

A influência do posicionamento ântero-posterior da alça T segmentada durante o movimento de retração inicial: uma avaliação pelo método dos elementos finitos*

Raquel Silva Lotti**, Enio Tonani Mazzeiro***, Janes Landre Júnior****

Resumo

Objetivo: avaliar por meio do MEF (Método dos elementos Finitos) a influência do posicionamento no espaço inter-braquetes de uma alça T segmentada em aço inoxidável para retração do canino. **Metodologia:** em cada posição da alça foi observado o tipo de movimento realizado pelas unidades de ancoragem e analisada a tensão no osso alveolar gerada pela mecânica. A alça foi confeccionada passiva, sem dobras de pré-ativação. O segmento posterior do lado esquerdo de uma mandíbula foi modelado, em conjunto com o canino, segundo pré-molar e primeiro molar permanente. Alterou-se o posicionamento da alça, obtendo um modelo em que esta se encontrou mais próxima ao canino, centralizada entre canino e molar e mais próxima ao molar. Apenas o deslocamento inicial destes dentes foi avaliado e as diferenças relativas entre o movimento destes foram comparadas em termos qualitativos. **Resultados e Conclusões:** observou-se que o elemento dentário mais próximo à alça se deslocou em menor magnitude e com menor grau de inclinação. Em todos os modelos um componente de força extrusiva se fez presente, entretanto a magnitude deste foi menor para o dente mais afastado da alça. Relativa rotação foi encontrada resultando em deslocamentos para vestibular e lingual da coroa dos dentes e quanto mais afastado o dente se encontrou da alça, maior foi a tendência à rotação. O deslocamento relativo do canino foi maior que o do molar em todos os modelos. A análise da tensão em Von Mises no osso alveolar, demonstrou que esta se apresenta maior ao redor do canino e no modelo com a alça próxima ao molar.

Palavras-chave: Biomecânica. Ortodontia. Fechamento de espaço ortodôntico.

* Resumo de dissertação de mestrado – PUC-MG

** Mestre em Ortodontia pelo COP - PUC/MG.

*** Doutor em Ortodontia, Coordenador do curso de Mestrado em Ortodontia do COP – PUC/MG.

**** Doutor em engenharia mecânica, Coordenador do curso de Engenharia Mecânica da Puc-Minas.

INTRODUÇÃO

Os objetivos de um tratamento ortodôntico incluem a obtenção da estética e da harmonia facial, oclusão funcional satisfatória, função mastigatória eficiente, estabilidade em longo prazo e saúde dos dentes e das estruturas adjacentes²⁸. Em relação ao posicionamento dentário, deve-se priorizar a obtenção de dentes verticalizados, raízes paralelas e mínimos danos às estruturas de suporte e dentárias¹². Para alcançar essas metas é necessário que se obtenha controle do movimento dentário, dos sistemas de forças aplicados nos dentes, e que se compreenda a forma como esses se deslocam.

Um dos movimentos ortodônticos mais comuns nos casos tratados com extração consiste na retração dos caninos. Esta pode ser dividida em duas categorias: mecânica com atrito ou de deslize, e mecânica sem atrito, realizada por meio da incorporação de alças ao arco. O movimento de retração desse dente pode ocorrer mediante inclinações e verticalizações da coroa e/ou raiz ou por um movimento de translação ou corpo.

O controle preciso do sistema de forças envolvidos durante qualquer mecânica ditará o sucesso do movimento desejado. Portanto, torna-se de suma importância a compreensão do tipo de movimento realizado pelo dente em sua respectiva mecânica, e seus efeitos indesejados, para que se possa lançar mão de dispositivos que compensem as limitações existentes diante do controle tridimensional do movimento dentário.

A mecânica de retração dos caninos sem atrito utiliza molas ou alças segmentadas que unem estes dentes aos molares e pré-molares. O posicionamento destas alças no espaço inter-braquetes e a presença ou não de pré-ativações ou *gable* ditarão o tipo de movimento dos dentes e o controle radicular destes. Diversos trabalhos na literatura avaliaram este sistema de forças, entretanto o fizeram desconsiderando o relativo movimento entre as unidades anterior e posterior após a ativação do aparelho^{2,3,7,10,20,21}. Portanto, a avaliação dessas alças

nesses trabalhos é realizada dentro de uma análise estática. Uma relativa diferença entre o movimento dos elementos anteriores e posteriores, poderia resultar em alterações desses sistemas de forças, gerando desequilíbrios que poderiam ser avaliados somente dentro de um sistema dinâmico.

A utilização do Método dos Elementos Finitos (MEF) em pesquisas na área da Ortodontia já se mostrou promissora durante a análise do movimento dentário. Diversos trabalhos foram realizados utilizando este método^{6,16,23,26}. Por meio deste recurso, torna-se possível analisar o sistema dinâmico em que o movimento dentário ocorre, relacionando e comparando o deslocamento entre um grupo de dentes unidos por uma alça de retração.

Este trabalho propôs-se a avaliar tridimensionalmente, por meio do MEF, a influência do posicionamento, no espaço inter-braquetes, de uma alça T segmentada construída em aço inoxidável e sem dobras de pré-ativação para retração do canino, considerando o relativo movimento dentário entre o canino e o molar. Além disso, serão observadas as tensões geradas no osso alveolar decorrentes desta mecânica.

O desenvolvimento do trabalho foi realizado em associação com o Departamento de Engenharia Mecânica da Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais (PUC-MG). Foram utilizados os softwares Patran e Nastran como pré e pós-processadores.

Modelou-se um canino, um segundo pré-molar

Tabela 1 - Tamanho absoluto em mm dos elementos dentários modelados de acordo com as medidas obtidas pela tomografia computadorizada do acervo da PUC-MG.

Distâncias mensuradas (mm) / dentes	Canino	2º pré-molar	1º molar
Ápice à borda incisal/oclusal	31,6	29,8	30,3
Borda incisal/oclusal à crista alveolar	11,2	10,9	10,4
Crista alveolar ao ápice	20,4	18,9	19,9

e um primeiro molar inferior do lado esquerdo. A anatomia e a forma dentária foram baseadas em uma tomografia computadorizada do acervo da PUC-MG. Por meio das imagens obtidas da tomografia, construiu-se o modelo em um programa de desenho gráfico SolidWorks (SolidWorks Corp. - EUA). A tabela 1 ilustra o maior comprimento destes dentes em milímetros, tomando como referência a maior medida a partir de seu longo eixo.

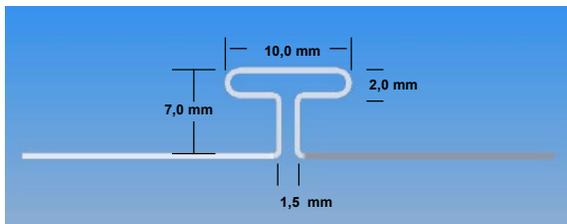


FIGURA 1 - Dimensões da alça em T modelada.

A mecânica sem atrito para retração do canino foi realizada por uma alça T segmentada de aço inoxidável sem dobras de pré-ativação (passiva). As dimensões da alça (Fig. 1) obedeceram aos critérios de Burstone e Koenig³. A partir desta alça padrão, alterou-se o comprimento das hastes horizontais de forma que a alça permanecesse mais próxima ao molar ou ao canino, obtendo desta forma 3 modelos (Fig. 2): com a alça mais próxima ao molar (modelo 1), centralizada (modelo 2) e mais próxima ao canino (modelo 3).

O braquete e o tubo foram modelados com secção transversal 0,018" x 0,030", semelhante ao fio ortodôntico, estabelecendo um contato justo entre essas superfícies e evitando possíveis erros durante a obtenção dos resultados. Posicionou-se o acessório no molar a 3,5mm de sua borda oclusal



FIGURA 2 - Modelos das alças utilizadas e seus posicionamentos inter-braquetes: **A)** Modelo 1 - próximo ao molar; **B)** Modelo 2 - equidistante; **C)** Modelo 3 - próximo ao canino.

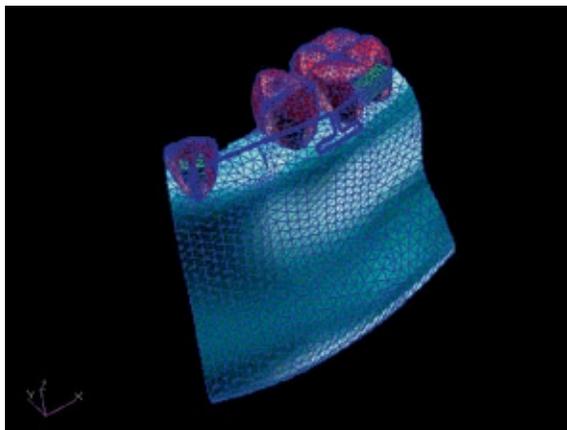


FIGURA 3 - Malha do modelo.

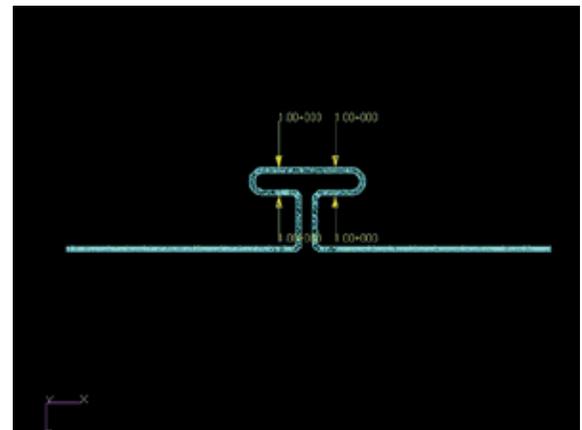


FIGURA 4 - Aplicação da força na alça.

e transferiu-se esta medida para o canino de forma que este ficasse passivo, estabelecendo, portanto, uma altura de 5,0mm de sua ponta de cúspide.

Para a modelagem de uma estrutura pelo MEF torna-se necessária a sua discretização, ou seja, a subdivisão em uma série de elementos unidos por nós que juntos formam uma malha (Fig. 3). A malha deste modelo consistiu em 69.900 elementos tetraédricos interconectados por 14.880 nós com três graus de liberdade correspondendo aos deslocamentos nas direções X (mesial para distal), Y (vestibular para lingual) e Z (apical para oclusal), caracterizando-se desta forma um modelo tridimensional (Fig. 3). O modelo foi imobilizado nas bordas laterais da mandíbula para evitar deformações do conjunto e deslocamentos das extremidades, de forma a possibilitar somente a avaliação do deslocamento do elemento dentário. Esta fixação foi realizada restringindo o deslocamento dessas partes nas direções X, Y e Z.

Os materiais utilizados neste modelo possuem propriedades elásticas, isotrópicas e homogêneas, caracterizando desta forma um modelo linearmente elástico. Os valores das propriedades do dente e do osso alveolar foram baseados em um estudo prévio de Tanne et al.²⁶ As propriedades mecânicas do fio de aço foram determinados de acordo com informações do fabricante Morelli (Sorocaba, SP). Para o braquete utilizou-se as mesmas propriedades do fio de aço, descritas na tabela 2.

Forças adequadas foram aplicadas nas alças simulando o seu fechamento de forma que a decomposição de seus componentes de força fossem similares ao fechamento de uma alça sem dobras

Tabela 2 - Propriedades mecânicas dos materiais.

MATERIAL	MÓDULO DE YOUNG (MPa)	COEFICIENTE DE POISSON
Dente	2 x 10 ³	0,15
Osso alveolar	1,4 x 10 ³	0,15
Braquete	1,93 x 10 ⁵	0,305
Fio de aço	1,93 x 10 ⁵	0,305

de pré-ativação. A figura 4 demonstra como estas forças foram aplicadas. Padronizou-se a carga de 1 Newton (N) para dimensionar os resultados, e facilitar sua interpretação.

Apenas o deslocamento do canino e do molar foram avaliados nas direções X, Y, e Z. Nesta análise somente o deslocamento inicial do dente é estudado, não representando seu movimento final durante a aplicação desse sistema em pacientes, e sim sua tendência de movimento inicial. A interpretação dos resultados foi realizada por meio de uma escala de cores presente em cada figura demonstrando a magnitude de deslocamento em cada direção e seu sentido. O objetivo não foi quantificar o movimento e sim, descrevê-lo em termos qualitativos.

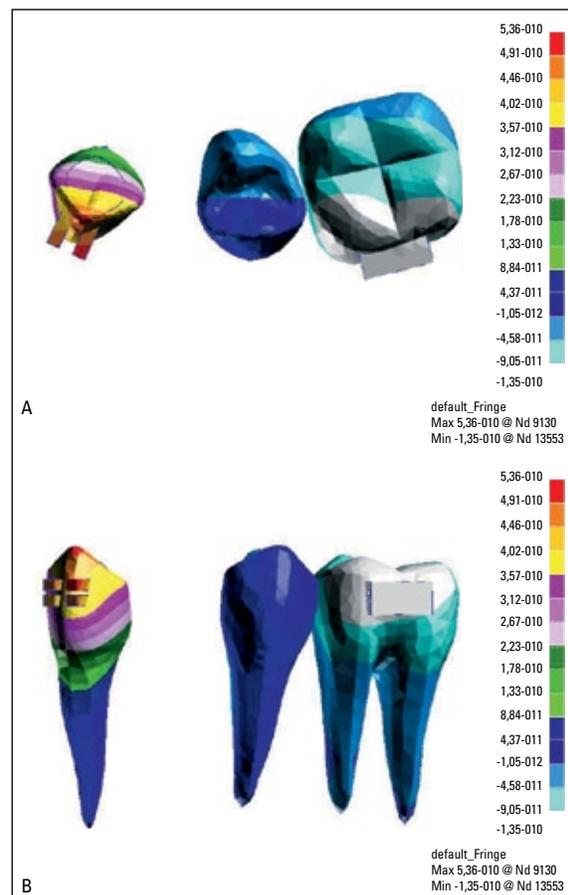


FIGURA 5 - Deslocamento dos elementos dentários em X (modelo 1): **A)** Vista oclusal; **B)** Vista lateral.

RESULTADOS

Os resultados obtidos foram analisados em relação ao deslocamento nas direções X, Y e Z, e as tensões em Von Mises (média das tensões sem sentido ou direção) no osso alveolar.

Análise do deslocamento no eixo X

Nos três modelos de alça observou-se que o deslocamento da coroa do canino ocorreu de mesial para distal e o oposto para a coroa do molar, sendo que o ápice deslocou-se em sentido oposto da coroa, indicando uma inclinação descontrolada destes dentes (Fig. 5, 6, 7). A magnitude de deslocamento do canino foi significativamente superior ao do molar em todos os modelos.

Em uma vista oclusal nos três modelos, pode-se observar que a face vestibular do canino des-

locou em maior magnitude no sentido de X do que a face lingual e o mesmo pode ser visualizado no molar, entretanto, no sentido oposto a X resultando em uma rotação disto-lingual e mesio-lingual destes dentes, respectivamente (Fig. 5, 6, 7).

Comparando-se a magnitude de rotação no canino e no molar (Tab. 3, 4) entre os modelos, ou seja, observando o quanto a face vestibular deslocou mais do que a lingual em termos relativos em cada modelo, constata-se que a rotação do molar no modelo 3 foi maior do que no modelo 2, e menor no modelo 1. No canino os valores relativos em relação à rotação foram similares, entretanto o modelo 1 apresentou menos rotação, seguido do modelo 3 e 2.

Ao analisar o ângulo de inclinação no canino nos três modelos constatou-se que este foi menor no modelo 3, seguido do modelo 2 e 1 (Tab. 5). Comparando em valores relativos, esta inclinação foi 1,41 vezes maior no modelo 1 e 1,08 vezes maior no modelo 2, quando comparado ao modelo 3. Em outras palavras, o controle da inclinação

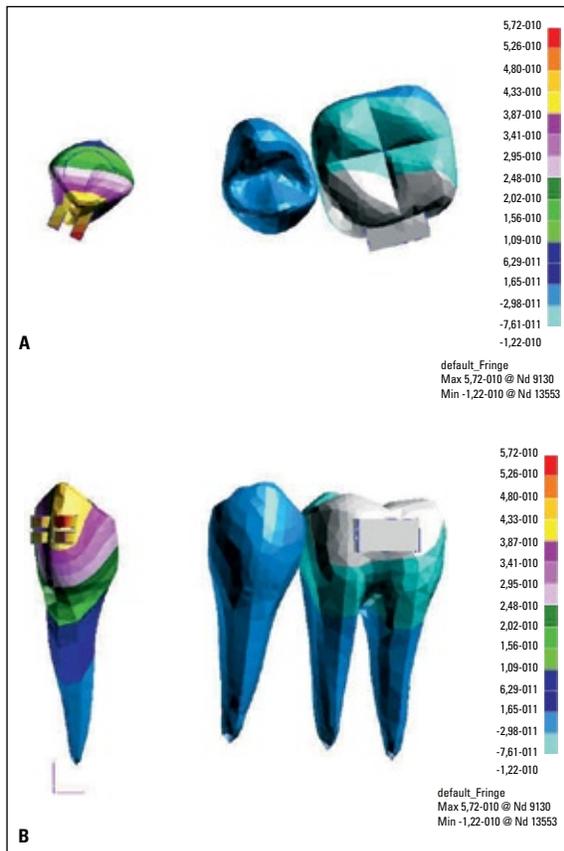


FIGURA 6 - Deslocamento dos elementos dentários em X (modelo 2): **A)** Vista oclusal; **B)** Vista lateral.

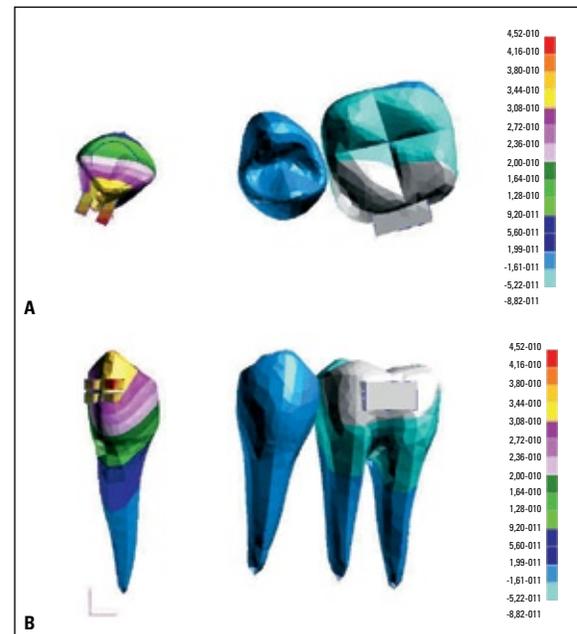


FIGURA 7 - Deslocamento dos elementos dentários em X (modelo 3): **A)** Vista oclusal; **B)** Vista lateral.

do canino com a alça próxima a este foi mais efetivamente realizado.

Análise do deslocamento no eixo Y

Ocorreu um certo grau de vestibularização e lingualização das faces mesiais e distais dos elementos dentários indicando a presença de uma rotação disto-lingual no canino e mesio-lingual no molar (Fig. 8, 9, 10).

Ao se comparar o deslocamento do canino entre o modelo 1 e o 2 observa-se que a área de deslocamento para vestibular diminuiu e para lingual aumentou no modelo 2, resultando em um maior deslocamento para a lingual deste dente. Ao incluir o modelo 3 na análise constata-se que a área do canino com deslocamento para lingual diminuiu em pequena magnitude (diferença de uma cor somente) em relação ao modelo 2, e aumentou em relação ao modelo 1, ocorrendo o contrário com a área que se deslocou para a vestibular. A magnitude do deslocamento para vestibular, quando comparado ao deslocamento para a lingual em cada modelo, foi maior no modelo 1 e menor nos modelos 2 e 3, ocorrendo o oposto na face lingual.

Comparando o deslocamento em Y do molar pequenas variações são encontradas entre os modelos, entretanto, observa-se uma diminuição da área do molar em direção à vestibular e aumento da área em direção à lingual, à medida que a alça se aproxima do canino. Em contrapartida, em todos os modelos ocorreu uma maior área de

Tabela 3 - Comparação da magnitude de rotação do molar em valor relativo e absoluto.

Modelos	Deslocamento da face vestibular e lingual do molar			Valor relativo
	Deslocamento absoluto		Diferença entre as faces	
	Vestibular	Lingual		
1	-1,35-010	-1,05-012	- 1,34-010	0,99
2	-1,22-010	1,65-011	-1,38-010	1,13
3	-8,82-011	1,99-011	- 1,08-010	1,22

Tabela 4 - Comparação da magnitude de rotação do canino em valor relativo e absoluto.

Modelos	Deslocamento da face vestibular e lingual do canino			Valor relativo
	Deslocamento absoluto		Diferença entre as faces	
	Vestibular	Lingual		
1	4,91-010	3,44-010	3,58-010	0,72
2	4,33-010	1,09-010	3,24-010	0,74
3	3,44-010	9,20-011	2,52-010	0,73

Tabela 5 - Quantidade de inclinação do canino em cada modelo em graus, e valor relativo.

Modelos	Inclinação do canino em x	
	Ângulo	Valor relativo
1	9,6°	1,41
2	7,4°	1,08
3	6,8°	1

deslocamento para a lingual e em maior magnitude quando comparado ao deslocamento para a vestibular.

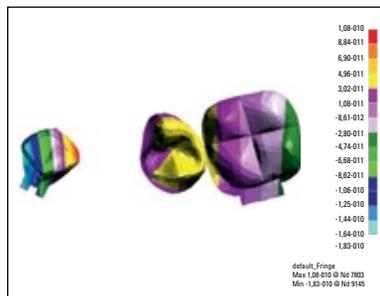


FIGURA 8 - Deslocamento dos elementos dentários em Y (modelo 1).

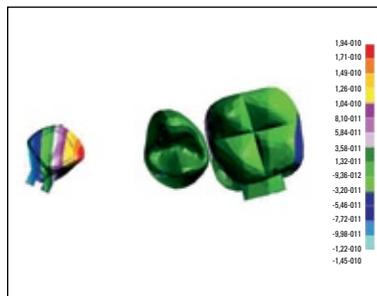


FIGURA 9 - Deslocamento dos elementos dentários em Y (modelo 2).

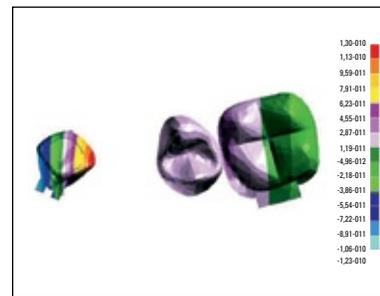


FIGURA 10 - Deslocamento dos elementos dentários em Y (modelo 3).

Análise do deslocamento no eixo Z

A análise do deslocamento vertical dos dentes (Fig. 11, 12, 13) demonstrou a presença de extrusão em todos os modelos, tanto no canino como no molar. Entretanto, também puderam ser observadas áreas de intrusão, em maior ou menor grau, decorrentes da inclinação dentária.

No modelo 1, o canino apresentou uma menor área extrusiva em comparação com os outros modelos, e sua ponta de cúspide intruiu ligeiramente. Um aumento da área de extrusão deste dente pode ser visualizado nos modelos 2 e 3, com pouca diferença entre ambos. O oposto ocorreu no molar, enquanto a maior área extrusiva ocorreu no modelo 1, seguido do 2 e por último o 3.

Ao traçar uma reta imaginária dividindo o

canino e o molar exatamente ao meio em uma vista oclusal, pode-se observar que na medida em que esta reta desloca-se da vestibular para a lingual, a quantidade de extrusão diminui no canino e no molar em todos os modelos. Esta diferença indica que um torque lingual de coroa está ocorrendo nestes dentes, e em maior magnitude no canino.

Análise da tensão Von Mises no osso alveolar

Analisando a tensão Von Mises no osso alveolar da mandíbula (Fig. 14, 15, 16), pode-se constatar que as regiões de maior tensão correspondem à direção do deslocamento dos dentes. Uma maior magnitude de tensão se apresentou ao redor do canino quando comparado ao molar, correspon-

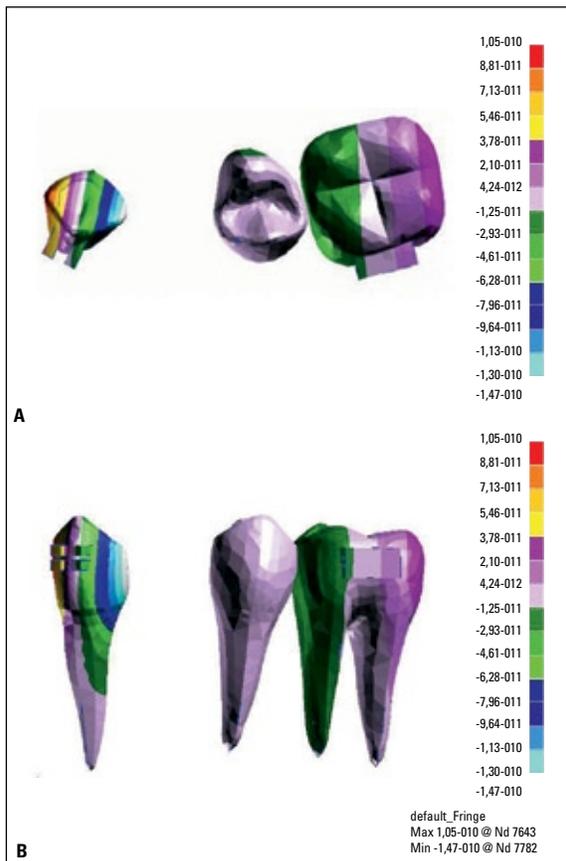


FIGURA 11 - Deslocamento dos elementos dentários em Z (modelo 1): **A)** Vista oclusal; **B)** Vista lateral.

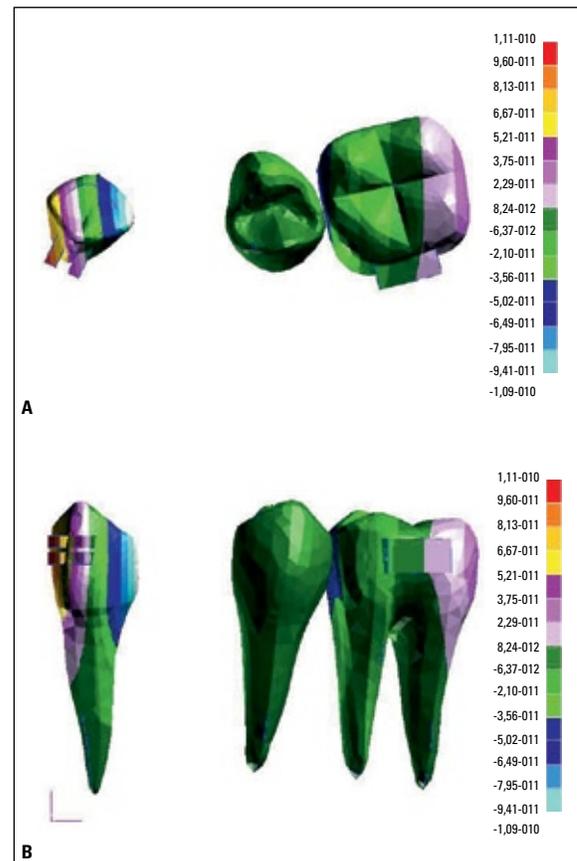


FIGURA 12 - Deslocamento dos elementos dentários em Z (modelo 2): **A)** Vista oclusal; **B)** Vista lateral.

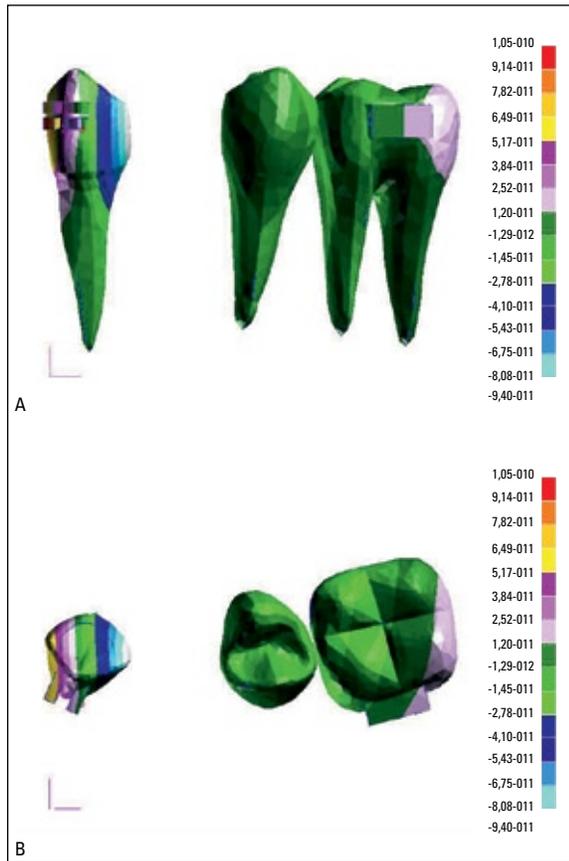


FIGURA 13 - Deslocamento dos elementos dentários em Z (modelo 3): **A)** Vista oclusal; **B)** Vista lateral.

dente à unidade de maior deslocamento. O padrão de distribuição das tensões é semelhante entre os modelos, indicando o mesmo tipo de movimento em todos, diferindo apenas na intensidade da tensão apresentada. O valor de tensão máxima observado no topo da escala de cores no modelo 1 (2,46-002) apresenta-se maior do que no modelo 2 (2,18-002) e por último 3 (1,64-002). Como a maior tensão encontra-se ao redor do canino, esta diferença indica que o deslocamento do canino no modelo 1 foi maior do que no modelo 2, seguido do modelo 3.

DISCUSSÃO

Os resultados obtidos neste trabalho não têm como objetivo quantificar o movimento dentário

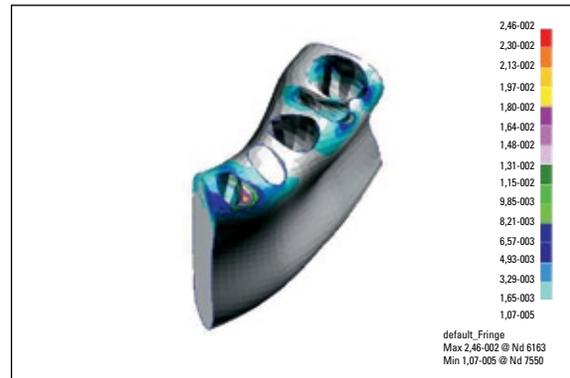


FIGURA 14 - Análise das tensões em Von Mises na mandíbula (Modelo 1).



FIGURA 15 - Análise das tensões em Von Mises na mandíbula (Modelo 2).



FIGURA 16 - Análise das tensões em Von Mises na mandíbula (Modelo 3).

e sim descrevê-lo em termos qualitativos. Este modelo matemático apenas avalia o deslocamento inicial do dente, ou seja, a sua tendência de movimento. Biologicamente, após este deslocamento inicial, uma série de fenômenos celulares ocorrerem, resultando no movimento real e constatado

em diversas situações clínicas. Por estes motivos, as conclusões resultantes desta pesquisa consistem em apenas indicar o que estaria ocorrendo inicialmente. A resposta biológica individual poderá favorecer ou não a ocorrência destes fatos.

Diversos são os tipos de metodologias que podem ser empregadas em trabalhos avaliando a movimentação dentária, como por exemplo, estudos em animais e/ou humanos^{8,30}, modelos matemáticos²², análises experimentais *in vitro*^{10,21}, modelos fotoelásticos⁵, laser holográficos⁴ e métodos mecânicos analíticos como o MEF^{11,16,23}. Cada um desses métodos possui vantagens e desvantagens.

Como vantagem, ao se utilizar o MEF, torna-se fácil a modificação de parâmetros da geometria do objeto a ser estudado, simplificando o estudo e a obtenção de resultados, além de possibilitar uma maior precisão e compreensão destes.

A movimentação ortodôntica induzida ao dente é dependente do tempo e, após a remoção da força, ele não retorna completamente à sua posição de origem. Essa característica classifica esse movimento como viscoplástico. A desvantagem do modelo utilizado neste trabalho consiste na impossibilidade de se incluir as características viscoplásticas dos elementos analisados. Entretanto, a formulação de um trabalho com tais características até os dias de hoje, coloca os resultados em questionamento pelo fato de não se conhecer plenamente as propriedades viscoplásticas do ligamento periodontal¹³. Além disso, a presença do ligamento periodontal estaria influenciando apenas a quantidade de deslocamento dentário e não sua qualidade^{17,29}, portanto, por estes motivos esta estrutura não foi modelada. Dessa forma, somente o deslocamento inicial pôde ser observado nas análises com o MEF.

Outra desvantagem do modelo diz respeito às alças T. De acordo com Kuhlberg e Burstone¹⁰ uma alça T ideal deveria ser confeccionada com liga de titânio molibdênio (TMA, Ormco) e possuir dobras de pré-ativação adequadas. Estas características seriam capazes de conferir controle radicular ao

movimento dentário e liberar níveis de força constante durante a desativação da alça. A não inclusão de dobras de pré-ativação na alça desse estudo foi limitada pelo fato deste ser um modelo matemático e, dessa forma, não ser possível modelar uma alça ativa, tendo esta que ser inserida no modelo de forma passiva. Desta forma, os resultados obtidos neste estudo refletem como o movimento dentário ocorre na ausência das dobras de pré-ativação, diferente do que é utilizado na clínica. No entanto, pode-se avaliar o sistema de força desta alça sem dobras de pré-ativação, identificar seus efeitos colaterais e, conseqüentemente, ressaltar a importância de se utilizar artifícios para minimizá-los. Em relação à escolha de se utilizar o aço inoxidável, justifica-se pelo fato de existirem poucos trabalhos na literatura avaliando alças segmentadas deste material e por possuir um custo mais acessível do que a liga de titânio molibdênio que geralmente é o material de escolha para esta mecânica.

Apesar das limitações do MEF nesta pesquisa, ao revisarmos todos os tipos de metodologia existentes para confecção de um trabalho semelhante, como por exemplo, estudos em animais e/ou humanos^{8,30}, modelos matemáticos analíticos²², análises experimentais *in vitro*^{10,21}, modelos fotoelásticos⁵ e laser holográficos⁴, verifica-se também a presença de limitações em todos estas metodologias.

Nos modelos analisados o deslocamento inicial do canino foi superior ao do molar em todas as direções. Pode-se compreender o maior deslocamento deste dente quando se considera a menor área de superfície de contato do canino quando comparado ao molar e a presença do segundo pré-molar ajudando a manter a ancoragem na região posterior. Constatou-se que toda a reação inicial incidiu sobre este dente, ou na unidade que mais facilmente se desloca, a não ser que, esta encontre uma resistência ao movimento.

Para que este fato possa ser transportado para a clínica, é necessário levar em consideração que existe uma resposta biológica controlando esta

situação. Diversos trabalhos demonstraram que durante a aplicação de uma força a um elemento dentário, uma área de tecido hialino se formará em menor ou maior intensidade, podendo levar a uma diminuição, atraso, ou impedimento do movimento dentário^{8,15}. Esta reação e suas conseqüências dependerão da magnitude da força aplicada e da resposta biológica do indivíduo^{8,9,14,15}. Portanto, caso uma grande área de tecido hialino se forme em um canino, por exemplo, em decorrência da aplicação de uma força superior à adequada, ocorrerá uma diminuição ou atraso do movimento^{8,15}. Isto favorecerá o movimento mesial dos dentes posteriores levando à perda de ancoragem^{8,19}, ou ao aparecimento de áreas de reabsorção ao redor das raízes dentárias^{8,15}. Caso esta força possua uma magnitude correta e coerente com o tipo de movimento a ser obtido, sugere-se que o resultado a ser encontrado será o maior deslocamento do canino em relação ao molar, ou da unidade de ancoragem, com mínimo movimento dos dentes posteriores e danos às estruturas de suporte⁸.

A magnitude de força adequada para movimentar qualquer elemento dentário, dependerá de diversos fatores, como o tipo de movimento a ser obtido^{6,14,27,25}, a resposta biológica individual^{9,14}, e a área de contato deste dente com o ligamento periodontal, ou seja, anatomia e tamanho dentário e quantidade de perda de suporte ósseo^{6,16,23,26}.

A literatura preconiza uma variação da magnitude de força para a retração com um movimento de corpo dos caninos entre 100 a 200 gramas^{6,14,19}. Entretanto, Tanne, Sakuda e Burstone²⁷ destacaram que para se determinar a quantidade de força ótima para o movimento dentário, seria necessário relacioná-la com a intensidade de tensão gerada no ligamento periodontal, e não com o movimento propriamente dito.

Em qualquer tipo de mecânica de retração dos caninos que se objetiva um máximo controle da ancoragem, é imprescindível a utilização da correta magnitude de força. Portanto, durante a escolha de uma alça de retração deve-se considerar

determinadas características: 1) a carga/deflexão, esta deverá ser pequena para que se possua uma dissipação gradual da força; 2) a quantidade total de força dispensada por esta alça, que deverá estar dentro da magnitude correta para a obtenção do movimento; 3) a relação momento/força (M/F), que irá determinar o tipo de movimento a ser obtido, devendo, portanto ser o mais constante possível; e 4) a força elástica máxima, para impedir a deformação do aparelho^{1,2,3}. O ideal em todo aparelho é a obtenção de um sistema de forças constante e previsível¹.

Os resultados deste estudo demonstraram que em todos os modelos o canino obteve um movimento de inclinação descontrolada, sua coroa deslocou-se para a distal e o ápice para mesial no eixo X; rotacionou no sentido disto-lingual resultando em um deslocamento da face distal para a lingual e da face mesial para a vestibular; sofreu intrusão em algumas regiões e extrusão em outras, em menor ou maior grau, e torque para lingual de coroa. O molar em todos os modelos obteve um movimento de inclinação descontrolada, com a coroa deslocando-se em direção a mesial e o ápice para a distal; rotação no sentido mesio-lingual resultando em deslocamento da face mesial para lingual e da face distal para vestibular; intrusão e extrusão de determinadas regiões, e um torque para lingual de coroa. A diferença entre os modelos consistiu na intensidade dos movimentos.

Pelos princípios básicos de biomecânica pode-se compreender todos estes resultados. Qualquer força aplicada longe do centro de resistência (Crês) de um dente criará um movimento e um momento no sentido da aplicação da força²⁰. O ponto de aplicação da força nestes modelos localizou-se na região do braquete no canino e do tubo no molar, ambos distante do Crês destes dentes. Portanto, esta força gera um momento, provocando a inclinação dentária, a rotação e o torque lingual de coroa devido à extrusão.

Uma característica destas alças de retração é gerar momentos na região do braquete no sentido

contrário ao momento gerado pela força, diminuindo a inclinação do dente. A intensidade deste momento dependerá do desenho da alça, quantidade de fio incorporado, dimensões verticais e horizontais da alça, dimensão da secção transversal do fio, material utilizado para sua confecção, e quantidade de dobras de pré-ativação incorporadas^{2,3,7,10,18,21}. O controle do movimento, com menor inclinação dentária e maior movimento de corpo (ou de translação), dependerá da magnitude do momento e da força gerados pelo dispositivo de retração, ou seja, da relação M/F. A magnitude da relação M/F ditará o tipo de movimento dentário^{20,24,25}. Uma alça T sem a presença de dobras de pré-ativação, como a utilizada neste trabalho, possui a capacidade de gerar momentos nos braquetes de baixa magnitude, e portanto, incapaz de obter um movimento de corpo dos dentes resultando em inclinação dentária descontrolada³. Uma forma de obter um maior controle deste movimento seria a incorporação de dobras de pré-ativação^{2,3}. Entretanto, como este é um modelo linearmente elástico, torna-se inviável este tipo de análise. Contudo, o estudo ressalta a importância da inclusão das dobras de pré-ativação durante a confecção desta alça.

Comparando os resultados entre os modelos, observou-se que em relação ao canino, a maior inclinação ocorreu quando a alça estava próxima ao molar, e a medida que esta deslocou-se em direção ao canino, a inclinação diminuiu. A quantidade de deslocamento diminuiu da mesma forma. Como a magnitude de força utilizada nos modelos foi a mesma, supõe-se que o momento gerado por esta alça no braquete do canino é que provocou os diferentes resultados, contribuindo para um maior ou menor controle da inclinação dentária. Portanto, pode-se concluir que o momento aumentou, gerando uma maior relação M/F nesta extremidade, quando a alça estava próxima ao canino. De acordo com Burstone e Koenig³ mesmo uma alça T sem dobras de pré-ativação é capaz de gerar momentos em suas extremidades, entretanto, este

será insuficiente para que se obtenha controle radicular. A incorporação de pré-ativações aumenta a ancoragem do lado mais próximo à alça², uma vez que a relação M/F é alta o suficiente para provocar uma inclinação da coroa no sentido oposto ao da aplicação da força e garantindo um maior movimento dos dentes localizados na extremidade oposta. Apesar deste trabalho não incluir dobras de pré-ativação, pode-se observar um menor deslocamento da região mais próxima à alça.

Em todos os modelos um componente de força extrusivo se fez presente. Parte do movimento observado na coroa foi intrusivo e parte extrusivo devido à inclinação dentária e ao fato do movimento que está sendo avaliado ser somente o inicial e, portanto, de pequena magnitude. Estas alças de retração geram componentes de força extrusivos nos dentes quando ativadas. A magnitude desta força dependerá de diversos fatores como a posição da alça, presença de dobras de pré-ativação, e do equilíbrio do sistema de forças^{2,3,5,7,10}. Neste trabalho, as dobras de pré-ativação não foram analisadas, entretanto variou-se a posição da alça, o que influenciou neste componente de força.

Ao relacionar a posição ântero-posterior da alça com o deslocamento vertical dentário no sentido de Z (extrusão, intrusão), pode-se constatar que a quantidade de extrusão da coroa do molar foi maior no modelo 1, seguido dos modelos 2 e 3. No canino, o menor deslocamento no sentido Z foi no modelo 1, mantendo-se similares no modelo 2 e 3. Os trabalhos na literatura demonstram que uma alça centralizada e simétrica será capaz de promover momentos opostos em cada extremidade e em igual magnitude, fazendo com que forças extrusivas e intrusivas sejam anuladas^{2,3,7,10}. Entretanto, a avaliação é realizada em torno de um sistema estático, com máquinas de ensaio universal e transdutores de momento, não sendo capaz de avaliar um sistema dinâmico em que uma unidade poderá ou não se movimentar em maior magnitude em relação à outra. A avaliação realizada neste trabalho ocorreu dentro de um sistema dinâmico, em que o

deslocamento de ambas extremidades foi considerado e, portanto, foi constatada diferença quanto à magnitude de deslocamento entre a unidade anterior e posterior. Estas diferenças poderiam, com isso, contribuir para a quebra de um equilíbrio do sistema de forças, gerando forças extrusivas e intrusivas nos elementos dentários.

Diversos trabalhos demonstraram que a extremidade mais próxima à alça deveria extruir e a oposta intruir^{2,3,7,10}. O modelo 1 avaliado seguiu este padrão, observando uma pequena, entretanto presente, intrusão da ponta de cúspide e do ápice radicular do canino. Os deslocamentos extrusivos ocorreram em decorrência da inclinação deste dente. O modelo 3 demonstrou que a magnitude de extrusão do molar foi menor quando comparada aos outros modelos indicando uma tendência de intrusão deste dente, sem entretanto, constatar uma intrusão verdadeira. Uma possível explicação para esta observação seria porque somente uma magnitude de deslocamento pequena pôde ser observada (movimento inicial) e o molar possui uma área muito maior em comparação ao canino, tornando-se necessária, portanto, uma força muito elevada para provocar sua intrusão verdadeira ou a avaliação de um deslocamento em maior quantidade e extensão.

Observou-se nos resultados a presença de rotações do canino e no molar, o que pode ser explicado por meio dos princípios básicos de biomecânica, uma vez que a força está incidindo longe do centro de resistência, gerando um momento que produzirá rotações²⁰. De acordo com Burstone² um dos tipos de ativação deste aparelho deveria ser o de anti-rotação, incorporando dobras de pré-ativação no sentido vestibulo-lingual. Entretanto, Ziegler e Ingervall³⁰ realizaram um experimento clínico e observaram que mesmo na presença destas dobras de anti-rotação, o giro se fez presente, demonstrando a dificuldade de controle do movimento no plano transversal. Como a alça deste estudo foi inserida passiva em todos os planos, sem pré-ativações, o movimento de rotação dos dentes

não foi impedido, demonstrando o comportamento do sistema de forças desta alça.

A quantidade de movimento para a vestibular ou rotação do canino foi maior no modelo 1, seguido do 3 e depois 2, com pouca diferença entre o modelo 3 e 2. No molar, o modelo que menos se deslocou para a vestibular ou rotacionou foi o modelo 1, seguido do 2 e por último 3, demonstrando um padrão de acordo com o posicionamento da alça. Este mesmo padrão não foi encontrado no canino, provavelmente devido a uma pequena diferença em relação à distância da alça ao dente/braquete nesses modelos. Não foi possível padronizar esta distância nos três modelos no canino, somente o molar apresentou este tipo de padronização. Para isto, seria necessário realizar um desenho simulando dobras no fio que poderiam dificultar as comparações, e inclusive seu desenho, constituindo portanto, mais uma limitação deste modelo matemático. No canino, a menor distância entre alça e o dente/braquete se fez presente no modelo 1, seguido do 3 e depois 2, sendo similar ao padrão de rotação encontrado. Como esta distância no molar foi igual nos três casos, pode-se concluir que a região mais próxima da alça rotaciona em menor quantidade. Quanto mais distante a alça estiver, maior será o braço de alavanca nesta extremidade, gerando maiores momentos e maiores rotações, como neste caso.

Após a análise e discussão dos resultados observa-se que as constatações realizadas elucidam as bases científicas para a realização da mecânica segmentada de retração dos caninos com critério e segurança. Apesar dos resultados serem diferentes dos constatados em outros trabalhos que avaliaram a alça T com dobras de pré-ativação e demonstraram um movimento inicial de inclinação controlada, seguido de translação e movimento radicular^{10,12,21}, pode-se constatar com este trabalho, a importância da inclusão das dobras de pré-ativação em prol de um movimento mais controlado. É importante esclarecer também que com o MEF apenas o deslocamento inicial foi avaliado, não

sendo possível avaliar as outras etapas do movimento dentário durante, por exemplo, a desativação do aparelho. Entretanto, foi possível ressaltar as possíveis implicações da utilização desta mecânica e a importância deste conhecimento para que se possa lançar mão de meios que impeçam a manifestação de seus efeitos indesejados e consequentemente impedindo o descontrole mecânico do tratamento.

CONCLUSÕES

De acordo com a metodologia empregada e considerando-se as limitações impostas pelo modelo experimental em MEF, observou-se que a variação do posicionamento de uma alça em aço inoxidável e sem dobras de pré-ativação de anti-inclinação e anti-rotação para a retração dos caninos com arco segmentado implicará nos seguintes efeitos:

- A aproximação da alça a uma das unidades (anterior ou posterior) tenderá a diminuir seu deslocamento e sua inclinação;
- A magnitude de rotação será maior nos dentes mais afastados da alça e qualquer que seja sua posição, esta irá gerar um deslocamento para a vestibular dos dentes, em decorrência de sua rotação;

- Em todas as posições da alça, ocorrerá um movimento intrusivo e extrusivo em decorrência da inclinação dentária, sendo que o componente de força extrusivo será maior do lado mais próximo a alça e o componente intrusivo maior no lado mais afastado da alça;

- A alça equidistante entre o canino e o molar não elimina por completo o componente extrusivo do movimento dentário;

- A distribuição das tensões em Von Mises ao redor do osso alveolar indicam uma maior magnitude de tensões ao redor do canino do que no molar, com a tensão máxima apresentando-se maior quando a alça se localiza próxima ao molar;

- A não inserção de pré-ativações de anti-inclinação e anti-rotação, impossibilita a obtenção de um movimento por inclinação controlada, translação e radicular;

- A utilização do MEF não permite a avaliação mecânica da alça T de retração com os ajustes apropriados para sua utilização clínica;

- A avaliação da alça T sem dobras de pré-ativação ressalta a importância destas para obter um movimento de translação.

Enviado em: maio de 2004
Revisado e aceito: setembro de 2004

The influence of the segmented T-loop anteroposterior position on the initial retraction movement: an evaluation by means of the finite element method

Abstract

Aim: this study evaluated the effect produced by segmented stainless steel T-loop in different positions between a canine and a first lower molar on the force system by the FEM (Finite Element Method). **Methods:** the type of movement of each anchorage units and the stress found in the alveolar bone were assessed in each T-loop positions. The loop was made without preactivations bends. The posterior segment of the left side of the mandible, a canine, second premolar and first molar was modeled. There were obtained 3 different T-loop positions: close to the canine, close to the molar and in a centered position. The initial displacement of those teeth and relative differences between them were evaluated in qualitative terms. **Results and Conclusions:** when the tooth was close to the loop its displacement and inclination was smaller. An extrusive component of force was presented in all models, however it was smaller for the tooth far away from the loop. Displacements of those teeth to the lingual and buccal sides were observed as a result of relative rotation. This effect was more evident when the tooth was far from the loop. The canine displacement was more significant than the molar in all models. The stress analysis on the alveolar bone indicated higher levels around the canine and when the loop was close to the molar.

Key words: Biomechanics. Orthodontics. Space closure.

REFERÊNCIAS

1. BRAUN, S.; MARCOTTE, M. R. Rationale of the segmented approach to orthodontic treatment. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St. Louis, v. 108, no.1, p. 1-8, July 1995.
2. BURSTONE, C. J. The segmented arch approach to space closure. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St. Louis, v. 82, no. 5, p. 361-378, nov. 1982.
3. BURSTONE, C. J.; KOENIG, H. A. Optimizing anterior and canine retraction. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St. Louis, v. 70, no. 1, p. 1-19, July 1976.
4. BURSTONE, C. J.; PRYPUTNIEWICZ, R. J. Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St. Louis, v. 77, no. 4, p. 398-409, apr. 1980.
5. CAPUTO, A. A.; CHACONAS, S. J.; HAYASHI, R. K. Photoelastic visualization of orthodontic forces during canine retraction. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St. Louis, v. 65, no. 3, p. 250-259, nov. 1974.
6. CHOY, K. et al. Effect of root and bone morphology on the stress distribution in the periodontal ligament. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St. Louis, v. 117, no. 1, p. 98-105, Jan. 2000.
7. FAULKNER, M. G. et al. A parametric study of the force/moment systems produced by T-loop retraction springs. **J Biomech**, New York, v. 22, no. 6, p. 637-647, 1989.
8. FORTIN, J. M. Translation of premolars in the dog by controlling the moment-to force ratio on the crown. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St. Louis, v. 59, no. 6, p. 541-551, June 1971.
9. HIXON, E. H. et al. On force and tooth movement. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St. Louis, v. 57, no. 5, p. 476-489, May 1970.
10. KUHMBERG, A.; BURSTONE, C. J. T-loop position and anchorage control. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St. Louis, v. 112, no. 1, p. 12-18, July 1997.
11. MIDDLETON, J.; JONES, M. L.; WILSON, N. A. Three-dimensional analysis of orthodontic tooth movement. **J Biomed Eng**, Guildford, v. 12, no. 4, p. 319-327, July 1990.
12. NANDA, R. **Biomechanics in clinical orthodontics**. 1st ed. Philadelphia: W. B. Saunders Company, 1997.
13. PROVATIDIS, C. A comparative FEM-study of tooth mobility using isotropic and anisotropic models of the periodontal ligament. **Med Eng Phys**, Oxford, v. 22, no. 5, p. 359-370, June 2000.
14. REITAN, K. Some factor determining the evaluation of forces in Orthodontics. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St. Louis, v. 43, no. 1, p. 32-45, Jan. 1957.
15. REITAN, K. Tissue behavior during orthodontic tooth movement. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St. Louis, v. 46, no.12, p. 881-900, Dec. 1960.
16. REZENDE, I. C. B. **Relação entre a perda de osso alveolar, magnitude de força aplicada e o deslocamento inicial do dente: uma análise tridimensional pelo método dos elementos finitos**. 2000. 72 f. Trabalho de Conclusão de Curso (Especialização em Ortodontia)-Centro de Odontologia e Pesquisa, Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2000.
17. RUBIN, C.; KRISHNAMURTHY, N.; CAPILOUTO, E.; YI, H. Stress analysis of the human tooth using a three-dimensional finite element model. **J Dent Res**, Chicago, v. 62, no. 2, p. 82-86, Feb. 1983.
18. SHIMIZU, R. H. et al. Desempenho biomecânico da alça "T", construída com fio de aço inoxidável, durante o fechamento de espaços no tratamento ortodôntico. **Rev Dent Press Ortodon Ortop Facial**, Maringá, v. 7, n. 6, p. 49-61, nov./dez. 2002.
19. SIATKOWSKI, R. E. Optimal orthodontic space closure in adult patients. **Dent Clin North Am**, Philadelphia, v. 40, no. 4, p. 837-873, Oct. 1996.
20. SMITH, R.; BURSTONE, C. Mechanics of tooth movement. **Am J Orthod**, St. Louis, v. 85, no. 4, p. 294-307, Apr. 1984.
21. SOUZA, R. S. et al. Avaliação do sistema de forças gerado pela alça T de retração pré-ativada segundo o padrão UNESP-Araraquara. **Rev Dent Press Ortodon Ortop Facial**, Maringá, v. 8, n. 5, p. 113-122, set./out. 2003.
22. STEYN C. L. et al. Calculation of the position of the axis of rotation when single-rooted teeth are orthodontically tipped. **Br J Orthod**, Oxford, v. 5, no. 3, p. 153-156, July 1978.
23. TANNE, K.; BURSTONE, C.; SAKUDA, M. Biomechanical responses of tooth associated with different root lengths and alveolar bone heights: changes of stress distributions in the PDL. **J Osaka Univ Dent Sch**, Osaka, v. 29, p. 17-24, Dec. 1989.
24. TANNE, K.; KOENIG, H. A.; BURSTONE, C. J. Moment to force ratios and the center of rotation. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St. Louis, v. 94, no. 5, p. 426-431, Nov. 1988.
25. TANNE, K. et al. Effect of moment to force ratios on stress patterns and levels in the PDL. **J Osaka Univ Dent Sch**, Osaka, v. 29, p. 6-16, 1989.
26. TANNE, K. et al. Patterns of initial tooth displacements associated with various root lengths and alveolar bone heights. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St. Louis, v. 100, no. 1, p. 66-71, July 1991.
27. TANNE, K.; SAKUDA, M.; BURSTONE, C. J. Three-dimensional finite element analysis for stress in the periodontal tissue by orthodontic forces. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St. Louis, v. 92, no. 6, p. 499-505, Dec. 1987.
28. VADEN, J. L. The Tweed-Merrifield Philosophy. **Semin Orthod**, Birmingham, v. 2, no. 4, p. 237-240, Dec. 1996.
29. WILLIAMS, K. R.; EDMUNDSON, J. T. Orthodontic tooth movement analysed by the Finite Element Method. **Biomaterials**, Guildford, v. 5, no. 6, p. 347-351, Nov. 1984.
30. ZIEGLER, P.; INGERVALL, B. A clinical study of maxillary canine retraction with a retraction spring and with sliding mechanics. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St. Louis, v. 95, no. 2, p. 99-106, Feb. 1989.

Endereço de correspondência

Raquel Lotti
Av. das Américas 3434, sala 515, bl. 04
Barra da Tijuca, Rio de Janeiro/RJ
CEP: 22.640-102
E-mail: raquelotti@ig.com.br