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

Giselle Milagros Caballero Portaro

INTRUSÃO DE CANINOS INFERIORES PELA TÉCNICA SEGMENTADA: estudo pelo método de elementos finitos

Belo Horizonte 2013 Giselle Milagros Caballero Portaro

INTRUSÃO DE CANINOS INFERIORES PELA TÉCNICA SEGMENTADA: estudo pelo método de elementos finitos

Dissertação apresentada ao Programa de Pósgraduação em Odontologia – Mestrado da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, como requisito parcial para obtenção do titulo de Mestre em Odontologia, área de concentração: Ortodontia.

Orientador: Prof. Dr. Dauro Douglas Oliveira Coorientador: Prof. Ms. Hélio Henrique de Araújo Brito

FICHA CATALOGRÁFICA Elaborada pela Biblioteca da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais

-	
P842i	Portaro, Giselle Milagros Caballero Intrusão de caninos inferiores pela técnica segmentada: estudo pelo método de elementos finitos / Giselle Milagros Caballero Portaro. Belo Horizonte, 2013. 58f.: il.
	Orientador: Dauro Douglas Oliveira Coorientador: Hélio Henrique de Araújo Brito Dissertação (Mestrado) – Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais. Programa de Pós-Graduação em Odontologia.
	 Movimentação dentária. 2. Métodos de elementos finitos. 3. Dente canino. I. Oliveira, Dauro Douglas. II. Brito, Hélio Henrique de Araújo. III. Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. IV. Título.
1	SIB PUC MINAS CDU: 616.314-089.23

Giselle Milagros Caballero Portaro

INTRUSÃO DE CANINOS INFERIORES PELA TÉCNICA SEGMENTADA: estudo pelo método de elementos finitos

Dissertação apresentada ao Programa de Pósgraduação 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. Flávia Raposo Gebara Artese UERJ
- 2- Prof. Dr. Pedro Américo Almeida Magalhães Júnior PUC Minas
- 3- Prof. Dr. Dauro Douglas Oliveira PUC Minas

DATA DA APRESENTAÇÃO E DEFESA: 27 de novembro de 2013

A dissertação, nesta identificada, foi aprovada pela Banca Examinadora

Belo Horizonte, 21 de janeiro de 2014

Prof. Dr. Dauro Douglas Oliveira Orientador Coordenador do Programa de Pós-graduação em Odontologia - Mestrado

Aos meus queridos pais, pelo seu exemplo e amor.

AGRADECIMENTOS

Ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq), por ter financiado meus estudos no Brasil por meio do Programa de Estudantes-Convênio de Pós-Graduação (PEC-PG).

A Deus, por sincronizar minha vida e traçar meu destino. Por encaminhar-me passo a passo a cumprir todos meus sonhos e colocar no meu caminho pessoas maravilhosas.

A meus pais, Jorge e Rosario, por terem sido meu exemplo de ética e compreender minha decisão de morar longe de vocês durante tanto tempo.

A meu irmão Álvaro, por ter sido meu primeiro amigo na vida e companheiro inseparável na infância.

A minha irmã Ximena, por ser essa amiga incondicional e ter sido minha grande companheira no Perú.

A minha família em geral, especialmente a minha avó Irma, que sempre foi e será essa alma livre e alegre que me ensinou amar as coisas simples da vida. A meu tio Carlos por ser o anjo incondicional da minha avó e me demonstrar o que o amor de um filho pode fazer. A minha tia Aidita por ter cuidado da minha mãe e de nós durante muitos anos. A meu tio Gus e sua familia, pelos lindos momentos que passamos juntos.

Ao Zeymer, por ter-se tornado nestes últimos meses num grande apoio, fazendo minha vida no Brasil mais especial.

A meus primeiros professores de Ortodontia no Peru, profs. Renzo Valverde e Fernando Silva-Esteves Raffo, por ter fomentado meu interesse pela Ortodontia e apoiado minha decisão de vir ao Brasil.

A meu orientador prof. Dr. Dauro Douglas Oliveira, por ser um exemplo de profissional e por ter sido a pessoa que mais me apoiou no último semestre do Mestrado.

A meu coorientador prof. Ms. Hélio Henrique de Araújo Brito, por ter sido o grande iniciador desta técnica, pela ética de sua pessoa e por ter sempre essa vontade inata de ensinar.

Ao prof. Pedro Américo, por ter contribuído neste trabalho na área da Engenharia. Ao prof. Jose Eymard, por suas considerações e apoio nesta pesquisa e por ter uma inteligência e simplicidade excepcionais.

Ao professor Jose Mauricio, por ter sido desde o inicio o professor mais preocupado comigo e se comportar muitas vezes como meu pai, ou meu irmão mais velho.

Ao professor Ildeu, por ter tido sempre uma empatia e consideração comigo e, por seus ensinamentos na clínica, demonstrando ser o clínico mais competente que eu já conheci.

Ao professor Bernardo Souki, por ter sido essa pessoa que embora de longe, foi a primeira a perceber meus progressos e por ter essa admirável capacidade de encabeçar inúmeros projetos de maneira eficaz e eficiente.

Aos professores do COP Armando Lima, Flávio Almeida, Heloíso Leite e Tarcísio Junqueira, por seus conhecimentos transmitidos, compromisso e seriedade profissional.

Ao pessoal da Engenharia, Osvaldo Abadia, Bernardo Hargreaves e Gabriel Goulart, pela grande ajuda e companheirismo, este trabalho não teria caminhado sem vocês.

A Gabriela Meyge, por ter sido minha companheira e apoio na Engenharia.

A Anna Caixeta, por ter sido uma pessoa excepcional durante todo o tempo e ter-se tornado uma amiga para toda a vida.

A meus amigos da Turma XIII Carina Montalvany, Carolina Morsani, Débora Martins, Gabriela Godoy, Maria Olivia Rocha e Thiago Motta, pelo companheirismo e amizade nestes dois anos e meio de convivência.

Aos alunos do COP, por sua amizade e solidariedade, especialmente as turmas XII e XIV.

Aos funcionários da PUC Minas, em especial a Lorraine e Jordânia, pelo seu companheirismo e amizade.

Aos pacientes da clínica do COP, cada um muito especial, sempre me lembrarei de vocês.

RESUMO

Os caninos inferiores apresentam-se extruídos em cerca de metade dos pacientes que apresentam mordida profunda. Embora a intrusão simultânea dos 6 dentes anteroinferiores não seja recomendada, faltam estudos que avaliem a intrusão individual dos caninos inferiores. Portanto, o objetivo deste trabalho foi utilizar o método de elementos finitos (MEF) para simular a intrusão segmentada de caninos inferiores com um cantilever e avaliar os efeitos de diferentes ativações vestíbulolinguais (toe-ins) compensatórias. Para atingir esses objetivos, o MEF do lado direito de uma mandíbula, compreendida do segundo molar ao canino, foi modelado com o programa SolidWorks[®]. Após modelar a estrutura gráfica dos dentes, osso e ligamento periodontal (LPD), o canino e seus tecidos circundantes foram extruídos 1,5 mm.Braquetes e tubos foram modelados e posteriormente modelou-se um fio base de ancoragem com seção transversal 0,021 x 0,025", com propriedades do aço inoxidável, encaixado nos quatro dentes posteriores e um cantilever com seção transversal 0,017 x 0,025" encaixado no primeiro molar, com propriedades da liga de β-titânio A discretização e condições de contorno das estruturas anatômicas testadas foram realizadas com o programa HyperMesh[®]. A ativação do cantilever foi obtida por meio de 35° de tip-back, produzindo 0.37 N de força intrusiva no canino. *Toe-ins* compensatórios de 0, 2, 4 e 6 graus foram testados. Depois de realizar as simulações no programa Abaqus[®], observou-se que 4° de toe-in produziram intrusão pura do canino, enquanto ativações menores produziram intrusão com inclinação vestibular da coroa. Entretanto, a ativação de 6° produziu intrusão com inclinação lingual de coroa. No segmento de ancoragem, observou-se que a maior parte da tensão concentrou-se no primeiro molar, o qual teve uma tendência de extrusão e inclinação distal de coroa. Porém, essas tensões foram dez vezes menores às encontradas no canino. Além disso, não observamos efeitos nesse segmento com as ativações de 2, 4 e 6 graus de toe-in. Diante desses resultados, podemos concluir que a mecânica segmentada simulada neste estudo pode atingir a intrusão pura do canino inferior. A incorporação de toe-ins compensatórios é necessária para evitar a inclinação vestibular. Finalmente, os efeitos sobre o segmento posterior de ancoragem foram suaves e concentraram-se no primeiro molar.

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

ABSTRACT

The mandibular canines are extruded in approximately half of the patients who present deep bite. Although simultaneous intrusion of the 6 mandibular anterior teeth is not recommended, there is a lack of studies evaluating the individual intrusion of these teeth. Thus, the purpose of this study was to use the finite element method (FEM) to simulate the segmented intrusion of mandibular canines with a cantilever and to evaluate the effects of different compensatory bucco-lingual (toe-ins) activations. In order to achieve these objectives, a FEM of a right mandible segment comprising from second molar to canine was modeled with SolidWorks Software[®]. After all bony, dental and periodontal ligament (PDL) structures were graphically represented the canine was extruded 1.5 mm, as well as its surrounding tissues. Brackets and molar tubes were modeled and, then a 0.021 x 0.025" base wire for anchorage was modeled with stainless steel properties and seated on the four posterior teeth. After this, a 0.017 x 0.025" cantilever was also modeled with titaniummolybdenum alloy and seated on the first molar. Discretization and boundary conditions of the anatomical structures tested were performed with the HyperMesh Software[®]. Activation of the cantilever was obtained through 35° of tip-back, which produced 0.37 N of intrusive force. Compensatory toe-ins of 0, 2, 4 and 6 degrees were tested. After performing the simulations on the Abaqus® Software, it was found that the4° toe-in produced sheer intrusion of the canine, while smaller activations produced intrusion with buccal crown tipping. In contrast, the 6° toe-in activation caused intrusion with lingual crown tipping. The highest PDL stress in the anchor segment was observed over the first molar, which showed a tendency for extrusion and distal crown tipping. However, these tensions were ten times lower than those found in the canine. Furthermore, activations of 2, 4 and 6 degrees of toe-in din't affect these teeth. Faced with these findings, we can conclude that the segmented mechanics simulated in this study may achieve pure mandibular canine intrusion. The incorporation of compensatory toe-ins is required to avoid buccal crown inclination. Finally, the effects on the posterior anchorage segment were soft and concentrated on the first molar.

Keywords: Finite Element Analysis. Tooth movement. Cuspid.

SUMARIO

1 INTRODUÇÃO	17
2 OBJETIVOS	19
2.1 Objetivo geral	19
2.2 Objetivos específicos	19
3 MATERIAL E MÉTODOS	20
3.1 Modelagem	21
3.1.1 Alinhamento dos dentes inferiores	21
3.1.2 Dentes	22
3.1.3 Profundidade da curva de Spee	22
3.1.4 Ligamento Periodontal (LPD)	23
3.1.5 Alvéolos	24
3.1.6 Braquetes e tubos	24
3.1.7 Fio base	25
3.1.8 Cantilever de intrusão de canino	26
3.2 Discretização e condições de contorno	28
3.2.1 Ligamento periodontal	30
3.2.2 Propriedades dos materiais	30
3.3 Localização nos três eixos do espaço	31
3.4 Ativação do cantilever	32
3.5 Ativação do Toe-in	33
3.6 Simulação	34
4 ARTIGO	35
5 CONSIDERAÇÕES FINAIS	54
REFERÊNCIAS	56

1 INTRODUÇÃO

A mordida profunda é uma discrepância vertical resultante da interação de alguns fatores etiológicos durante o período de crescimento craniofacial, podendo ser de origem esquelética ou dentoalveolar (NIELSEN, 1991). Quando sua etiologia é dentoalveolar, geralmente o tratamento não envolve cirurgia ortognática e será tratada por meio da intrusão do segmento anterior, extrusão do segmento posterior, ou de ambas (HANS et al., 1994). Por diversos motivos, na maioria das vezes, optase pela intrusão do segmento anteroinferior (BURSTONE et al., 1977; AYDOGOLU et al., 2011; EL-DAWLATLY; SALAH FAYED; MOSTAFA, 2012).

Na literatura encontramos algumas técnicas destinadas ao nivelamento da curva de Spee como por exemplo, os arcos contínuos de níquel-titânio (NiTi) de curva reversa. Esses, exercem forças até 6 vezes maiores que os arcos convencionais, produzindo ainda falsa impressão de intrusão, pois na verdade, os incisivos são projetados e não intruídos (SIFAKAKIS et. al., 2010).

Outras técnicas muito utilizadas são: (1) o Arco Utilidade, descrito pela primeira vez por Ricketts como parte da Técnica Bioprogressiva (RICKETTS et al., 1976) e (2) o Arco Segmentado de Intrusão ou arco de intrusão de Burstone (BURSTONE et al., 1977). O primeiro é um sistema imprevisível de forças, pois, gera momentos não controlados nos incisivos (DAVIDOVITCH et al., 1995; SIFAKAKIS et al., 2009). Por outro lado, o segundo, permite ao ortodontista um melhor, mas não absoluto controle dos momentos gerados no segmento anterior (SIFAKAKIS et al., 2009).

Por último, a intrusão dos dentes anteriores ancorada em mini-implantes é uma técnica descrita mais recentemente. Porém, seu emprego também pode gerar projeção dos incisivos quando os mini-implantes são colocados apenas no lado vestibular (WU et al., 2010; AYDOGOLU et al., 2011; SENISIK et al., 2012). Portanto, se tentamos realizar uma mecânica bilateral balanceada para eliminar este efeito, nos expomos à grande dificuldade de manejo clínico no posicionamento dos mini-implantes pelo lado lingual (WU et al., 2010).

Aproximadamente 50% dos casos com mordida profunda apresentam os caninos inferiores extruídos (RICKETTS et al., 1979). Por conseguinte, a intrusão destes dentes deve ser levada em consideração quando desejamos nivelar a curva de Spee. Entretanto, é impossível intruir os 6 dentes anteriores simultaneamente

sem criar efeitos indesejáveis no segmento posterior de ancoragem (BURSTONEet al., 1977). Levando-se isto em consideração, o ideal seria intruir os caninos inferiores individualmente, antes de se efetuar a intrusão dos incisivos inferiores.

Apesar dessa constatação ter sido feita a mais de 30 anos atrás, há apenas um estudo descrevendo um método para a intrusão isolada dos caninos inferiores (RICKETTS et al., 1979). Essa escassez de estudos chega a ser surpreendente, visto que, a intrusão descontrolada dos caninos pode levar a sua vestibularização, a qual aumentaria a distância intercanina do arco inferior, que é um dos principais fatores causadores de recidiva nos tratamentos ortodônticos (LITTLE; RIEDEL; STEIN, 1990).

Portanto, em vista de não encontrar mecânicas completamente controladas nem de fácil aplicação na literatura e, de conhecer a importância de incluir os caninos inferiores de maneira isolada e bem controlada na correção das mordidas profundas; fica claro que temos a necessidade de melhor investigar formas para realizar a intrusão isolada dos caninos inferiores como uma das etapas do nivelamento ideal da curva de Spee.

2 OBJETIVOS

2.1 Objetivo geral

Simular e avaliar a mecânica de intrusão segmentada de caninos inferiores, comparando os efeitos causados por diferentes ativações vestíbulo-linguais do *toe-in* compensatório no *cantilever* utilizado.

2.20bjetivos específicos

a) avaliar tridimensionalmente os efeitos dessa mecânica de intrusão segmentada no próprio canino a ser intruído;

b) encontrar o valor de *toe-in* compensatório que produza a tendência de intrusão pura do canino inferior;

c) avaliar os efeitos das forças de reação das diferentes ativações simuladas sobre os dentes que compõem o segmento de ancoragem.

3 MATERIAL E MÉTODOS

O presente estudo consiste num trabalho laboratorial, analítico-qualitativo, que iniciou-se com a obtenção de um modelo de elementos finitos (MEF) da mandíbula de um paciente adulto jovem saudável, obtido inicialmente para o trabalho de Gomes de Oliveira et al., (2006). Este modelo apresentava dentição permanente completa, exceto os terceiros molares, e foi modelado no programa *CATIA*[®] (Dassault Technologies, Woodland Hills, CA, EUA). Transferiu-se o mesmo para o programa *SolidWorks*[®] (Dassault Systèmes Americas Corp. Waltham, MA, EUA), onde a modelagem do presente estudo foi iniciada.

Figura 1 - Modelo da mandíbula obtida no programa CATIA[®], na vista laterooclusal.



Fonte: GOMES DE OLIVEIRA et al., 2006

3.1 Modelagem

A modelagem inicial referente aos sub-tópicos do ponto 3.1 foi realizada no programa *SolidWorks*[®].

3.1.1 Alinhamento dos dentes inferiores

Com o intuito de imitar as características ideais de um paciente, a arcada dentária inferior foi alinhada segundo o PAR Index (*Peer Assessment Rating Index*) (RICHMOND et al., 1992). Neste índice, os dentes são considerados alinhados quando as bordas incisais e superfícies vestibulares dos incisivos e caninos inferiores percorrem uma mesma linha de arco e quando as cúspides mesio-vestibulares e disto-vestibulares dos molares e pré-molares inferiores estão no mesmo alinhamento mesio-distal.

Figura 2 - Vista oclusal dos dentes inferiores onde se aprecia o alinhamento dentário, segundo o *PAR Index*.



Fonte: imagem elaborada pela autora

3.1.2 Dentes

Assim mesmo, com o mesmo objetivo de desenhar a anatomia e comprimento ideal dentário de um paciente, o comprimento de cada dente da arcada inferior foi alterado até se obter as proporções coroa/raiz ideais (ASH JR.; NELSON, 2003).

Figura 3 - Imagem onde se observa a linha divisória entre a coroa e raiz dentárias. Por motivos visuais utilizamos o LPD para representar a área da raiz, dado que este foi modelado com a mesma altura que o osso alveolar, seu limite coronal representa a linha que divide a coroa clínica da raiz dentária.



Fonte: imagem elaborada pela autora

3.1.3 Profundidade da curva de Spee

A profundidade da curva de *Spee* foi modelada efetuando a extrusão dos caninos inferiores em 1,50 mm e dos incisivos inferiores em 2,50 mm. É importante ressaltar que nesta fase da modelagem, o osso alveolar foi extruído na mesma quantidade que esses dentes, fazendo com que o tecido ósseo acompanhasse o novo nivelamento dos incisivos e caninos inferiores. Isto é relevante em termos biomecânicos, dado que ao mantermos a relação coroa/raiz original, o centro de resistência (CR) dos dentes não foi alterado (GERAMY, 2000).

Em nosso modelo, os pré-molares e molares foram previamente nivelados. Esse nivelamento não é característico da curva de Spee profunda. Porém, foi necessário modelá-los dessa maneira dado que nossa mecânica é antecedida de um alinhamento e nivelamento dos dentes posteriores com o intuito de encaixar um fio base de 0,021x0,025", o qual não poderia ser encaixado com os dentes em distinto nível oclusal.

Figura 4 - Visualização frontal da curva de Spee, onde se observam os pré-molares e molares nivelados, os caninos inferiores com 1,5 mm de extrusão e os incisivos inferiores com 2,5 mm de extrusão. O osso alveolar circundante a estes 6 dentes anteriores encontra-se extruído o mesmo tanto, com o intuito de não alterar a proporção coroa/raiz ideal.



Fonte: imagem elaborada pela autora

3.1.4 Ligamento Periodontal (LPD)

Modelou-se o LPD com espessura linear de 0,20 mm para todos os dentes, característica utilizada por outros autores em trabalhos recentes com o MEF (KOJIMA; FUKUI, 2006; KOJIMA; MIZUNO; FUKUI, 2007; KOJIMA; KAWAMURA; FUKUI, 2012).

Figura 5 - Representação gráfica do LPD correspondente ao canino inferior do lado direito. Corresponde à área em rosa.



Fonte: imagem elaborada pela autora

3.1.5 Alvéolos

No osso, o espaço ocupado por cada dente com seu respectivo LPD foi subtraído para criar-se os alvéolos dentários.

3.1.6 Braquetes e tubos

Todos os braquetes e tubos foram modelados com torque e angulação de 0°, simulando o sistema *Edgewise-Standard* com canaletas de seção transversal 0,022 x 0,028", espessura utilizada com maior freqüência pelos ortodontistas no Brasil.

A canaleta do tubo acessório do primeiro molar inferior também foi modelada sem pré-angulações, porém com seção transversal 0,018 x 0,025", dado que é esse o espaço destinado normalmente para os tubos acessórios.

Figura 6 - Braquetes e tubos modelados como o sistema *Edgewise-Standard* torque e angulação de 0°, com canaletas de seção transversal0, 022 x 0,028" e canaleta do tubo acessório do primeiro molar de seção transversal 0,018 x 0,025". A. tubo do 2° molar; B. tubo do 1° molar; C. braquete do 1° e 2° prémolar, D. braquete do canino.



Fonte: imagem elaborada pela autora

3.1.7 Fio base

Modelou-se o fio base para ser inserido passivamente nas canaletas dos braquetes dos pré-molares, no tubo principal do primeiro molar e no tubo do segundo molar do lado direito, tendo seção transversal 0,021 x 0,025". Foi escolhida esta espessura por ser a mais próxima a preencher completamente as canaletas e tubos principais dos dentes posteriores. O intuito foi garantir maior resistência a esses dentes, dado que serviriam de ancoragem na nossa mecânica.

Figura 7 - Modelo do fio base de seção transversal 0,021x0,025". Espessura mais próxima a preencher as canaletas e tubos principais dos dentes de ancoragem, garantindo uma maior resistência às forças geradas pelo *cantilever.*



Fonte: imagem elaborada pela autora

3.1.8 Cantilever de intrusão de canino

O *cantilever* foi modelado com secção transversal 0,017 x 0,025", dado que é essa a espessura mais próxima à do tubo acessório. Deste modo, precisaríamos de menor ativação para atingir a força ideal de intrusão, tendo ainda uma espessura menor que o fio base.

O *cantilever* pode ser descrito da seguinte maneira: A parte distal dele era encaixava dentro do tubo acessório do primeiro molar inferior. Imediatamente à mesial do tubo, o *cantilever* apresentava uma *hélice* de 3 mm de diâmetro interno e uma volta e meia. Mesial à *hélice* encontrava-se o segmento horizontal do *cantilever,* que terminava num ponto intermediário entre o primeiro pré-molar e o canino. Por meio de uma dobra de 90°, iniciava-se o segmento vertical, que por sua vez, terminava com outra dobra de 90°. Esse último segmento do *cantilever,* quando não ativado, encostava passivamente na parte superior do braquete do canino a ser intruído.

Figura 8 - Modelo do *cantilever* de intrusão de canino inferior de seção transversal 0,017 x 0,025".



Fonte: imagem elaborada pela autora

Após esta primeira parte da modelagem, a mandíbula foi recortada na distal do segundo molar inferior direito e na mesial do canino inferior direito. Posteriormente, foi subtraído o segmento de modelo compreendido entre esses dentes, o qual seria destinado para as simulações do presente estudo. Essa medida foi tomada com o intuito de diminuir o tamanho do modelo a sofrer as simulações e, dessa forma, encurtar o tempo de processamento de cada simulação, sem comprometer sua precisão. Figura 9 - Segmento mandibular do lado direito com os quatro dentes posteriores de ancoragem. Canino e osso alveolar correspondente a esse dente extruídos 1,5 mm. Os braquetes e tubos encontram-se aderidos a cada dente. O fio base, inserido nos quatro dentes de ancoragem e o *cantilever* inserido distalmente no tubo acessório do primeiro molar inferior e mesialmente encostado acima do braquete do canino inferior.



Fonte: imagem elaborada pela autora

3.2 Discretização e condições de contorno

Estas etapas foram realizadas no programa *HyperMesh[®]* (Altair-Engineering, Inc. Milwaukee, WI, EUA).

O LPD e osso alveolar foram discretizados para possuir malhas híbridas, com elementos pentaedros e hexaedros. Estas malhas, ao possuir elementos hexaedros, davam uma maior exatidão das tensões ocorridas no LPD. Foi por esse motivo que optamos por colocá-la apenas nestes dois materiais, dado que discretizar o modelo todo com este tipo de malha aumentaria consideravelmente a complexidade e tempo de processamento sem acrescentar qualidade nos resultados. O resto dos objetos, ou seja os dentes, fio base, *cantilever*, braquetes e tubos apresentavam apenas elementos pentaedros.

Cada elemento pentaedro possuía 6 nós, enquanto os hexaedros apresentavam 8 nós, sendo que todos os nós possuíam 6 graus de liberdade. Essa é a maior quantidade de liberdade que um nó pode possuir e permite o deslocamento e rotação em todos os eixos. A interação entre fios e braquetes, foi realizada por meio de elementos rígidos de contato, conhecidos como elementos do tipo *"kincoup*". Entretanto, o resto das interações entre elementos de objetos distintos foram a traves de interações de contatos rígidos, nas quais as fases permanecem sem deslocamento relativo entre elas. Estes contatos são algoritmos conhecidos com o nome de contatos do tipo *"tie"*.

		Nós	Elementos
	Dente	25886	120593
	LPD	26120	20948
Canino	Osso	109159	549894
	Braquete	5895	23928
	Dente	27574	128992
	LPD	22525	18088
1 ° pré-molar	Osso	27030	22610
	Braquete	7075	30187
	Dente	30524	143244
	LPD	28480	22904
2° pré-molar	Osso	17088	11452
	Braquete	7085	30243
	Dente	53825	254245
	LPD	59685	48160
1 ° molar	Osso	35811	24080
	Tubo	19965	87840
	Dente	53929	255316
	LPD	59525	47860
2° molar	Osso	71430	59825
	Tubo	6428	26788
Fio base		10487	38572
Cantilever		16523	61538

Tabela 1 - Quantidade de nós e de elementos correspondentes ao fio base, *cantilever* e a cada material dos distintos dentes modelados (2° molar, 1° molar, 2° pré-molar, 1° pré-molar e canino inferior direito).

Fonte: elaborado pela autora

3.2.1 Ligamento periodontal

O LPD foi considerado como o material mais importante em nosso trabalho, dado que seriam neste material avaliadas as tensões que ditariam o sentido e magnitude de movimento dos dentes. Por esse motivo, foi discretizado com a malha híbrida, como explicado no item 3.2. Além disso, sua espessura foi dividida em 4 camadas de elementos de 0,05 mm de espessura cada um. Com estas duas considerações aumentamos a confiabilidade dos resultados.

Figura 10 - Representação de um segmento do LPD discretizado. Vista oclusal, onde se observam as quatro camadas de elementos de 0,05 mm de espessura e a malha híbridacom elementos pentaedros e hexaedros.



Fonte: imagem elaborada pela autora

3.2.2 Propriedades dos materiais

O módulo de elasticidade e proporção de Poisson de cada material utilizado neste estudo estão descritos na tabela 2. Foram destinadas as propriedades do aço inoxidável para o fio base, braquetes e tubos. O fio base foi modelado com essas propriedades dado que o aço inoxidável é o elemento comumente utilizado nos fios ortodônticos e é um material que oferece grande resistência, o qual é favorável para aumentar a rigidez dos dentes de ancoragem.

Entretanto, as propriedades da liga β -titânio foram destinadas para o *cantilever*, por estar demonstrado que esse material apresenta pouco decaimento da força, precisando assim de menos ativações (BURSTONE et al., 1982).

Tabela 2 - Propriedades dos dentes, LPD, osso alveolar, aço inoxidável e liga βtitânio.

	Módulo de elasticidade	Proporção de Poisson
Dente	0.87 MPa	0.35
LPD	0.71 MPa	0.40
Osso	0.47 MPa	0.45
Aço inoxidável	200 GPa	0.30
β - titânio	69 GPa	0.30

Fonte: KOJIMA; MIZUNO; FUKUI, 2007; XIA; JIANG; CHEN, 2013; KOJIMA; FUKUI, 2012

3.3 Localização nos três eixos do espaço

Foram utilizados 3 eixos de referência originados no canino inferior direito:

- a) **Eixo X** \rightarrow referente ao sentido vestíbulo-lingual;
- b) **Eixo** $Y \rightarrow$ referente ao sentido mesio-distal;
- c) **Eixo** $Z \rightarrow$ referente ao sentido ápico-coronal.

Figura 11 - Gráfico dos três eixos do espaço, onde o canino inferior é o ponto de referencia: eixo vestíbulo-lingual (X), eixo mesio-distal (Y) e eixo ápico-coronal (Z).



Fonte: imagem elaborada pela autora

3.4 Ativação do cantilever

Todos os *cantilevers* foram ativados com um *tip-back* de 35°, o qual produziu uma força de 0,02 N. no eixo Y e 0,37 N. no eixo Z.

Para levar o *cantilever* até o braquete, foi utilizado um deslocamento prescrito vetorial na parte inferior dele. Ao chegar à posição original, o *cantilever* foi travado através de um elemento de barra de elevada rigidez. Assim, toda a energia acumulada no deslocamento podia ser transmitida ao braquete e, conseqüentemente, ao dente.

Figura 12 - Vista sagital do segmento modelado. A. *cantilever* ativado por meio do *tip-back* de 35° prévio ao encaixe. B. *cantilever* ativado e encaixado acima do braquete do canino, gerando força de 0,37 N no sentido ápico-coronal.



Fonte: imagem elaborada pela autora

3.5 Ativação do toe-in

Para todas as simulações, ativamos as dobras de *toe-in* compensatório utilizando o mesmo modelo de *cantilever*, é dizer com a mesma quantidade de *tip-back*. Porém, para obter os distintos graus de ativação de *toe-in*, realizamos a dobraem intensidades crescentes de 2 em 2 graus, sendo 0°, 2°, 4°e 6° de *toe-in*. Considerou-se toe-in de 0° quando a parte mesial do cantilever encostava passivamente na superficie vestibular do canino inferior (Figura 13).

Depois de realizada cada ativação, inserimos a parte distal do *cantilever* dentro do tubo acessório do primeiro molar. Em seguida, encaixamos o extremo mesial do *cantilever* acima do braquete do canino para observar a magnitude de resposta do primeiro molar no eixo X. Essa intensidade de resposta corresponderia à força em direção vestibular atuando no primeiro molar e à força em direção lingual atuando no canino inferior.

Desse modo, a magnitude de força encontrada nesses dois dentes foi introduzida diretamente no eixo X. Particularmente, no caso do canino, esta magnitude foi colocada na altura acima do braquete deste dente, replicando o lugar de aplicação da força. A magnitude da força nos eixos Y e Z mantiveram-se constantes para todos os modelos de *toe-in*, apenas mudando a magnitude do eixo

vestíbulo-lingual. Por conseguinte, evitamos viés e padronizamos os nossos modelos.

Tabela 3 - Quantidade de força no eixo X dependente dos graus de toe-in, ondeo símbolo negativo é referente à direção lingual.

Toe-in	Força no eixo X
0 °	-0,01 N
2 °	-0,025 N
4 °	-0,052 N
6 °	-0,082 N

Fonte: Criado pela autora.

Figura 13 - *Cantilever* com diferentes graus de *toe-in* simulados. A. 0°; B. 2°; C. 4° e D. 6°. Observa-se a aproximação do *cantilever* ao canino conforme aumentamos a intensidade do *toe-in*.



Fonte: imagem elaborada pela autora

3.6 Simulação

Finalmente, depois de terminadas a modelagem, condições de contorno e geração da malha, os modelos com distintas ativações de toe-in foram transferidos ao programa *Abaqus*[®] (Dassault Systèmes Americas Corp. Waltham, MA, EUA), no qual realizaram-se todas as simulações deste estudo.

Mandibular canine intrusion with the segmented arch technique: a finite element method study

Artigo a ser submetido ao American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics (Qualis A1), cujas normas para submissão de artigos podem ser visualizadas no endereço eletrônico: http://www.ajodo.org/authorinfo

Mandibular canine intrusion with the segmented arch technique: a finite element method study

Giselle Milagros Caballero Portaro^a, Osvaldo Carvalho Abadia^b, Bernardo Oliveira Hargreaves^c, Hélio Henrique de Araújo Brito^d, Pedro Américo Almeida Magalhães Jr^e and Dauro Douglas Oliveira^f

Belo Horizonte, Brazil and Lima, Perú

^aFormer Orthodontic resident, Pontifical Catholic University of Minas Gerais, Belo Horizonte, Brazil.

^bMechanical Engineering Graduate Student, Pontifical Catholic University of Minas Gerais, Belo Horizonte, Brazil.

^cAssociate Professor of Orthodontics, Pontifical Catholic University of Minas Gerais, Belo Horizonte, Brazil.

^dAssociate Professor and Program director of Mechanical Engineering, Pontifical Catholic University of Minas Gerais, Belo Horizonte, Brazil.

^eAssociate Professor and Program director of Orthodontics, Pontifical Catholic University of Minas Gerais, Belo Horizonte, Brazil.

Keywords: Finite Element Analysis, Orthodontic tooth movement, Mandibular canine.

Correspondenceadress:	eadress: Dauro Douglas Oliveira, DDS, MS, DScD	
	Pontifícial Catholic University of Minas Gerais, School of Dentristy, Department of Orthodontics	
	Avenida Dom José Gaspar,500. Prédio 46 – Coração Eucarístico Belo Horizonte – MG – Brazil – CEP 30535-901	

E-mail: dauro.bhe@gmail.com

Sumary

Introduction: Mandibular canines are extruded in approximately half of the patients presenting deep bite. Although simultaneous intrusion of the six mandibular anterior teeth is not recommended, there is a lack of studies evaluating individual canine intrusion.

Objetive: The purpose of this study was to use the finite element method (FEM) to simulate the segmented intrusion of mandibular canines with a cantilever and evaluate the effects of different compensatory bucco-lingual activations.

Methods: A FEM of the right mandible comprising from second molar to canine was modeled with the SolidWorks Software[®] (Dassault Systèmes Americas Corp. Waltham, MA). After all bony, dental and periodontal ligament (PDL) structures were graphically represented, brackets and molar tubes were modeled. Then, a 0.021 x 0.025-in base wire was modeled with stainless steel properties and inserted on the four posterior teeth brackets to simulate the anchorage unit. Finally, a 0.017 x 0.025-in cantilever was modeled with titanium-molybdenum alloy properties and inserted on the first molar auxiliary tube. Discretization and boundary conditions of the anatomical structures tested were performed with the HyperMesh Software[®] (Altair-Engineering, Inc. Milwaukee, WI). Compensatory toe-ins of 0, 2, 4 and 6 degrees were simulated.

Results: The 4° toe-in produced sheer intrusion of the canine, while smaller activations produced intrusion and buccal crown tipping. The 6° activation caused intrusion and lingual crown tipping. The highest PDL stress in the anchor segment was observed around the first molar roots. This tooth showed a slight tendency for extrusion and distal crown tipping. Moreover, the different compensatory toe-ins activations did not affect the posterior teeth.

Conclusions: The simulated segmented mechanics may achieve pure mandibular canine intrusion. The incorporation of compensatory toe-ins is required to avoid buccal crown tipping and the effects on the posterior anchorage segment were small and concentrated on the first molar.

Introduction

A considerable number of orthodontic patients present deep bite¹. This vertical discrepancy is often corrected with intrusion of the mandibular anterior teeth¹ and different techniques to achieve this goal have been proposed such as reversed curve wires², utility arches³, three-piece segmented mechanics⁴ and mini-screw supported approaches⁵. However, all of them may cause undesirable buccal crown tipping to a greater or lesser degree^{2,5-8}.

In addition to extruded mandibular incisors, approximately 50% of the deep bite patients also present mandibular canines extrusion⁹. Since simultaneous intrusion of the six anterior teeth may cause undesirable effects in the posterior anchorage segment⁴, segmented intrusion of the canines should be taken into consideration when leveling the curve of Spee.

Surprisingly, only one study¹⁰ have described a method for individual intrusion of mandibular canines. This technique described by Ricketts consists in using the Utility Arch itself as stabilization and gently tying an elastic band between the canine bracket and a step down segment made in this arch. However, it has been never proven that this mechanic truly intrude mandibular canines. Since uncontrolled canine intrusion may lead to buccal crown inclination, increase of the mandibular intercanine width, thus elevating the chances for Orthodontic treatment relapse¹¹.

The finite element method (FEM) is commonly used in engineering studies and has also being used to improve the understanding of different orthodontic mechanics. FEM enables the evaluation of biomechanical effects such as stress and strain of human body areas that are difficult to access, without causing any harm to human subjects. The method consists of a graphic computer simulation of the objects that are divided by a process known as "discretization" into small segments known as "elements", which are numbered in a finite number of points called "nodes", defined by their global coordinates.

The purpose of this study was to use the finite element method (FEM) to simulate the segmented intrusion of a mandibular canine with a cantilever and evaluate the effects of different compensatory bucco-lingual activations on both the canine and the posterior teeth that served as anchorage units.

Material and methods

Modeling

The construction of the FEM model used the SolidWorks Software[®] for all modeling procedures. A mandibular segment comprising from right second molar to right canine was obtained from a previous study¹² of our research group, updated and improved. All teeth were modified until the proper crown to root ratio¹³⁻¹⁵ was obtained to guarantee the adequate location of the Center of Resistance (CR) for each tooth. The teeth from this segment were aligned according to the Peer Assessment Rating Index¹⁶. Posterior teeth from second molar to first premolar were leveled and the canine with its surrounding alveolar bone were extruded 1.5 mm. A periodontal ligament (PDL) was modeled with 0.20 mm of linear thickness as previously described in other FEM studies¹⁷⁻¹⁹.

After all bony, dental and PDL structures were graphically represented, brackets and molar tubes were modeled with 0.022 x 0.028-in slots and zero degrees of tip and torque. The first molar auxiliary tube presented a 0.018 x 0.025-in slot as commonly found in most double tubes available in the market. A 0.021 x 0.025-in base wire was also modeled to passively fill the second molar tube, the first molar main tube and the premolars bracket slots in order to simulate the posterior anchorage segment. This passive fit of the base wire into the posterior teeth appliances was achieved due to the pre-leveling and alignment. The mechanical properties of all brackets, tubes and the base wire were assumed as being from Stainless Steel (SS).

Cantilever description

The cantilever simulated in this study presented a cross-section of 0.017×0.025 -in and properties of Titanium Molybdenum Alloy (TMA). The distal end of the cantilever was fitted inside the first molar auxiliary tube and a helix of 3 mm in diameter was constructed mesially flush to the tube. There was a horizontal segment extending mesially to the area corresponding to the interproximal contact point between the first premolar and canine. At this point, a 90° bend was modeled occlusally, comprising a vertical segment which ended at the level of the upper most portion of the canine bracket. Finally, another 90° bend was performed to generate the final segment of the cantilever, which contacted with the upper part of the canine bracket. The FEM constructed for this experiment and used for all simulations is shown in Figure 1.

Discretization and boundary conditions

Following the model construction, discretization and boundary conditions of the anatomical structures tested were performed with the HyperMesh Software[®]. The PDL and alveolar bone had hybrid meshes with pentahedron and hexahedron elements, providing higher accuracy of the stresses occurring on these structures. This sophistication of the mesh was important since the PDL was the material where stress would be evaluated in this study.

The other objects presented pentahedron elements. Each element presented 6 degrees of freedom, thus they could move and rotate in any direction of the space. Finally, each pentahedron element presented 6 nodes and each hexahedron elements presented 8 nodes.

The interaction between brackets and wires was performed by bean elements, known as "kincoup". The rest of interactions between elements of different objects were made by rigid contact interactions, in which phases from the different materials remain without relative displacement between them. These contacts are algorithms known as "tie".

Cantilever activation

Three reference axes having the mandibular canine as the reference point were used: (1) Xaxis for bucco-lingual; (2) Y-axis for mesio-distal; and (3) Z-axis for occluso-gingival activations. All cantilevers tested were activated with a 35° tip-back, which produced a force of 0.02 N on the Y-axis and 0.37 N on the Z-axis. This was achieved prescribing a displacement vector at the bottom of the cantilever, which contacted with the canine bracket. Upon arriving at this position, the cantilever was caught by the beam element of high rigidity. Thus, all the energy accumulated at offset could be transmitted to the bracket and hence to the tooth. The following compensatory toe-ins were simulated in this experiment: 0, 2, 4 and 6 degrees.

Compensatory Toe-in Activations

The activation of each different simulated compensatory toe-in was equivalent to the magnitude of force in the X-axis inferred from the visualization correspondent to the force that each toe-in produced. Therefore, we parameterized our models, having only the variation in the X-axis. Simulations were performed with the Abaqus[®] Software (Dassault Systèmes Americas Corp. Waltham, MA).

Results

Effects of the cantilever on the mandibular canine

There was a tendency for buccal crown tipping of the mandibular canine when a passive (0°) toe-in was simulated. The intensity of this buccal tipping tendency decreased as the amount of compensatory toe-in increased. When 4° of compensatory toe-in was simulated, the buccal crown tipping tendency was completely eliminated. Conversely, when a 6° toe-in was simulated, the tendency of movement changed to a lingual crown tipping. Figure 2 shows the stress in the PDL as a consequence of the cantilever activation with all different degrees of toe-ins tested.

The evaluation of the relationship between the resultant forces produced with 0, 4 and 6 degrees of toe-in activation and the CR of the canine demonstrated that with a passive toe-in (0°) , the resultant force passed buccaly to the canine CR, generating a clockwise moment that would cause buccal crown tipping. However, when the 4° toe-in was simulated, the resultant force passed through the CR of the canine, causing a tendency for pure apical translation of the tooth. Lastly, the 6° toe-in simulation generated a resultant force lingual to the canine CR, generating a counterclockwise moment and thus a lingual crown tipping tendency (Fig. 3).

Effects on the posterior anchorage segment

The stress produced in the PDL of the posterior teeth used as dental anchorage was registered and a small amount of stress occurred only in the first molar. This tooth showed a tendency for distal crown tipping and extrusion (Fig. 4, 5). The KPa units demonstrated that the stress in the PDL of these teeth was on average ten times lesser than the ones found in the PDL of the canine.

Discussion

Simulating important clinical situations using FEM means no risks to a human sample^{20,21}. The use of this research methodology to evaluate the biomechal effects of different orthodontic mechanics has increased in recent years. This study seams to be the first to analyze the effects of segmented arch mechanics to individually intrude mandibular canines.

The PDL plays a major role on orthodontic tooth movement (OTM) and its thickness and viscoelasticity varies along the root surface. Clinically, these variations may have an influence

over the intensity of the biological events that take place during OTM^{22,23}. However, these variations have not been modeled in previous FEM studies since they do not affect light forces simulations, such as orthodontic forces^{17,24}. Consequently, the PDL constructed in this study presented the same thickness and linear elasticity along the roots of all teeth.

Naturally, there are other forces constantly acting over the mandibular teeth, i.e. mastication forces, tongue, lip and cheek pressures^{17,25}. However, the amount and direction of these forces are undefined and their effects on OTM remain unclear¹⁷. For these reasons, they were not considered in this study.

All teeth in this study were carefully modeled to present ideal crown to root ratios¹³⁻¹⁵. Thus, the location of the canine CR was estimated at two-fifths of the root length from the apex²⁶. Therefore, the interpretations of the effects from the resultant force line of action in relation to CR may be clinically applicable only for patients with adequate periodontal health and similar dental length.

Effects of the cantilever on the mandibular canine

The results of stress in the PDL showed that the canine buccal crown tipping tendency decreased as the amount of compensatory toe-in added to the cantilever increased. This finding proves the need to incorporate this compensatory bend for appropriate buccal-lingual tipping control of the canine and thus to obtain sheer intrusion. These results suggest that the other technique described in the literature for individual intrusion of mandibular canines⁹ may not achieve pure intrusion. The author suggested tying the canine bracket to an intrusion arch without any compensatory procedure to control buccal-lingual tipping. Our simulations showed that when this type of force is applied, its line of action passes buccaly to the canine CR, producing buccal crown tipping.

Furthermore, we could also compare the results obtained when a passive (0°) toe-in was simulated to the use of a continuous arch to level the curve of Spee¹⁸ or even to step-down bends made to intrude the canines. These mechanics generate an intrusive force over the canine bracket buccaly from the tooth's CR and without any compensatory toe-in. Therefore, we may assume that they would also result in similar buccal crown tipping tendencies such as those we registered with the passive compensatory toe-in.

Buccal crown tipping control is important since excessive buccal tipping of the canine may increase the risk of gingival recession and/or bone resorption, especially in patients with history of periodontal disease and bone loss²⁵. The proclination of these teeth could also lead to abfraction lesions²⁷ especially because the canines receive additional loads when the mandibular lateral excursions are performed²⁸, reinforcing the importance of the results found in this experiment.

Although a 4° toe-in resulted in sheer intrusion, the teeth modeled in this study presented ideal dimensions and crown to root ratios. Therefore, these results may serve as a valuable reference for customizing the compensatory toe-ins when an orthodontist decides to use segmented arch mechanics to level the curve of Spee. Individual patient variation must be respected and this reference may vary depending under different clinical circumstances such as the alveolar bone height, since bone loss means that the tooth's CR would be displaced apically. Furthermore if an orthodontist faces the treatment of a patient that present teeth larger than average, 4° of toe-in activation may not be enough for achieving sheer intrusion. The opposite would happen in patients with teeth smaller than average.

The line of resultant force action observed when the 4° toe-in was simulated passed through the canine's CR. Although it wasn't exactly in the same direction of the long axis of the canine and thus presented a slightly lingual component, the canine did not showed a displacement in the apical-lingual direction. This was probably due to fact that the vertical component of the force was significantly greater than the lingual component and because of the short distance that the canine needed move to achieve the amount of canine intrusion required for leveling the curve of Spee¹.

Effects of the cantilever in the anchor segment

Almost all stress in the PDL of the posterior anchorage teeth was registered on the first molar, producing a tendency for extrusion and distal crown tipping. The first tendency was caused by a reaction system, product of the cantilever activation over the canine bracket. The second tendency was produced by the second-order couple, created in the accessory tube of the first molar, originated from the tip-back. These results are consistent with the literature^{18,29}.

Kojima and Fukui¹⁸ carried out a study using the FEM. There, they showed how first molar and canine moved with bent wires between them. There, also one model including the second

molar was simulated. In that simulation they found that the addition of the second molar strengthened the resistance of anchorage of the first molar and increased the canine intrusion. In our study, besides the addition of the second molar, we added both premolars, increasing further the area of anchorage unit. Moreover, in contrast to that study which inserted the cantilever in two posterior teeth, we used a segmented technique, inserting the cantilever only on the first molar and using a segmented SS arch wire that almost completely filled the slot of the brackets and tubes of the four posterior teeth. SS mechanical properties for this wire increased the rigidity of the anchorage segment. Thus, stress in the PDL of our posterior teeth was significantly lesser than the one attempted in that study and also ten times lesser than the ones observed in our canine (Fig. 2 and 4).

Finally, we observed that although the force derived from toe-in activations was enough for having an influence on the canine, the posterior teeth were not affected. This was due to the light forces used and to the care taken into account described above, which made the posterior teeth perform as an anchorage unit with greater mass that could support the forces better than the canine alone.

Conclusion

1. The FEM simulations showed an initial tendency of movement that suggests pure mandibular canine intrusion when adequate segmented arch mechanics was applied.

2. This study proved the need to incorporate compensatory toe-ins to avoid buccal crown tipping of the mandibular canines during intrusion with a cantilever.

3. The reactive forces registered on the posterior anchorage segment were limited to the first molar and their effects were minimal.

References

- 1. El-Dawlatly MM, Salah Fayed MM, Mostafa YA. Deep overbite malocclusion: analysis of the underlying components. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2012;142:473-80
- Sifakakis I, Pandis N, Makou M, Eliades T, Bourauel C. A comparative assessment of the forces and moments generated with various maxillary incisor intrusion biomechanics. Eur J Orthod 2010;32:159-64
- **3.** Ricketts RM. Bioprogresive therapy as an answer to orthodontic needs part II. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1976;70:359-97
- **4.** Burstone CJ. Deep overbite correction by intrusion. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1977;72:1-22
- **5.** Senisik NE, Turkkahraman H. Treatment effects of intrusion arches and mini-implant systems in deep bite patients. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2012;141:723-33
- **6.** Aydogdu E, Ozsoy OP. Effects of mandibular incisor intrusion obtained using a conventional utility arch vs bone anchorage. Angle Orthod 2011;81:767-75
- Sifakakis I, Pandis N, Makou M, Eliades T, Bourauel C. Forces and moments generated with various incisor intrusion systems on maxillary and mandibular anterior teeth. Angle Orthod 2009;79:928-33
- **8.** Davidovitch M, Rebellato J. Two-couple Orthodontic appliance systems Utility arches: a two-couple intrusion arch. Sem Orthod 1995;1:25-30
- 9. Ricketts RM, Bench RW, Gugino CF, Hilgers JJ, Schulhof RJ. Mechanics sequence for Class II dividion I cases. In: Ricketts RM, Bench RW, Gugino CF, Hilgers JJ, Schulhof RJ. Bioprogresive therapy. 1.ed. USA: Rocky Mountain/Orthodontics 1979;10,169-81
- 10. Ricketts RM, Bench RW, Gugino CF, Hilgers JJ, Schulhof RJ. Mechanics sequence for Class II dividion II cases. In: Ricketts RM, Bench RW, Gugino CF, Hilgers JJ, Schulhof RJ. Bioprogresive therapy. 1.ed. USA: Rocky Mountain/Orthodontics, 1979;11,111-26
- 11. Little RM, Riedel RA, Stein A. Mandibular arch length increase during the mixed dentition: Postretention evaluation of stability and relapse. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1990;97:393-404
- 12. Gomes de Oliveira S, Seraidarian PI, Landre Jr J, Oliveira DD, Cavalcanti BN. Tooth displacement due to occlusal contacts: a three dimensional finite element study. J Oral Rehab 2006;33:874–80
- Ash JR. MM, Nelson SJ. Wheeler's Dental Anatomy, Physiology, and Oclusion. St Louis: Missouri; 2003;191-214

- 14. Ash JR. MM, Nelson SJ. Wheeler's Dental Anatomy, Physiology, and Oclusion. St Louis: Missouri; 2003;239-261
- 15. Ash JR. MM, Nelson SJ. Wheeler's Dental Anatomy, Physiology, and Oclusion. St Louis: Missouri; 2003;297-331
- 16. Richmond S, Shaw WC, Roberts CT, Andrews M. The PAR Index (Peer Assessment Rating): methods to determine outcome of orthodontic treatment in terms of improvement and standards. Eur J Orthod 1992;14:180-87
- 17. 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;142:501-08
- 18. Kojima Y, Fukui H. A numerical simulation of tooth movement by wire bending. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2006;130:452-59
- **19.** 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
- 20. Daegling DJ, Hylander WL. Experimental observation, theoretical models and bimechanical interference in the study of mandibular. Am J Phys Anthropol 2000;112:541–551
- 21. Beek MJH, Koosltra JH, Van Ruijven LJ, Van Eijden TMGJ. Three-dimensional finite element analysis of the human temporomandibular joint disc. J Biomech 2000;33:307–316
- 22. Baumrind S. A reconsideration of the propriety of the "pressure- tension" hypothesis. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1969;55:12-22
- 23. Heller IJ, Nanda R. Effect of metabolic alteration of periodontal fibers on orthodontic tooth movement: An experimental study. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1979;75:239-58
- 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.** Melsen B, Agerbaek N, Markenstam G. Intrusion of incisors in adult patients with marginal bone loss. Am J Orthod Dentofacial Orthop 1989;96:232-41
- **26.** Vollmer D, Bourauel C, Maier K, Jäger A. Determination of the centre of resistance in an upper human canine and idealized tooth model. Eur J Orthod 1999;21:633-48
- **27.** Bernhardt O, Gesch D, Schwahn C, Mack F, Meyer G, John U, et al. Epidemiological evaluation of the multifactorial aetiology of abfractions. J Oral Rehab 2006;33:17–25

- **28.** Rees JS. The effect of variation in occlusal loading on the development of abfraction lesions: a fnite element study. J Oral Rehab 2002;29:188-93
- 29. Lindauer SJ, Isaacson RJ. One-Couple Orthodontic Appliance Systems. Sem Orthod 1995;1:12-24
- 30. 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
- **31.** 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;34:10–18

Tables

Table I. Properties of the anatomical structures andmaterials used in this study.

	Elastic modulus	Poisson's ratio
Tooth ³⁰	0.87 MPa	0.35
PDL ³⁰	0.71 MPa	0.40
Bone ³⁰	0.47 MPa	0.45
SS ¹⁹	200 GPa	0.30
TMA ³¹	69 GPa	0.30

Table II. Amount of force on the X-axis produced with the different toe-ins tested.

Toe-in	Force in the X axis
0 °	0.01 N
2 °	0.025 N
4 °	0.052 N
6 °	0.082 N
2 4° 6°	0.052 N 0.052 N 0.082 N

Ilustrations



Fig 1. FEM of a right segment of the mandible constructed for this experiment. It comprised from second molar to canine, with their surrounding PDL and alveolar bone. Standard Edgewise tubes and brackets were attached to the teeth and the segmented SS archwire used for anchorage and the TMA cantilever were inserted in the FEM for testing.



Fig 2. KPa units of the mean stress in the PDL of the mandibular canine. Seen by the Mesiolingual and occlusal views at A. 0°; B. 2°; C. 4° and D. 6° of compensatory toe-in. Red represents maximum stress, while blue represents minimum stress. Stress colors showed that there was a tendency for buccal crown inclination of the mandibular canine in A. This tendency decreased as the amount of compensatory toe-in increased. Until C case, where the maximum stress was concentrated in the apical side, indicating a tendency of sheer intrusion of the canine. With 6° of toe-in we see the maximum stress at the lingual and apical areas, demonstrating a tendency of lingual crown inclination and intrusion of the canine.



Fig 3. Relationship between the resultant force, CR and the canine movement tendency with A. 0°; B. 4° and C. 6° compensatory Toe-ins. 0° of toe-in shows the resultant force passing buccally to the CR of the canine, causing a moment that tended to incline the canine towards this side. 4° of toe-in shows the resultant force passing through the CR of the canine, causing pure translation in the apico-lingual in direction. Finally, 6° of toe-in shows the resultant force passing lingually to the canine's CR, generating a lingual moment that tended to incline the canine the canine towards the lingual side.



Fig 4. KPa units of the mean stress in the PDL of the posterior teeth. Seen by the buccal and occlusal views. With A. 0° ; B. 2° ; C. 4° and D. 6° of compensatory toe-in. Maximum stress is concentrated in the first molar. Almost homogeneous and weak, the stress shows a tendency of distal crown inclination and extrusion of the first molar.



Fig 5.Tendency of movement registered in the posterior teeth. Movement was limited to the first molar, showing a tendency of distal crown inclination and extrusion.

5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Este estudo avaliou, por meio do MEF, os efeitos iniciais de diferentes intensidades de *toe-in* compensatórios de um *cantilever* para intrusão de caninos inferiores. Os resultados das diferentes simulações mostraram pelos resultados das tensões no LPD que, em dentes com nível ósseo adequado, comprimento e proporção coroa/raiz ideais, 14° de *toe-in* foi a ativação precisa para obter-se intrusão pura do canino. Ativações menores que essa levaram a uma inclinação do dente para vestibular e, por outro lado, ativações maiores que 14° causaram inclinação para lingual. Observou-se também a tendência de movimento no segmento posterior de ancoragem, a qual ficou praticamente limitada ao primeiro molar. Porém, as tensões nesse dente foram diminuídas pela presença dos demais dentes de ancoragem e pela utilização de um fio de aço inoxidável de maior rigidez.

Como relevância clínica desse estudo, pode-se salientar a confirmação matemática da importância de se colocar uma dobra compensatória para evitar a vestibularização dos caninos e, assim, obter a intrusão pura dos mesmos. Mostrouse também a importância de se incluir o maior número de dentes de ancoragem posterior para minimizar os efeitos no dente onde é inserido o *cantilever*. Finalmente, ficou demonstrado que é possível conseguir a intrusão segmentada do canino inferior, sem causar efeitos colaterais no segmento posterior de ancoragem, mesmo quando apenas a ancoragem dentária foi empregada.

Esse estudo faz parte de uma linha de pesquisa do Mestrado em Ortodontia que utiliza o MEF para simular efeitos de diferentes alternativas mecânicas a fim de otimizar a movimentação ortodôntica. Outros estudos usando a mesma metodologia estão avaliando a intrusão dos incisivos inferiores com a Técnica Segmentada Simplificada, bem como os efeitos da incorporação de dispositivos de ancoragem esquelética nessa abordagem.

No futuro, principalmente levando-se em consideração as oportunidades que se abrem com o início do Curso de Doutorado em Odontologia na PUC Minas, estudos clínicos deverão ser realizados para se avaliar a aplicação clínica das simulações feitas com o MEF, fechando assim o ciclo de interação entre estudos teórico/laboratoriais e seu emprego clínico, seus potenciais benefícios aos ortodontistas e, principalmente, aos nossos pacientes.

REFERÊNCIAS

ASH JR., M.M.; NELSON, S.J. The Permanent canines: Maxilar and mandibular. In: **Wheeler's Dental Anatomy, Physiology, and Oclusion.** 8 ed. United States of America: Saunders/Elsevier, 2003. Cap. 8, p. 191-214.

ASH JR., M.M.; NELSON, S.J.The Permanent Mandibular Premolars. In: **Wheeler's Dental Anatomy, Physiology, and Oclusion.** 8 ed. United States of America: Saunders/Elsevier, 2003. Cap. 10, p. 239-61.

ASH JR., M.M.; NELSON, S.J.The Permanent Mandibular Molars. In: Wheeler's **Dental Anatomy, Physiology, and Oclusion.** 8 ed. United States of America: Saunders/Elsevier, 2003. Cap. 12, p. 297-331.

AYDOGDU, E., OZSOY O.P. Effects of mandibular incisor intrusion obtained using a conventional utility arch vs bone anchorage. **The Angle Orthodontist**, v.81, n.5, p. 767-75, Sept. 2011.

BAUMRIND, S.A reconsideration of the propriety of the "pressure- tension" hypothesis. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v.55, n.1, p. 12-22, Jan. 1969.

BERNHARDT, O. et al. Epidemiological evaluation of the multifactorial etiology of abfractions. **Journal of Oral Rehabilitation**, v.33, n.1, p. 17–25, Jan. 2006.

BURSTONE, C.J. Deep overbite correction by intrusion. **American Journal of Orthodontics**, v.72, n.1, p. 1-22, July 1977.

BURSTONE, C.J. The segmented arch approach to space closure. **American Journal of Orthodontics**, v.82, n.5, p. 361-78, Nov. 1982.

DAVIDOVITCH, M.; REBELLATO, J. Two-couple orthodontic appliance systems Utility arches: a two-couple intrusion arch. **Seminars in Orthodontics**, v.1, n.1, p. 25-30, Mar.1995.

EL-DAWLATLY, M.M.; SALAH FAYED, M.M.; MOSTAFA, Y.A. Deep overbite malocclusion: Analysis of the underlying components. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics,** v.142, n.4, p. 473-80, Oct. 2012.

GERAMY, A. Alveolar bone resorption and the center of resistance modification (3-D analysis by means of the finite element method). **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v.117, n.4, p. 399-405, Apr. 2000.

GOMES DE OLIVEIRA, S. et al. Tooth displacement due to occlusal contacts: a three dimensional finite element study. **Journal of Oral Rehabilitation**, v.33, n.12, p. 874-80, Dec. 2006.

HANS, M.G. et al. Cephalometric evaluation of two treatment strategies for deep overbite correction. **The Angle Orthodontics**, v.64, n.4, p. 265-76, Aug. 1994.

HELLER, I.J.; NANDA, R. Effect of metabolic alteration of periodontal fibers on orthodontic tooth movement: An experimental study. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics,** v.75, n.3, p. 239-58, Mar. 1979.

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. 775-83, June, 2011.

KOJIMA, Y.; FUKUI, H.A numerical simulation of tooth movement by wire bending. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics,** v.130, n.4, p. 452-59, Oct. 2006.

KOJIMA, Y.; FUKUI, H. Numerical simulations of canine retraction with T-loop springs based on the updated moment-to-force ratio. **European Journal of Orthodontics**, v.34, n.1, p. 10-8, Feb. 2012.

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 of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v.142, n.4, p.501-08, Oct. 2012.

KOJIMA, Y.; MIZUNO, T.; FUKUI, H.A numerical simulation of tooth movement produced by molar uprighting spring. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v.132, n.5, p.630-38, Nov. 2007.

LINDAUER, S.J.; ISAACSON, R.J. One-Couple Orthodontic Appliance Systems. **Seminars in Orthodontics**, v.1, n.1, p. 12-24, Mar. 1995.

LITTLE, R.M.; RIEDEL, R.A.; STEIN, A. Mandibular arch length increase during the mixed dentition: Postretention evaluation of stability and relapse. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v.97, n.5, p. 393-404, May 1990.

MELSEN, B.; AGERBAEK, N.; MARKENSTAM, G. Intrusion of incisors in adult patients with marginal bone loss. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v.96, n.3, p. 232-41, Sept. 1989.

NIELSEN, I.L. Vertical malocclusions: etiology, development, diagnosis and some aspects of treatment. **The Angle Orthodontist**, v.61, n.4, p. 247-60, Mar. 1991.

PROFFIT, W.R.; FIELDS JR., H.W. A Má Oclusão e a Deformação Dentofacial na Sociedade Contemporânea. In: **Ortodontia Contemporânea.** 3 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2002. Cap. 1, p. 2-20.

REES, J.S. The effect of variation in occlusal loading on the development of abfraction lesions: A finite element study. **Journal of Oral Rehabilitation**, v.29, n.2, p. 188-93, Feb. 2002.

RICKETTS, R.M. et al. The utility and sectional arches in bioprogressive therapy mechanics. In: RICKETTS, R.M. et al. **Bioprogresive therapy.** 1.ed. United States of America: Rocky Mountain/Orthodontics, 1979. Cap.7, p. 111-26.

RICKETTS, R.M. et al. Mechanics sequence for Class II dividion I cases. In: RICKETTS, R.M. et al. **Bioprogresive therapy.** 1.ed. United States of America: Rocky Mountain/Orthodontics, 1979. Cap.10, p. 169-81.

RICKETTS, R.M. etal. Mechanics sequence for Class II division II cases. In: RICKETTS, R.M. et al. **Bioprogresive therapy.** 1.ed. United States of America: Rocky Mountain/Orthodontics, 1979. Cap.11, p. 183-99.

RICHMOND, S.; SHAW, W.C.; ROBERTS, C.T.; ANDREWS, M. The PAR Index (Peer Assessment Rating): methods to determine outcome of orthodontic treatment in terms of improvement and standards. **European Journal of Orthodontics**, v.14, n.3, p. 180-87, June 1992.

REIMANN, S. et al. Biomechanical finite-element investigation of the position of the centre of resistance of the upper incisors. **European Journal of Orthodontics**, v.29, n.3, p. 219-24, Feb.2007.

RICKETTS, R.M. Bioprogresive therapy as an answer to orthodontic needs part II. **American Journal of Orthodontics**, v.70, n.4, p. 359-97, Oct.1976.

SENISIK, N.E.; TURKAHRAMAN, H. Treatment effects of intrusion arches and miniimplant systems in deep bite patients. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v.141, n.6, p. 723-33, June2012.

SIFAKAKIS, I. et al. Forces and moments generated with various incisor intrusion systems on maxillary and mandibular anterior teeth. **The Angle Orthodontist**, v.79, n.5, p. 928-33, Sept. 2009.

SIFAKAKIS, I. et al. A comparative assessment of the forces and moments generated with various maxillary incisor intrusion biomechanics. **European Journal of Orthodontics**, v.32, n.2, p. 159-64, Apr. 2010.

VOLLMER, D.et al. Determination of the centre of resistance in an upper human canine and idealized tooth model. **European Journal of Orthodontics**, v.21, n.6, p. 633-48, Dec. 1999.

WU, J.C.; HUANG, J.N.; LIN, X.P. Lower incisor intrusion with intraoral transosseous stainless steel wire anchorage in rabbits. **European Journal of Orthodontics**, v.32, n.3, p. 319-23, June 2010.

XIA, Z.; JIANG, F.; CHEN, J. Estimation of periodontal ligament's equivalent mechanical parameters for finite element modeling. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v.143, n.4, p. 486-91, Apr. 2013.