson (<math>\nu</math>)</b>
Dente	20,7	0.30
Ligamento Periodontal	$6.89 \times 10^{-5}$	0.45
Osso Cortical	14.7	0.30
Osso Esponjoso	1,5	0.30
Aço Inoxidável	200	0.30
TMA	70	0.30
NiTi	44	0.30

Fonte: KOJIMA; MIZUNO; FUKUI, 2007; AMMAR et al., 2011; XIA; JIANG; CHEN, 2013; NACEUR et al., 2014; CABALLERO et al., 2015.

### 3.4 Variáveis: Ponto de aplicação de força

No modelo 1, foi aplicada uma força equivalente à 0,5 N (Fig. 3), como proposto no estudo de Kojima et al. (2007).

A aplicação de forças nos modelos 2 e 3 foi estabelecida em dois estágios, já que a mola preconizada por Sander possui dois pontos fixos, o tubo do molar e o tubo cruzado.

No primeiro estágio do modelo 2, a força e o momento na unidade de ancoragem foram quantificados quando o fio foi inserido no tubo cruzado e levado ao nível do tubo do molar mesioinclinado. A força equivalente foi de 1 N, sendo extrusiva na unidade de ancoragem e intrusiva no molar, e o momento gerado foi de 30 N.mm. No segundo estágio, a mola foi fixada no tubo do molar mesioinclinado e levada até o tubo cruzado com uma ativação de 0,5N, sendo intrusiva na unidade de ancoragem e extrusiva no molar (Fig. 4A e 4B).

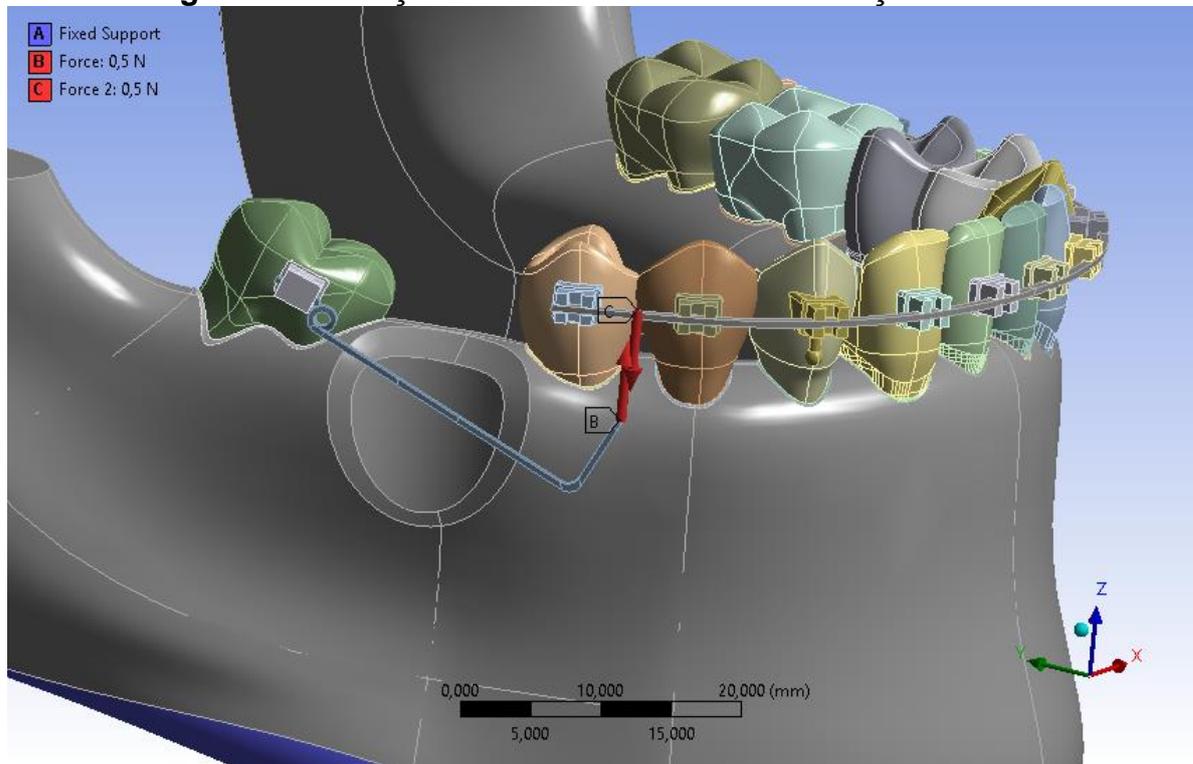
As forças e o momento obtidos no estágio 1 foram transferidos para o estágio 2 e gerou uma resultante de forças equivalente a 0,5 N, com efeito extrusivo na unidade de ancoragem e, conseqüentemente, efeito intrusivo no molar mesioinclinado.

A aplicação do sistema de forças no modelo 3 foi realizada do mesmo modo que anteriormente descrito, entretanto uma força de 0,1 N foi gerada no primeiro estágio, sendo extrusiva na unidade de ancoragem e intrusiva no molar, e o momento gerado foi de 3 N.mm. Já no segundo estágio, originou uma força equivalente a 0,5 N.

A resultante de forças aplicada nesta simulação foi de 0,4 N com efeito

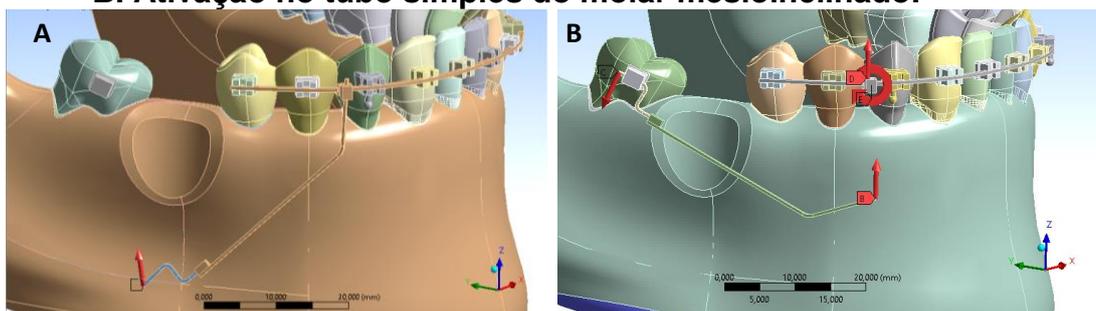
intrusivo na unidade de ancoragem e extrusivo no molar (Fig. 5A e 5B).

**Figura 3 - Ativação do *Cantilever* de verticalização da TAS.**



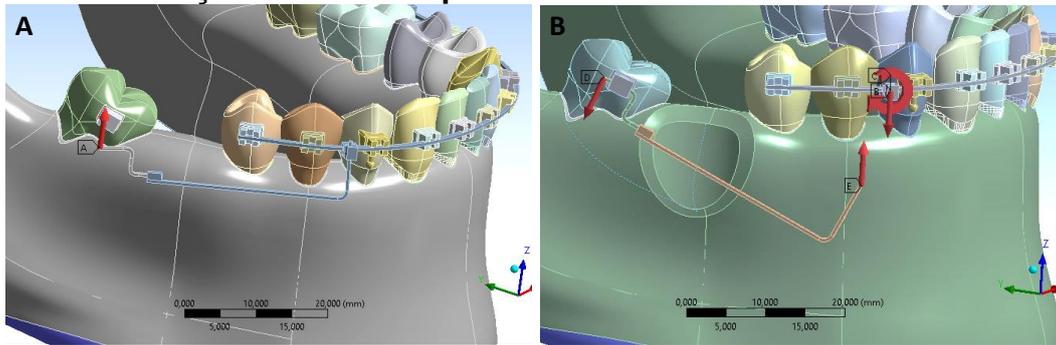
Fonte: Elaborado pela autora

**Figura 4 - Mola de Sander com ativação de 135° - A. Ativação no tubo cruzado. B. Ativação no tubo simples do molar mesioinclinado.**



Fonte: Elaborado pela autora

**Figura 5 - Mola de Sander com ativação de 90° - A. Ativação no tubo cruzado. B. Ativação no tubo simples do molar mesioinclinado.**



Fonte: Elaborado pela autora

### 3.5 Simulações

Após confecção dos modelos, estes foram transferidos para o programa Ansys Workbench® 17.0 (ANSYS Inc., Canonsburg, PA, EUA), no qual foi gerada a malha com elementos tetraedros e com 3 graus de liberdade por nó. Este software conduziu as simulações, que forneceram a tendência inicial de deslocamento dos dentes.

#### **4 ARTIGO**

##### **Comparison of mandibular molar uprighting with different segmented arch mechanics: a finite element analysis**

Artigo preparado dentro das normas do periódico American Journal of Orthodontic and Dentofacial Orthopedics (Qualis: A1).

Normas para submissão de artigos podem ser visualizadas no endereço eletrônico: <http://www.ajodo.org/content/authorinfo>.

## COMPARISON OF MANDIBULAR MOLAR UPRIGHTING WITH DIFFERENT SEGMENTED ARCH MECHANICS: A FINITE ELEMENT ANALYSIS

Priscilla Naback Lemes Vilani,<sup>a</sup> Giselle Naback Lemes Vilani,<sup>b</sup> Gabriel Couto de Oliveira,<sup>c</sup> Pedro Américo Almeida Magalhães Junior,<sup>d</sup> Breno Vinícius de Paiva,<sup>e</sup> Dauro Douglas Oliveira,<sup>f</sup>

<sup>a</sup>Orthodontic resident, Pontifícia Universidade de Minas Gerais, Belo Horizonte, Minas Gerais, Brazil.

<sup>b</sup>Private practice in Orthodontics, Belo Horizonte, Minas Gerais, Brazil.

<sup>c</sup>Private practice in Orthodontics, Vera Cruz, Bahia, Brazil.

<sup>d</sup>Associate professor and program director of Mechanical Engineering, Pontifícia Universidade de Minas Gerais, Belo Horizonte, Minas Gerais, Brazil.

<sup>e</sup>Graduate student in Automation and Control Engineering, Pontifícia Universidade de Minas Gerais, Belo Horizonte, Minas Gerais, Brazil.

<sup>f</sup>Associate professor and program director of Orthodontics, Pontifícia Universidade de Minas Gerais, Belo Horizonte, Minas Gerais, Brazil.

### **Corresponding Author:**

Dauro Douglas Oliveira

Pontifícia Universidade de Minas Gerais

500, Dom José Gaspar Ave, Building 46, room 101

Belo Horizonte, MG, Brazil, 30535-901

Phone: 55 - 31 - 3319-4414, Fax: 55 - 31 - 3319-4415

E-mail: dauro.bhe@gmail.com

## ABSTRACT

**Introduction:** The excessive mesial inclination of permanent mandibular second molars adjacent to first molars, which are lost early, is a common problem encountered by orthodontists who treat adult patients. The high degree of difficulty encountered when uprighting these teeth makes this movement a challenge for many professionals, and the best clinical approach to resolving this condition is still undefined. Thus, the aim of this study was to evaluate the mechanical effects of two molar uprighting devices: the cantilever for uprighting in the segmented arch technique (SAT) and the spring proposed by Sander. **Materials and Methods:** Three finite element models of the mandible were constructed by means of a multiplanar computerized tomography of a healthy young adult, with complete permanent dentition, except for the third molars. The mandibular right first molar was removed from the model to simulate its early loss, and the second mandibular molar was mesially inclined at 30° to the bone base. The periodontal ligament, medullar bone, and cortical bone were adjusted according to adjacent structures. These modeling adjustments, as well as the uprighting springs and orthodontic accessories, were performed with the SolidWorks® program. In Model 1, the mechanics of using a cantilever for uprighting in the SAT were simulated. In Models 2 and 3 represented the simulations of the Sander spring, the first with a 45° of activation and the other with 90° of activation. Mesh fabrication and simulations were performed with Ansys Workbench® 17.0 software. **Results:** The results showed that in all mechanics there was a trend of molar uprighting with distal crown movement; however some undesirable effects were observed in this tooth and / or in the anchorage unit. Models 1 and 3 resulted in a tendency of extrusion and lingual inclination of the inclination of the mesial inclined molar. Unlike, Model 2 showed a tendency of uprighting of the molar with intrusion and without buccolingual inclination. The side effects in the anchorage unit were more evident in model 2 and softer in the model 3. **Conclusion:** It is concluded that the spring proposed by Sander with a 45° of activation was an effective method for uprighting mesially inclined mandibular molar, obtaining a tendency of movement with intrusion and buccolingual control. However, attention should be given to the anchoring unit to minimize side effects in this area.

**Keywords:** Dental movement. Finite element analysis. Molar tooth.

## INTRODUCTION

Excessive mesial inclination of permanent second molars adjacent to first molars, which are lost early, is a common problem encountered by orthodontists who treat adult patients.<sup>1-3</sup> The uprighting of the molars is the recommended treatment to obtain normalization of the occlusion and function, to allow the insertion of prosthesis, and to avoid the aggravation of periodontal problems.<sup>4,5</sup>

However, the uprighting of molars becomes an orthodontic challenge due to the difficulty of performing this movement without causing molar extrusion.<sup>6</sup> The referred to effect is undesirable, as it brings consequences like mobility, premature contacts, and bite opening.<sup>7</sup>

Therefore, the choice of the appropriate mechanic must be determined by the severity of the mesial inclination, the decision of whether to open or close the prosthetic space, the need for intrusion or extrusion of the molar,<sup>8</sup> the ease of access to the coronary surface, the simplicity and effectiveness of the uprighting mechanics, and the need to avoid undesirable side effects.<sup>7</sup>

Consequently, the objective of this study was, by means of the finite element method (FEM), to evaluate the mechanical effects of the second permanent mandibular molar, either in the tooth in question or in the anchoring segment, and to compare the cantilever for uprighting in the segmented arch technique (SAT) and the spring proposed by Sander.

## MATERIALS AND METHODS

The construction of the models of finite elements was performed using the SolidWorks® software (Dassault Systèmes S.A., Waltham, MA, EUA). The mandible of a young adult with complete dentition, except for the third molars, and ideal occlusion, was used during a previous study of our research group.<sup>9,10</sup>

The right mandibular first molar was removed from the model to simulate its early loss, and the second molar of this quadrant was inclined mesially 30° to the bone base. The teeth in the above model were constructed without differences between the enamel, dentin, and pulp. The periodontal ligament (PDL), the medullary bone, and the cortical bone were adjusted from the visible structures on the

tomography. The PDL was modeled with a linear thickness of 0.20 mm, as described in other studies of FEM.<sup>10-12</sup>

After all the bone, dental, and PDL structures were graphically represented, Standard Edgewise brackets (American Orthodontics, Sheboygan, WI, USA) and single tubes (Low Profile non-convertible, American Orthodontics, Sheboygan, WI, USA) were designed with 0.022 x 0.028-in gutters. The brackets were positioned in the center of the crown of the incisors, canines, first and second mandibular premolars, and also in the first and second mandibular molars on the left side. A 0.019 x 0.025-in stainless steel passive wire (SS Wire, American Orthodontics, Sheboygan, WI, USA) was positioned in the bracket channels to simulate the anchoring segment. This passive wire setting was achieved due to pre-leveling and alignment of these teeth. The single tube was positioned in the center of the crown of the second mesioinclined mandibular right molar.

In Model 1, a 0.017 x 0.025-in wire segment of titanium-molybdenum alloy (TMA, SDS Ormco, Glendora, CA, USA) was designed with a helix 2 mm in diameter, as done in the study by Kojima et al. (2007).<sup>11</sup> The distal end of the cantilever was inserted into the single tube of the second mesioinclined lower right molar, with the tiebacked helix. Its mesial end was angled at 90° in the area corresponding to the point of contact between the mandibular right premolars, and an occlusolingual hook was made to fit the cantilever in the anchor segment.

In Models 2 and 3, a 0.016 x 0.022-in NiTi alloy prefabricated wire associated with 0.017 x 0.022-in stainless steel alloy (Forestadent USA, Saint Louis, MO, USA) was designed, as well as a 0.022-in cross-orthodontic tube (Morelli® Orthodontics, Sorocaba, SP, Brazil). The end of the wire composed of NiTi was inserted into the tube of the second mesioinclined mandibular molar, and the stainless steel front part was extended to the mesial, in addition to the cross tube. This tube was positioned and fixed on the anchor segment wire between the canine and the mandibular right 1st premolar.

Finally, two designs were made from two activations made in stainless steel at the level of the cross tube. Model 2 had its activation at 45°, that is, the wire was angled at 135°, and Model 3 had its activation at 90°.

All materials were considered isotropic, that is, they exhibited linear mechanical behavior. Thus, it was possible to use mechanical parameters to simulate the biomechanical models proposed by Young's modulus (E) and Poisson's

ratio ( $\nu$ ). The Poisson ratio refers to the absolute value of the relationship between transverse and longitudinal deformations on an axial traction axis, and the Young's Modulus represents the slope of the linear portion of a strain / deformation diagram of the material.<sup>13-14</sup> All materials used and their properties are described in Table I.<sup>10,12,15-17</sup>

The models were later analyzed with Ansys Workbench® V17.0 (Ansys Inc., Canonsburg, PA, USA) through which a mesh with tetrahedral elements was created.

In Model 1, a force equivalent to 0.5 N was applied (Figure 2), as proposed in the study of Kojima et al. (2007).<sup>11</sup>

On the other hand, the application of forces in Models 2 and 3 was established in two stages, since the spring recommended by Sander has two fixed points, the molar tube and the cross tube.

In the first stage of Model 2, the force and moment in the anchorage unit were quantified when the wire was fixed in the cross tube and positioned in the tube of the mesioinclined molar. The equivalent force was 1 N, being extrusive in the anchoring unit and intrusive in the molar, and it generated a moment of 30 N. Mm (Figure 3A).

In the second stage of Model 2, the spring was fixed in the mesioinclined molar tube and carried to the cross tube with a 0.5 N activation, being intrusive in the anchorage unit and extrusive in the molar (Figure 3B). And finally, the forces and moments in the first stage were transferred to the second stage.

The result of the forces of these orthodontic mechanics was equivalent to 0.5 N, with an extrusive effect in the anchoring unit and, consequently, intrusive in the mesioinclined molar.

The application of the force system in Model 3 was performed in the same way as previously described, however a force of 0.1 N was generated in the first stage, being extrusive in the anchoring unit and intrusive in the molar, and a moment of 3 N. Mm (Figure 4A). In the second stage, on the other hand, it generated a force equivalent to 0.5 N (Figure 4B).

The resulting forces applied in this simulation were 0.4 N with an intrusive effect on the anchorage unit and extrusive in the molar.

The simulations provided the trend of initial displacement of the tooth and periodontal ligament in the form of total deformation.

## **RESULTS**

The distribution of the initial trend of displacement in each model was analyzed descriptively. For a better understanding of the dental movements, the displacements of the teeth were increased 300 times in all of the simulations.

### **Effects on the second mandibular mesioinclined permanent molar**

All the simulated mechanics resulted in the tendency of uprighting the mesioinclined molar with distal crown movement. In addition, buccolingual and vertical movements were observed differently in each simulation.

In Model 1, a tendency of extrusion and slight lingual inclination with distal-lingual rotation of the crown of the mesioinclined molar were observed.

In Model 2, the uprighting of the molar was accompanied by a slight intrusive component, in addition to a buccolingual control.

In Model 3, the molar presented a light extrusion component, besides a smooth distal-lingual spin of the molar.

Figure 5 shows the movement trends of the mesioinclined molar occurring in each simulation, in the three planes of space, and in the sagittal and occlusal views.

### **Effects on the anchorage unit**

All of the simulations presented secondary effects in the anchorage unit.

In Model 1, the initial displacement tendencies occurred mainly in the mandibular right premolars, with slight intrusion and vestibular slope of the crown. Deformation in the buccolingual and mesio-distal directions may be considered negligible in the remaining teeth.

The results of Model 2 showed a marked tendency of extrusion and distal inclination of the premolars close to the crossed tube, especially the first premolar. A greater intrusive tendency of the canine of the right side that diminishes, tooth by tooth, as it moves away from the application of force was observed. In the buccolingual direction, the right side premolars suffered a lingual slope of the crown and the canine on the right side, a buccal slope of the crown.

The simulation tested in Model 3 revealed a trend of non-significant movement in all three planes of space, with the exception of the canine on the right side that suffered a mild tendency of vestibular inclination and intrusion.

Figures 6, 7, and 8 demonstrate the movement trends of all the teeth involved in each uprighting mechanic.

## DISCUSSION

The demand for uprighting mechanics of the overlying mesioinclined permanent mandibular molars, especially the second molars, has consistently increased due to the greater number of adults seeking orthodontic treatment.<sup>1,3,18</sup>

However, these mechanics are some of the most challenging orthodontic procedures faced by orthodontists. Since the undesirable effects of the techniques used for this purpose often involve molar extrusion and side effects in the anchoring unit.<sup>6,19,20</sup>

Several approaches to molar uprighting have been described in the literature.<sup>1,6,18,21</sup> However, segmented arch mechanics have been recommended as one of the best alternatives to prevent such side effects. In the present study, the cantilever for uprighting in the SAT and the spring proposed by Sander were evaluated, since the authors hoped for greater control of the adverse orthodontic effects and better predictability of the dental movements.

In order to critically evaluate the movements with these segmented loops, the FEM was used in this research. This methodology is capable of simulating different orthodontic clinical situations without placing patients at risk, as well as critically assessing the quantity and direction of the tendencies of the movements achieved.<sup>22,23</sup>

In addition, the literature has encountered a gap in studies with FEM, in which, until the present date, only one study has evaluated the mechanical effects of the cantilever proposed by Roberts, Chacker, and Burstone (1982), and no study has investigated the results of the spring advocated by Sander and Wichelhaus (1995).

In this study, the constructed PDL used the same thickness and linear elasticity along the roots of all teeth, without modeling variations as in previous FEM studies, since light orthodontic forces do not compromise the simulations.<sup>10,12,24</sup>

Naturally, other forces constantly act on the mandibular teeth, such as masticatory forces and pressures of the tongue, lip, and cheek. However, the amount and direction of these forces are undefined, and their effects on orthodontic movement remain unclear.<sup>10,12</sup> For these reasons, they were not considered in this study.

The results of the simulations of the present study showed that all the simulated segmented loops caused a tendency of uprighting those teeth with the distal movement of its crown. However, the anchorage unit suffered a tendency of undesirable tooth movement in the three planes of space and in the opposite direction to that observed in the molar.

This finding indicates the need to counteract the side effect, further reinforcing the anchorage unit, either with the use of heavier wire, with the use of a lingual retainer,<sup>4,7,11</sup> or with the incorporation of mini-implants in the orthodontic mechanics.<sup>15</sup>

The result found in Model 1 showed a tendency of uprighting the molar with an accentuated extruding component. This finding corroborates the study by Kojima et al. (2007), who also evaluated cantilever through FEM, but using stainless steel wire and with the literature, in which cantilever is defined as a statically determined system due to the predictability of the force used.<sup>7</sup>

In the study in question, the cantilever simulation was performed according to the work of Kojima et al. (2007), in which the segmented loop was inserted between the premolars, making it shorter when compared with Sander's spring, fixed between canine and first premolar. It is important to note that the length of the segmented loop interferes at the moment of the mesio-inclined molar. Thus, the shorter cantilever arm will cause a greater extrusive component in this tooth.<sup>7,8</sup>

Knowing that this system generates the extrusion of the molar while it is being uprighted, it is suggested to avoid its use in patients with compromised periodontal health, since the mechanics would cause occlusal interferences.<sup>6,25</sup>

When an intrusive effect of the mesioinclined molar associated with its uprighting is desired, the use of two cantilever springs is a mechanic available in the literature<sup>4</sup>, as well as the spring advocated by Sander with the activation of 45°. <sup>4,26</sup> However, the use of only a segmented arch seems to be more advantageous because it is comfortable for the patient and the procedure is simpler and faster.

In the present study, the results found from the prefabricated spring proposed by Sander, showed an efficiency of the molar uprighting with a distal tendency of its

crown with an excellent vertical control in Models 2 and 3, where there was an intrusion tendency in Model 2 and a slight extrusion in the Model 3. Both were very smooth. These mechanical effects corroborate the study of Sander and Wichelhaus (1995).<sup>26</sup>

According to Sander and Wichelhaus (1995),<sup>26</sup> the activation of the spring at 45° would cause intrusion of the molar and its activation at 90° would cause an extrusion of the tooth in question. These mechanical effects were confirmed in this study, where the molar had a tendency of uprighting with a light intrusive force component in FEM 2 and very small extrusion in FEM 3.

The advantage of the spring proposed by Sander, according to the authors, is that the nickel-titanium wire, due to its super elastic effect, releases lighter and more constant forces in the inclined molars,<sup>7,26</sup> being more favorable for tooth movement and for periodontal health, especially in adult patients.<sup>3</sup> The steel wire makes it simple and easy to adjust the alpha fold that is in the anterior region. These satisfactory results suggest that this segmented loop has great applicability for orthodontics.

Although the findings of this study allowed a critical evaluation of the amount and direction of tooth movement achieved by the molar uprighting, both in these teeth and in the anchorage unit, the results demonstrated here involve only one initial movement system. In clinical situations, movement systems vary over time. Thus, clinical studies should be performed to confirm our results.

## **CONCLUSION**

1. All FEM simulations performed showed a rotation of the mandibular second molar on the right side, the majority being in the distal-lingual direction.
2. The spring proposed by Sander with an activation of 45° showed better extrusive and buccolingual control.
3. All the simulated mechanics had tooth movement in the anchorage unit, being less expressive in the simulation of the Sander spring with 90° of activation.

## REFERENCES

1. Ohura R, Kuroda S, Takahashi T, Tomita Y, Tanaka E. Efficient usage of implante anchorage to treat overerupted maxillary first molar and mesially inclined mandibular molars. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2011;139:113-22.
2. Ruellas AC, Pithon MM, dos Santos RL. Miniscrew-supported coil spring for molar uprighting: description. *Dental Press J Orthod* 2013;18:45-9.
3. Kim M, Kim M, Chun YS. Molar uprighting by nickel-titanium spring based on a setup model. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2014;146:119-23.
4. Weiland FJ, Bantleon HP, Droschl H. Molar uprighting with crossed tipback springs. *J Clin Orthod* 1992;26:335-7.
5. Mah SJ, Won PJ, Nam JH, Kim EC, Kang YG. Uprighting mesially impacted mandibular molars with 2 miniscrews. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2015;148:849-61.
6. Roberts WW, Chacker FM, Burstone, CJ. A segmental approach to mandibular molar uprighting. *Am J Orthod* 1982;81:177-84.
7. SAKIMA T, MARTINS LP, SAKIMA MT, TERADA, HH, KAWAKAMI RY, OZAWA TO. Alternativas mecânicas na verticalização de molares. Sistemas de forças liberados pelos aparelhos. *R Dental Press Ortodon Ortop Facial* 1999;4:79-100.
8. Melsen, B; Fiorelli, G; Bergamini, A. Uprighting of lower molars. *J Clin Orthod* 1996;30:640-45.
9. Gomes de Oliveira S, Seraidarian PI, Landre J, Jr., Oliveira DD, Cavalcanti BN. Tooth displacement due to occlusal contacts: a three-dimensional finite element study. *J Oral Rehabil* 2006;33:874-80.
10. 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;147:691-97.
11. Kojima Y, Mizuno T, Fukui H. A numerical simulation of tooth movement produced by molar uprighting spring. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2007;132:630-8.
12. Kojima Y, Kawamura J, Fukui H. Finite element analysis of the effect of force directions on tooth movement in extraction space closure with miniscrew sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2012;142:501-8.
13. LOTTI RS, MACHADO AW, MAZZIEIRO ET, LANDRE JR. J. Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. *R Dental Press Ortodon Ortop Facial* 2006;11:35-46.
14. Srirekha A, Bashetty K. Infinite to finite: an overview of finite element analysis. *Indian J Dent Res* 2010;21:425-32.
15. 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:e59-71.
16. 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.
17. Naceur IB, Charfi A, Bouraoui T, Elleuch K. Finite element modeling of superelastic nickel-titanium orthodontic wires. *J Biomech* 2014;47:3630-8. 2014.
18. Ruellas AC, Pithon MM, dos Santos RL. Miniscrew-supported coil spring for

- molar uprighting: description. *Dental Press J Orthod* 2013;18:45-9.
19. Derton N, Perini A, Mutinelli S, Gracco A. Mandibular molar uprighting using miniimplants: different approaches for different clinical cases--two case reports. *Orthodontics (Chic.)* 2012;13:138-45.
  20. LAU, C.K.; WHANG, C.Z.Y; BISTERC, D. Orthodontic uprighting of severely impacted mandibular second molars. . *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2013;43:116-24.
  21. Lee KJ, Park YC, Hwang WS, Seong EH. Uprighting mandibular second molars with direct miniscrew anchorage. *Journal of clinical orthodontics: JCO.*2007;41:627-35.
  22. Daegling DJ, Hylander WL. Experimental observation, theoretical models, and biomechanical interference in the study of mandibular form. *Am J Phys Anthropol* 2000;112:541-51.
  23. Beek MJH, Koosltra JH, Van Ruijven LJ, Van Eijden TMGJ. Threedimensional finite element analysis of the human temporomandibular joint disc. *J Biomech* 2000;33:307-16.
  24. Hohmann A, Kober C, Young P, Dorow C, Geiger M, Boryor A, et al. Influence of different modeling strategies for the periodontal ligament on finite element simulation results. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2011;139:775-83.
  25. JANSON MRP, JANSON RRP, FERREIRA PM. Tratamento Interdisciplinar I: Considerações clínicas e biológicas na verticalização de molares. *R Dental Press Ortodon Ortop Facial* 2001,p.1-18.
  26. Sander FG, Wichelhaus A. [The clinical use of the new NiTi-SE-steel uprighting spring]. *Fortschr Kieferorthop* 1995;56:296-308.

## FIGURES

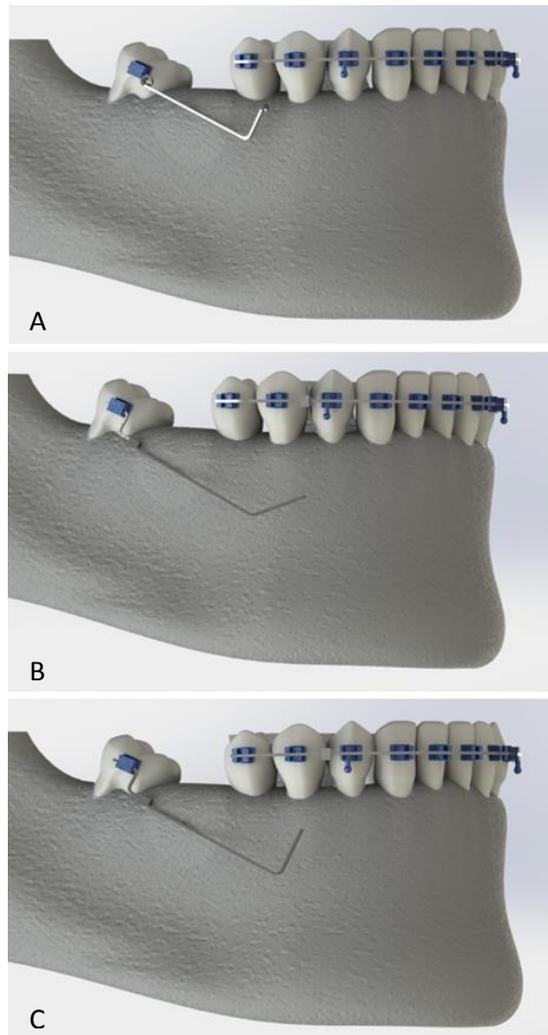


Figure 1: Finite element models. A: Model 1. B: Model 2. C: Model 3.

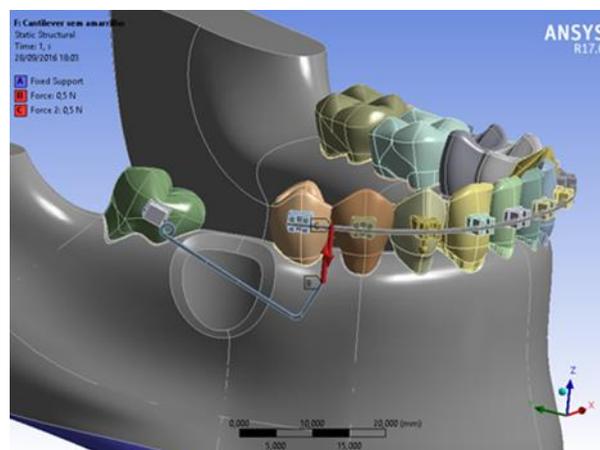
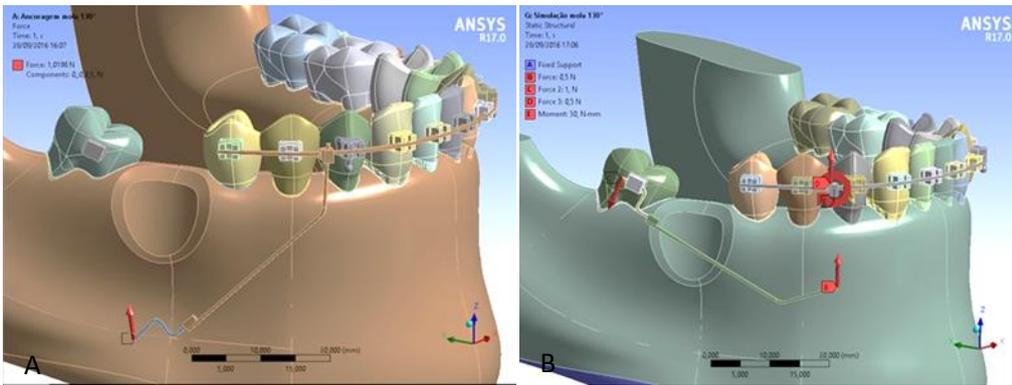
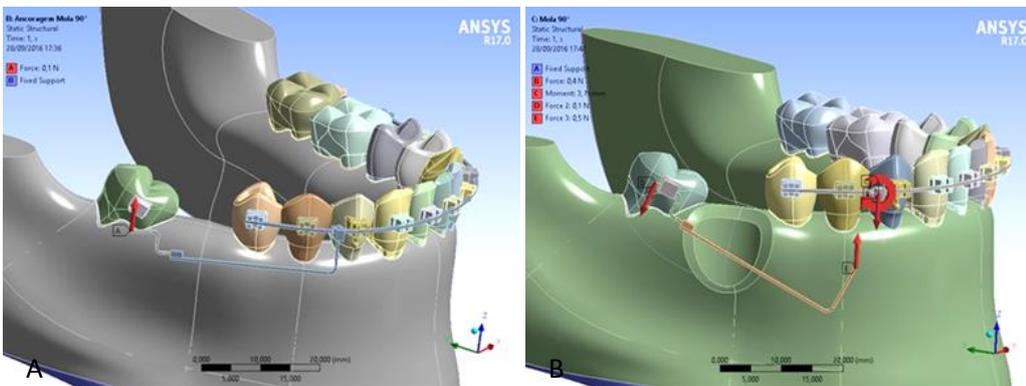


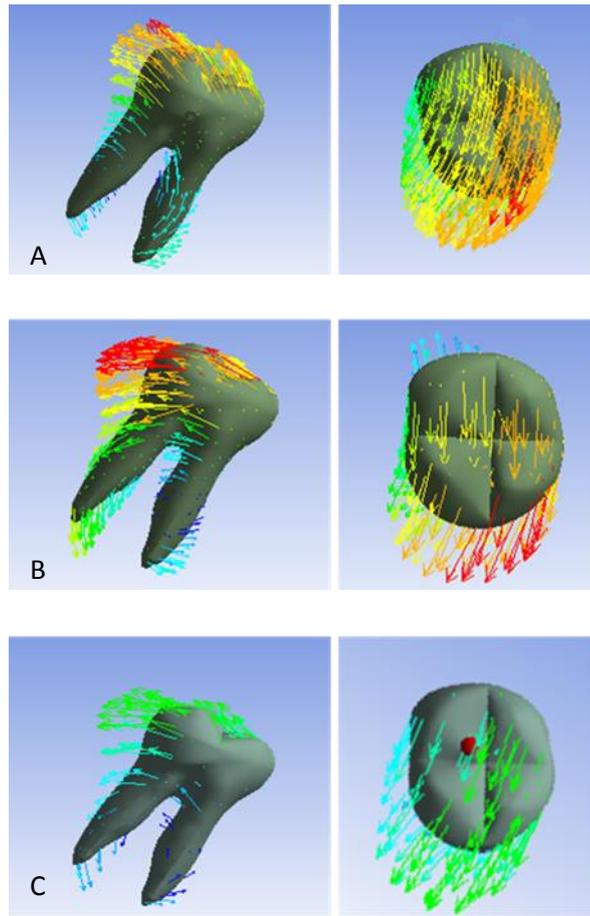
Figure 2: Model 2 with an application of 0,5N



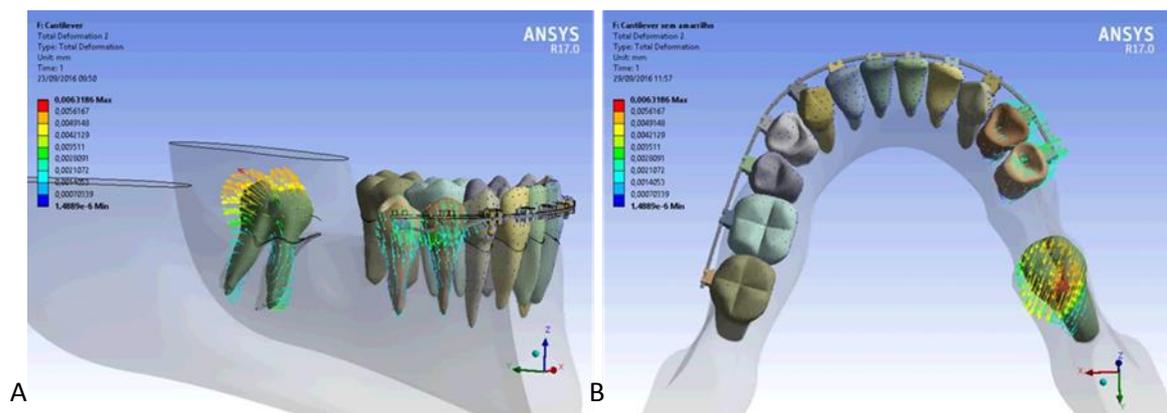
**Figure 3:** A: Model 2 with force application in stage 1. B: Model 2 with force application in stage 2.



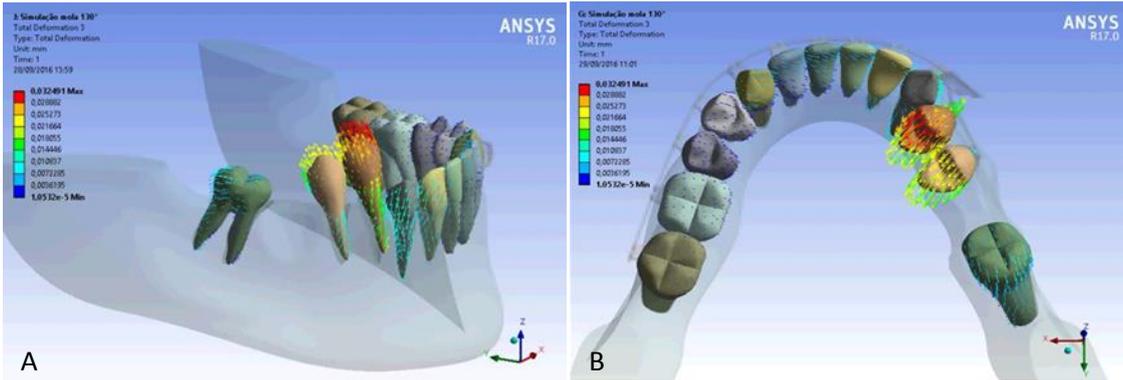
**Figure 4:** A: Model 3 with force application in stage 1. B: Model 3 with force application in stage 2



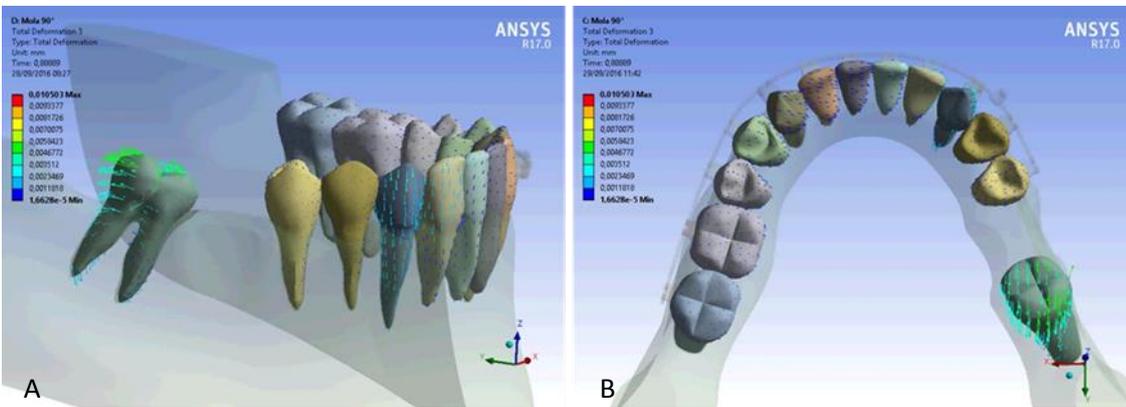
**Figure 5:** Simulations in the mesioinclined molar in all uprighting mechanics. **A.** Model 1. **B.** Model 2. **C.** Model 3.



**Figure 6:** SAT uprighting cantilever simulations (Model 1). **A.** Anteroposterior view. **B.** Occlusal view.



**Figure 7:** Simulations of the Sander spring with 45° activation (Model 2). **A.** Anteroposterior view. **B.** Occlusal view



**Figure 8:** Simulations of Sander spring with 90° activation (Model 3). **A.** Sagittal view. **B.** Occlusal view.

**TABLE**

Material	Young Module (GPa)	Poisson coefficient (ν)
Tooth	20.7	0.30
Periodontal Ligament	$6.89 \times 10^{-5}$	0.45
Cortical Bone	14.7	0.30
Cancellous Bone	1.5	0.30
Stainless Steel	200	0.30
TMA	70	0.30
NiTi	44	0.30

**Table 1:** Mechanical properties of materials used in models

## 5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

A verticalização dos molares mesioinclinados é uma etapa importante do tratamento ortodôntico, principalmente em pacientes adultos.

Frequentemente, evitar a extrusão dos molares é um desafio para a ortodontia e indesejável durante a verticalização do molar, já que provoca contatos prematuros e abertura da mordida durante a mecânica. Além desse efeito colateral, a mecânica também gera movimentos secundários na unidade de ancoragem.

Diversas técnicas descritas na literatura foram desenvolvidas para esse fim, no entanto as alças segmentadas tem se destacado devido ao melhor controle biomecânico tanto no molar quanto no segmento de ancoragem.

Entretanto, as simulações aqui realizadas indicaram que, apesar da eficácia da verticalização com movimento distal da coroa do molar, os efeitos indesejáveis foram observados no molar e/ou na unidade de ancoragem nas três técnicas de verticalização do molar.

A mola proposta por Sander com ativação de 45° (MEF 2) se mostrou mais eficaz na mecânica de verticalização de molares mesioinclinados, obtendo-se um movimento com melhor controle vestibulo-lingual associado a intrusão. Contudo, os resultados da presente pesquisa mostrou movimentos nos três planos do espaço relevantes na unidade de ancoragem.

Os resultados aqui demonstrados envolvem apenas um sistema de movimento inicial. Em situações clínicas, os sistemas de movimento variam ao longo do tempo. Assim, estudos clínicos devem ser realizados para confirmar os nossos resultados.



## REFERÊNCIAS

- AMMAR, H.H. et al. Three-dimensional modeling and finite element analysis in treatment planning for orthodontic tooth movement. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v.139, n.1, p. 59- 71, 2011.
- CABALLERO, G.M. et al. Mandibular canine intrusion with the segmented arch technique: A finite element method study. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v.147, n.6, p. 691-697, June 2015.
- DE OLIVEIRA, B.F.; et.al. Tooth displacement due to occlusal contacts: a three-dimensional finite element study. **The Journal of prosthetic dentistry**, v.111, n.6, p. 460-465, June 2014.
- GOMES DE OLIVEIRA. S. et al. Tooth displacement due to occlusal contacts: a three-dimensional finite element study. **Journal of oral rehabilitation**, v.33, p. 874-880, 2006.
- HOHMANN, A. et al. Influence of different modeling strategies for the periodontal ligament on finite element simulation results. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v.139, n.6, p. 775-783, 2011.
- JANSON, M.R.P.; JANSON, R.R.P.; FERREIRA, P.M. Tratamento Interdisciplinar I: Considerações clínicas e biológicas na verticalização de molares. **Revista Dental Press Ortodontics and Orthopedics Facial**, v.6, n.3, p. 1-18, 2001.
- KIM, M.; KIM, M.; CHUN, Y.S. Molar uprighting by nickel-titanium spring based on a setup model. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v.146, n.1, p. 119-123, July 2014.
- KOJIMA, Y.; KAWAMURA, J.; FUKUI, H. Finite element analysis of the effect of force directions on tooth movement in extraction space closure with miniscrew sliding mechanics. **American Journal Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v.142, n.4, p. 501-508, Oct. 2012.
- KOJIMA, Y.; MIZUNO, T.; FUKUI, H. A numerical simulation of tooth movement produced by molar uprighting spring. **American Journal Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v.132, n.5, p. 630-638, Nov. 2007.
- LAU, C.K.; WHANG, C.Z.Y; BISTERC, D. Orthodontic uprighting of severely impacted mandibular second molars. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v.143, n.1, p. 116-124, Jan. 2013.
- LOTTI, R.S. et.al. Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. **Revista Dental Press Ortodontics and Orthopedics Facial**, v.11, n.2, p. 35-46, mar-abr 2006.
- MAH, S.J. et al. Uprighting mesially impacted mandibular molars with 2 miniscrews. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v.148, n.5, p.

849-861, Nov. 2015.

MELSEN, B; FIORELLI, G; BERGAMINI, A. Uprighting of lower molars. **Journal of Clinical Orthodontics**, v.30, n.11, p. 640-645, Nov. 1996.

NACEUR, I.B. et al. Finite element modeling of superelastic nickel-titanium orthodontic wires. **Journal of Biomechanics**, v.47, n.15, p. 3630-3638, Nov. 2014.

OHURA, R. et al. Efficient usage of implante anchorage to treat overerupted maxillary first molar and mesially inclined mandibular molars. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v.139, n.1, p. 113-122, Jan. 2011.

ROBERTS, W.W.; CHACKER, F.M.; BURSTONE, C.J. A segmental approach to mandibular molar uprighting. **American Journal of Orthodontics**, v.81, n.3, p. 177-184, Mar. 1982.

RUELLAS, A.C.O.; PITHON, M.M.; SANTOS, R.L. Miniscrew-supported coil spring for molar uprighting: Description. **Revista Dental Press Journal of Orthodontics**, v.18, n.1, p. 45-49, Jan./Feb. 2013.

SAKIMA, T. et al. Alternativas mecânicas na verticalização de molares. Sistemas de forças liberados pelos aparelhos. . **Revista Dental Press Ortodontics and Orthopedics Facial**, v.4, n.1, p. 79-100, Jan./Fev. 1999.

SANDER, F.G.; WICHELHAUS, A. The clinical use of the new NiTi-steel uprighting spring. **Fortschritte der Kieferorthopädie**, v.56, n.6, p. 296-308, Nov. 1995.

SAWICKA, M.; RACKA-PILSZAK, B.; ROSNOWSKA-MAZURKIEWICZ, A. Uprighting partially impacted permanent second molars. **Angle Orthodontics**, v.77, n.1, p. 148-154, Jan. 2007.

SOHN, B.W. et al. Uprighting mesially impacted second molars with miniscrew anchorage. **Journal of Clinical Orthodontics**, v.41, n.2, p. 94-97, Feb. 2007.

SRIREKHA, A.; BASHETTY, K. Infinite to finite: an overview of finite element analysis. **Indian Journal Dental Research**, v.21, n.3, p. 425-432, July/Sept. 2010.

WEILAND, F.J.; BANTLEON, H.P.; DROSCHL, H. Molar uprighting with crossed tipback springs. **Journal of Clinical Orthodontics**, v.26, n.6, p. 335-337, June 1992.

XIA, Z.; JIANG, F.; CHEN, J. Estimation of periodontal ligament's equivalent mechanical parameters for finite element modeling. **American Journal Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v.143, n.4, p. 486-491, Apr. 2013.