



SISTEMA DE FORÇAS PRODUZIDO POR MOLAS ORTODÔNTICAS T-LOOP COM DIFERENTES SECÇÕES TRANSVERSAIS: UM ESTUDO PELO MÉTODO DOS ELEMENTOS FINITOS

FÁBIO RODRIGO MANDELLO RODRIGUES¹, MARCELO DO AMARAL
FERREIRA², PAULO CÉSAR BORGES³, MARCO ANTÔNIO LUERSEN³

¹Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR)

Departamento de Engenharia Mecânica

Av. do Conhecimento, km 1, Pato Branco – Pr, Brasil

²Especialista em Ortodontia; Msc; Dr. Eng. Biomédica, (UTFPR)

Curitiba – Pr, Brasil

³Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR)

Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica e de Materiais

Departamento de Engenharia Mecânica

Av. Sete de Setembro, 3165 Curitiba – Pr, Brasil

(Recibido 22 de julio de 2018, revisado 23 de febrero de 2019, para publicación 2 de marzo de 2019)

Resumo – O uso de molas ortodônticas para o fechamento de espaços por meio da mecânica do arco segmentado vem se mostrando muito eficiente ao longo dos anos, sobretudo pelas alças do tipo T-loop. Essas alças são feitas com fios metálicos de diversas secções e ligas. O presente estudo tem como objetivo principal analisar a influência de diferentes secções transversais de fios na movimentação dentária, com o uso de alça de geometria T-loop, de titânio-molibdênio. Para as análises a alça foi modelada tridimensionalmente e foram efetuadas simulações pelo método dos elementos finitos tridimensionais para grandes deslocamentos. Observou-se que há um aumento nos valores de forças e momentos reativos sobre os pontos de apoio (dentes), bem como na rigidez da alça, devido ao aumento da secção transversal do fio metálico. Em relação ao sistema de forças resultante, não foi observada diferença significativa para as secções consideradas uma vez que a relação momento/força (M/F), responsável por influenciar os tipos de movimentos dentários, permaneceu praticamente inalterada. O estudo apontou também que há restrições no uso de algumas secções transversais, em determinados valores de ativação, uma vez que as forças reativas encontradas ficam fora da zona ideal para emprego de forças ortodônticas.

Palavras-chave – Alças de retração ortodôntica, titânio-molibdênio, método dos elementos finitos.

1. INTRODUÇÃO

A predição da movimentação dentária por um dispositivo ortodôntico é essencial em um tratamento clínico. O movimento do dente, que é produzido pela deformação elástica do ligamento periodontal, é utilizado para a predição do movimento ortodôntico quando um momento (M) e uma força (F) são aplicados no centro de gravidade (G) do dente, que também pode ser definido como centro de resistência (C_{res}), se o dente for considerado como um corpo individual inserido em seu suporte periodontal. O tipo de movimento dentário é controlado pela relação entre momento (tendência rotacional) e força aplicada sobre um bráquete (M/F) [1]. Considerado o plano sagital, a relação M/F sobre os dentes caninos produziria a translação quando a M/F estivesse em torno de 8,5 mm; inclinação controlada de raiz (sentido horário) para M/F menor que 8,5 mm; inclinação não-controlada de raiz (sentido horário) para relação M/F igual a zero; inclinação controlada de coroa (sentido anti-horário) para M/F maior que 8,5 mm e; inclinação não-controlada de raiz para valores de M/F tendendo ao infinito [2]. Essa metodologia foi desenvolvida por Burstone et cols. [15,17,18] no estudo da mecânica do arco segmentado. Com o aparecimento das ligas de titânio-molibdênio (TMA) no final dos anos 1970 essa técnica tornou-se ainda mais conhecida [16].

Um dispositivo [3-14-19] utilizado para a obtenção de movimentos ortodônticos é a alça ortodôntica com capacidade de produzir forças e momentos em suas extremidades, após uma ativação (carregamento). Há várias geometrias de alças utilizadas sendo a de geometria *T*, ou *T-loop spring* (TLS) uma das mais utilizadas para este fim [14-19]. A Fig. 1 mostra um exemplo do TLS [6] e a Fig. 2 os esforços obtidos durante sua ativação. Note que a alça é pré-ativada em posição neutra, ou seja, recebem inclinações em suas extremidades, chamadas de *gable bends*. É interessante ressaltar que muitos autores quando estudam a relação M/F de alças consideram os ângulos formados entre a extremidade da alça e o plano abaixo, para cada extremidade, ou seja, a extremidade alfa e a extremidade beta (Fig. 2) [2,3]. No presente trabalho, consideramos o ângulo formado entre as extremidades da alça como mostrado na Fig 1. A função das inclinações, tipo *gable*, é contrabalancear o efeito das ativações sobre os dentes e, assim produzir uma tendência rotacional, chamada momento que por sua vez interage com a F ao longo do eixo x , produzindo efeito de controle sobre seu apoio (extrapolando-se clinicamente o dente canino de lado e o dente molar no outro extremo). Quanto maior é a inclinação do *gable*, ou em outros termos, quanto menor é o ângulo formado entre as extremidades mais forte será sua expressão na relação M/F. Um dos objetivos do

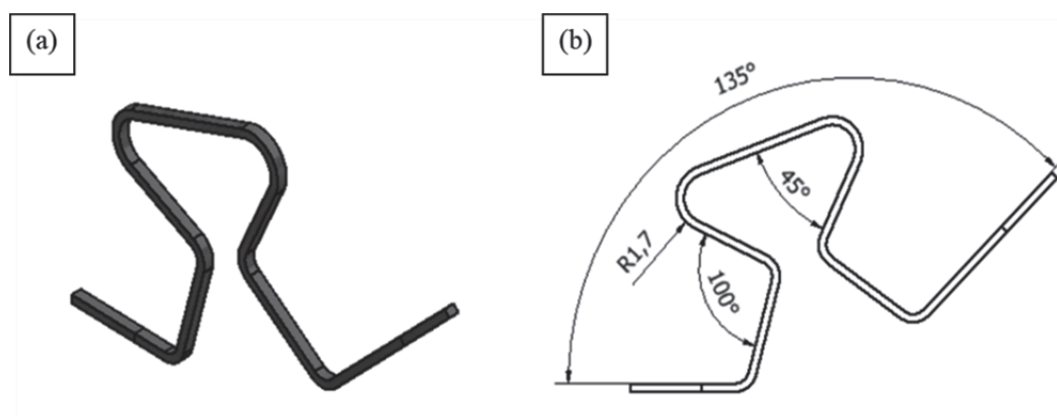


Fig. 1. (a) Modelo 3D da mola tipo T-loop; (b) Dimensões principais.

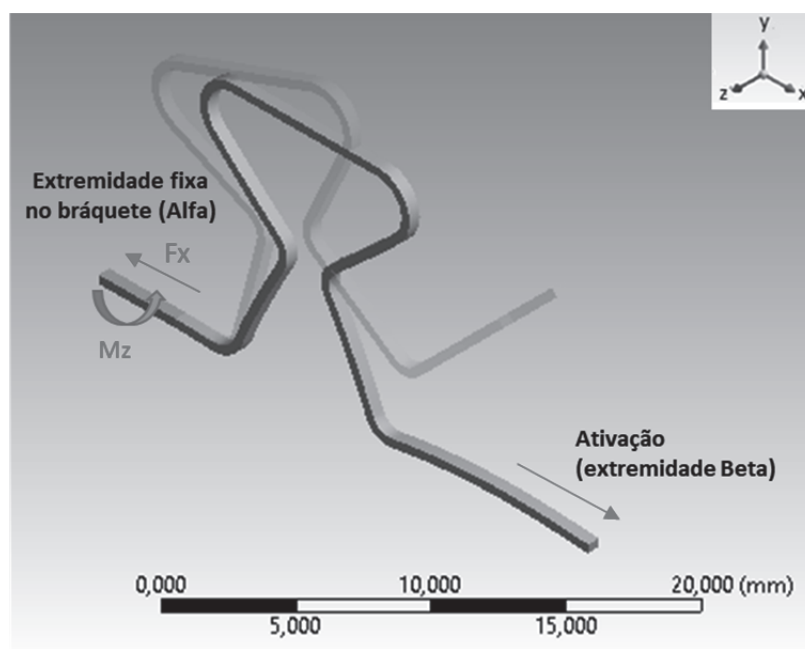


Fig. 2. Força F_x e momento de força M_z .

uso desse tipo de alça é deslocar o dente canino para a região posterior (distalização) para ocupar espaço de um dente pré-molar, normalmente extraído com finalidade de aliviar espaço na região de incisivos [14-19]. A movimentação do canino ao sítio da extração deve ser, portanto, controlada, o que impediria o colapso de sua coroa a esse sítio. Assim, se faz imperativo um movimento dentário controlado, no qual coroa e raiz guardam uma relação de equilíbrio imitando um movimento de “inclina-desinclina” uma vez que o movimento ideal de translação de um dente só existe na teoria, uma vez que o dente está inserido em um meio circundante de ligamentos e osso, os quais variam em forma e densidade individualmente. Entretanto, em espaço curto de poucos milímetros pode-se por vezes conseguir alguma translação.

O objetivo deste trabalho é verificar o efeito de diversas secções-transversais sobre o sistema de forças resultante da ativação de alças TLS.

Na Fig. 2 a alça está engastada em uma extremidade (bráquete do dente) e deslocada até a posição de ativação (extremidades alinhadas na direção x). Na posição de ativação, a outra extremidade sofre deslocamentos (ativação) ao longo de x .

A combinação de modelagem tridimensional e análise pelo MEF algumas vezes combinadas à análises experimentais, é uma ferramenta muito utilizada para a determinação dos esforços mecânicos do dispositivo sobre os pontos de apoio, os quais simulariam os dentes, conforme diversos trabalhos encontrados na literatura [5], [7-12].

Este estudo, portanto, visa por meio do MEF, verificar a influência de diferentes secções-transversais de uma TLS após diferentes ativações.

2. MODELAGEM E SIMULAÇÃO NUMÉRICA

2.1. Características do modelo

A TLS analisada nesta pesquisa foi modelada tridimensionalmente com o uso do programa Autodesk Inventor® e simulada por meio do MEF no programa Ansys Workbench® para a determinação das forças e momentos. Com as relações M/F obtidas, foi possível definir o tipo de movimento dentário, poderia acontecer extrapolando-se clinicamente, em um caso de retração de um canino ao espaço deixado após extração de um pré-molar.

Foram utilizados quatro cortes transversais retangulares (tabela 1). Muito embora a distância interbraquete (DIB) não influencie no sistema de forças [20], costuma-se a utilizar distâncias referentes às distâncias entre o bráquete do canino e do tubo molar onde apoiam-se as extremidades das alças. A distância interbraquetes (DIB) foi de 20.3 mm [6]. A DIB corresponde à distância entre os bráquetes de apoio e considera o comprimento inicial entre as extremidades da alça, isto é, posição neutra, na qual ainda não houve carregamento da mesma ($\Delta = 0$).

A inclusão de outros cortes transversais utilizados corriqueiramente nos tratamentos ortodônticos (B, C e D), além da secção A, fornece novas forças e momentos resultantes, bem como a análise da relação M/F ainda não explorada para este dispositivo específico. Ver tabela 1.

Além das forças, momentos e relações M/F, é possível determinar a rigidez para cada alça estudada, considerando que seu comportamento é não-linear [6], tem-se a seguinte relação da equação (1), onde k é a rigidez da mola (N/mm), F_x é a força reativa no eixo x (N) e Δ o deslocamento (ativação) da mola na direção x (mm).

$$k = \frac{dF_x}{d\Delta} \quad (1)$$

Tabela 1. Secções transversais para mola do tipo T-loop.

A (Rodrigues <i>et al.</i> , 2016)	B	C	D
0.4064 x 0.5588 mm (0.016" x 0.022")	0.4318 x 0.5588 mm (0.017" x 0.022")	0.4572 x 0.635 mm (0.018" x 0.025")	0.4826 x 0.635 mm (0.019" x 0.025")

Tabela 2. Propriedades mecânicas da liga Ti-Mo.

Módulo de elasticidade (E)	69 GPa
Tensão de escoamento (σ_e)	1240 MPa
Coefficiente de Poisson	0.3
Módulo de elasticidade transversal (G)	26.54 GPa

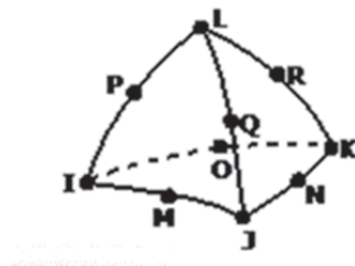


Fig. 3. Elemento tetraédrico de dez nós.

O conhecimento das rigidezes das alças ortodônticas é importante porque uma baixa rigidez permite a aplicação de forças menores, com isso força mais constante ao longo do tempo durante sua desativação, e maior precisão na aplicação de forças [13].

O material considerado neste trabalho é a liga de titânio-molibdênio (beta-titânio), amplamente utilizada pelos ortodontistas. Suas propriedades são apresentadas na (tabela 2) [6].

As simulações para a determinação dos esforços mecânicos foram feitas utilizando análises numéricas através do MEF considerando grandes deformações e análises não-lineares. O tamanho máximo do elemento na malha foi de 0,4 mm, com um total de 3019 elementos tetraédricos e 6339 nós. A Fig. 3 mostra o elemento finito usado na malha.

2.2. Condições de contorno

A Fig. 4 mostra as condições de contorno adotadas para as simulações em MEF. A mola tem uma das extremidades (alfa) com deslocamento nulo (fixa), a outra extremidade (beta) teve seu deslocamento de translação restringido na direção x , livre para girar em torno do eixo z e deslocamento nulo na direção y .

Inicialmente, a distância entre as extremidades alfa e beta é de 20.3 mm, simulando a distância interbraquete. Neste ponto tem-se um deslocamento inicial nulo ($\Delta = 0$), que aumenta até o limite de $\Delta = 5.0$ mm. Não há aplicação de esforços para o deslocamento da extremidade móvel (beta), somente deslocamento.

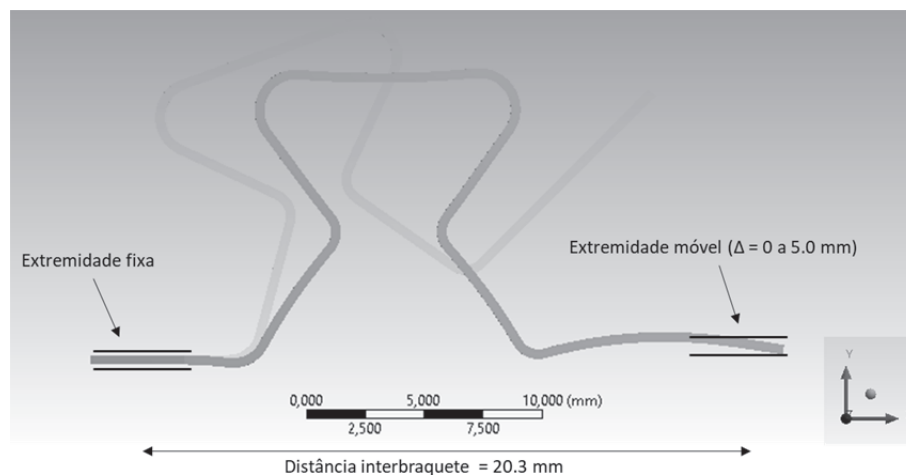


Fig. 4. Condições de contorno.

3. RESULTADOS E DISCUSSÕES

3.1. Forças e momentos

Após a realização de simulações computacionais, foi possível a determinação dos esforços para a alça ortodôntica TLS. A Fig. 5 mostra as forças ortodônticas para cada seção de alça, em função de sua ativação (carregamento) e os momentos reativos que influenciam a movimentação dentária para as diferentes seções-transversais. A Fig. 6 apresenta os momentos reativos.

Embora não haja consenso, sobre os valores de forças ideais nos tratamentos ortodônticos, alguns autores [18,21] estimam este intervalo como algo entre 0.76 a 1.96 N, considerando um valor mínimo de força para ocorrer a movimentação dentária, bem como valor máximo que evita danos aos tecidos de suporte, respectivamente.

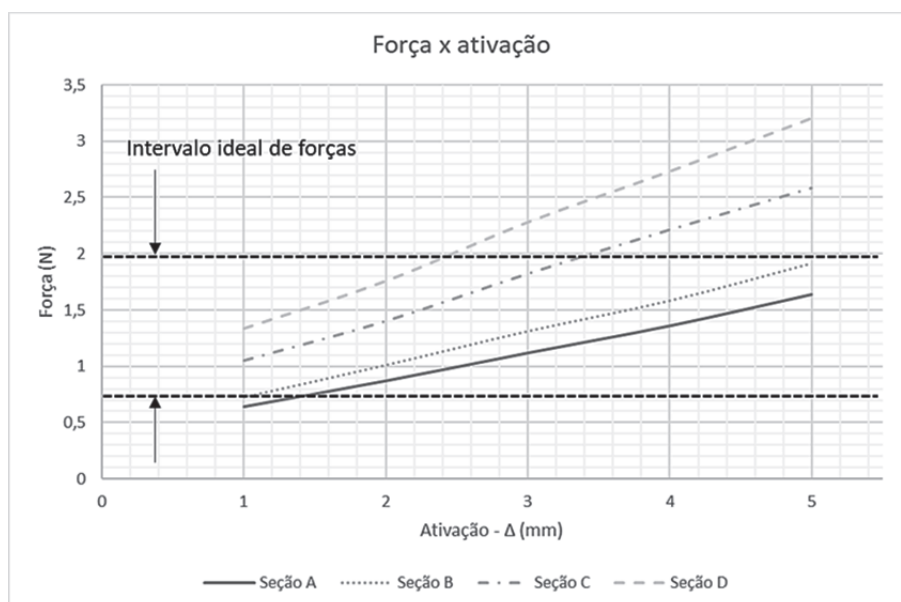


Fig. 5. Forças reativas.

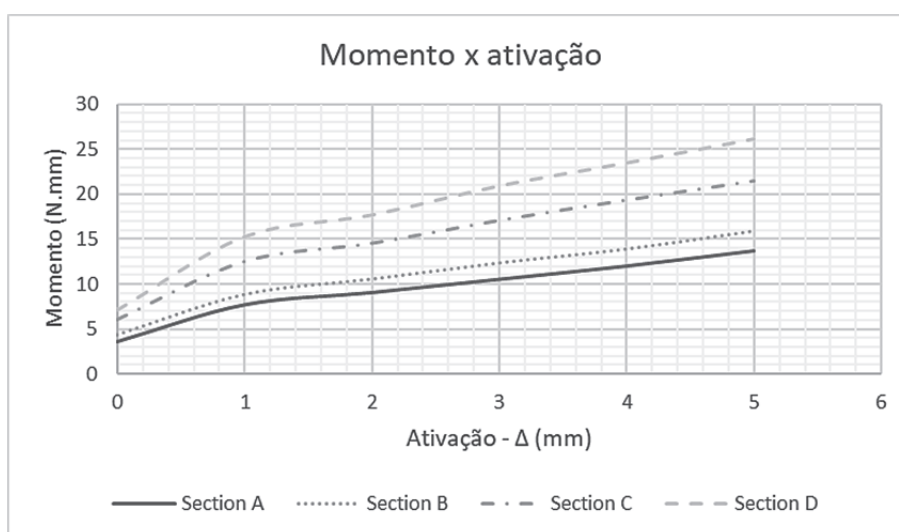


Fig. 6. Momentos reativos.

Tabela. 3 Rigidez da alça.

Secção transversal	Força ortodôntica (N)	Rigidez - (N/mm)
A	$0.582\Delta^{0.62}$	$0.36\Delta^{-0.38}$
B	$0.7\Delta^{0.59}$	$0.413\Delta^{-0.41}$
C	$1.01\Delta^{0.55}$	$0.56\Delta^{-0.45}$
D	$1.29\Delta^{0.54}$	$0.7\Delta^{-0.46}$

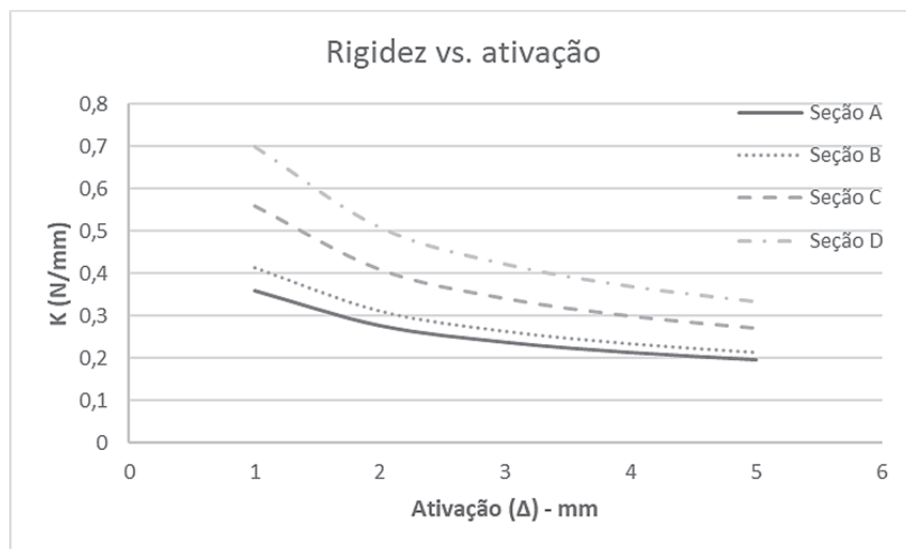


Fig. 7. Rigidez.

3.2. Rigidez da alça ortodôntica

Com os valores de forças é possível determinar a rigidez para as diferentes secções-transversais apresentadas neste estudo. De acordo com a literatura [13], uma baixa rigidez da alça ortodôntica permite a aplicação de forças de menor magnitude bem como uma força constante ao longo do tempo, à medida que a alça movimenta o dente, ou seja, sofre desativação (descarregamento), e maior precisão na aplicação das forças, o que é importante em um tratamento clínico [6], [14-18]. A tabela 3 mostra as equações das forças e a rigidez para cada secção-transversal, obtidas através da equação (1). Cada valor de deslocamento Δ na extremidade beta fornece um valor de força reativa na extremidade alfa. Colocando em tabelas os valores $F(\Delta)$ e efetuando-se um ajuste de curvas, foi possível a obtenção das equações presentes nesta tabela.

A Fig. 7 mostra o gráfico de rigidez para cada secção da alça estudada.

É possível observar que de acordo com a Fig. 7, a rigidez da alça é maior para maiores áreas de secção-transversal e diminui com o aumento da ativação.

3.3. Relação M/F e a tendência de movimentação dentária

Conforme apresentado na seção introdutória deste trabalho, várias pesquisas [1, 2, 15, 17, 18] mostram que o valor numérico da relação momento-força (M/F) é responsável por influenciar a movimentação dentária. A Fig. 8 mostra os valores da relação M/F para as diferentes secções estudadas.

De acordo os resultados obtidos para a relação M/F observa-se que não há diferença significativa sobre o tipo de movimento dentário entre as secções apresentadas neste trabalho, que são de: inclinação controlada para desativação entre 5.0 e 2.5 mm, na qual a coroa inclina levemente para o sítio da extração, tende à translação e segue para a correção radicular na qual a coroa cessa de inclinar para o sítio da extração (sentido horário), e a raiz passa a inclinar no sentido anti-horário, na desativação entre 2.5 e 1.0 mm; e

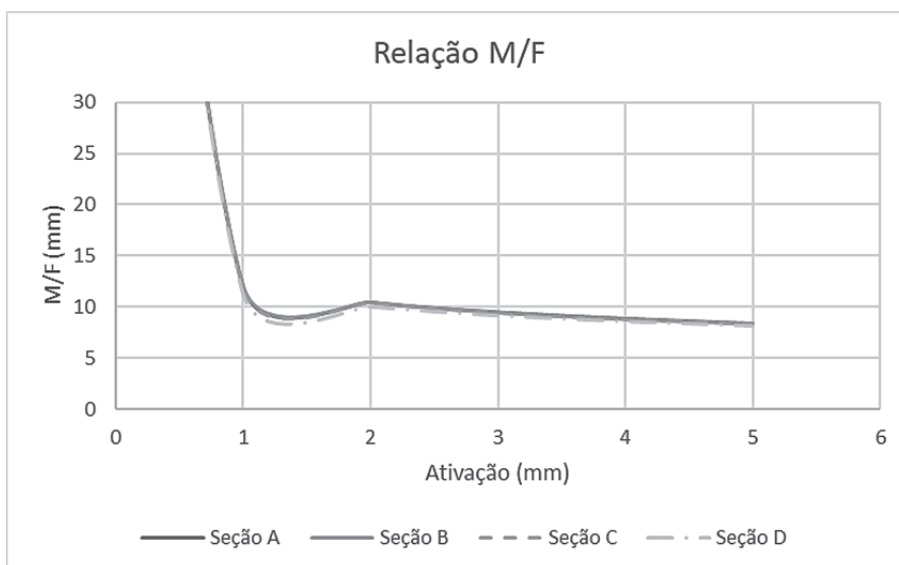


Fig. 8. Relação M/F.

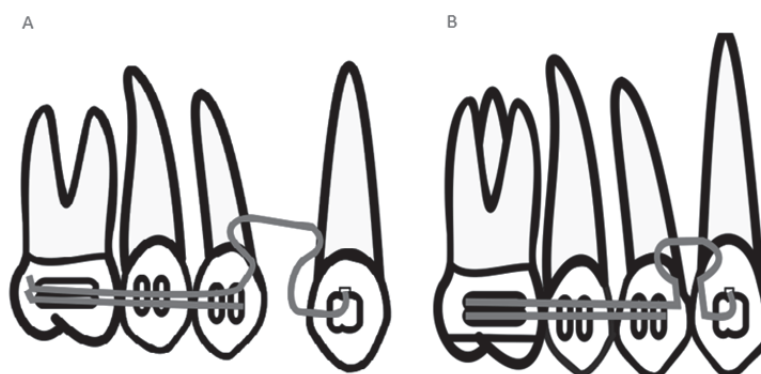


Fig. 9. a) Distalização do canino com alça T-loop. b) A mola é ativada e produz distalização do canino ao sítio de extração.

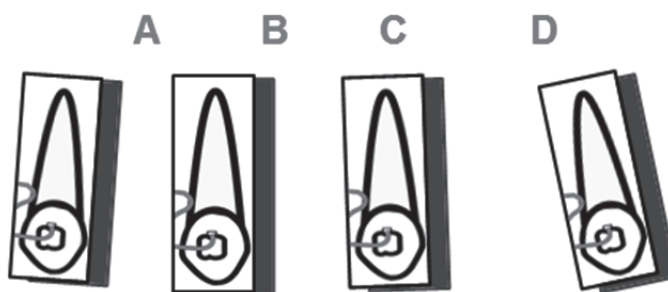


Fig. 10. Seqüência dos movimentos do canino em sentido do sítio de extração. Na medida em que a alça exerce ação sobre a coroa dentária distalizando o dente, a raiz é submetida a diversas inclinações. A- Início do movimento com inclinação-controlada (sentido horário da raiz); B- Translação; C- inclinação-controlada (sentido anti-horário de raiz); D- Fim do movimento com inclinação não-controlada (correção da posição radicular).

inclinação não-controlada de raiz (sentido anti-horário) tendendo ao descarregamento total da alça, ou seja, ativação nula. O leve decaimento na relação M/F durante a desativação de 2.0 mm até 1.0 mm pode representar uma queda do momento de força devido à perda de energia (histerese) do material devido à alteração geométrica a qual está submetido durante a desativação (descarregamento).

Ver Fig. 8. As Figs. 9 e 10 exemplificam esquematicamente o movimento descrito.

4. CONCLUSÕES

De acordo com os resultados numéricos obtidos neste estudo, variando-se a secção-transversal, com ângulo de 135° entre as extremidades, pode-se concluir que:

- Aumentando-se a secção-transversal aumentam-se as forças reativas no dente, para qualquer valor de ativação;
- Considerando-se o intervalo de forças ideais, para a movimentação dentária, bem como valores mais baixos de rigidez entre as secções-transversais analisadas, a secção 0.4318 x 0.5588 mm (0.017" x 0.022") foi a mais indicada para uso clínico, para todos os valores de desativação (de 5.0 a 1.0 mm);
- A faixa de força ortodôntica ideal é obtida para desativação entre 5,0 à 2,0 mm para a secção transversal A; 5.0 à 1.0 mm para a secção transversal B; 3.0 à 1.0 mm para secção transversal C e 2.0 à 1.0 mm para a secção transversal D;
- Tal como as forças, os momentos de força aumentam quando a secção-transversal aumenta;
- Embora as forças F_x e os momentos de força M_z aumentem com o aumento da secção transversal, não foram observadas diferenças significativas para a relação M_z/F_x em qualquer um dos valores das ativações estudadas;
- Os possíveis movimentos dentários para esta alça, extrapolando-se clinicamente, independente da secção-transversal utilizada, podem ser: inclinação-controlada para desativação entre 5.0 e 2.5 mm, tendendo à translação e seguindo para a correção radicular na qual a coroa cessa de inclinar para o sítio da extração e ao mesmo tempo a raiz passa a inclinar no sentido anti-horário, entre os 2.5 e 1.0 mm de desativação; e por fim a inclinação não-controlada de raiz, tendendo ao descarregamento total da alça, ou seja, ativação nula, entre 1.0 mm e 0.0 mm.

REFERÊNCIAS

- [1] 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*, **34**(1), 10-18 (2012)
- [2] Raboud, D.W., Faulkner, M.G., Lipset, A.W., Habershtock, D.L., "Three-dimensional effects in retraction appliance design", *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **112**(4), 378-392 (1997)
- [3] Chen, J., Markham, D.L., Katona, T.R., "Effects of T-loop geometry on its forces and moments", *Angle Orthodontist*, **70**(1), 48-51 (2000)
- [4] Geramy, A., Tanne, K., Moradi, M., Golshahi, H., Farajzadeh Jalili, Y., "Finite element analysis of the convergence of the centers of resistance and rotation in extreme moment-to-force ratios", *International Orthodontics*, **14**(2), 161-170 (2016)
- [5] Rodrigues, F.R.M., Borges, P.C., Luersen, M.A., Ferreira, M.A., "Tree-dimensional (3-D) mechanical analysis for delta orthodontic retraction spring without loop: an approach through the finite element method", In Proceedings of the 22st International Congress of Mechanical Engineering-COBEM 2013, Ribeirão Preto, Brazil (2013)
- [6] Rodrigues, F.R.M., Borges, P.C., Luersen, M.A., Ferreira, M.A., "Effect of the gable bends on the force system of T-loop orthodontic springs after activation: a numerical-experimental study", *Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering*, **38**(6), 1527-1539 (2016)
- [7] Rodrigues, F.R.M., Borges, P.C., Luersen, M.A., Ferreira, M.A., "Tooth movement tendency induced by orthodontic delta springs with and without helix: a finite element study", In Proceedings of the 23st International Congress of Mechanical Engineering-COBEM 2015, Rio de Janeiro, Brazil (2015)
- [8] Techalertrpaisarn, P., Versluis, A., "How do mechanical responses at closing loop ends vary when loop position changes? A systematic analysis of vertical, T- and L-loops", *Oral Science International*, **10**(2), 58-64 (2013)
- [9] Mazza, D., Mazza, M., "Specialized spring design in segmented edgewise orthodontics: further verification of dedicated software", *Angle Orthodontist*, **70**(1), 52-62 (2000)

- [10] Almeida, L., Ribeiro, A., Martins, R.P., Viecilli, R., Martins, L.P., “Nickel titanium t-loop wire dimensions for en masse retraction”, *Angle Orthodontist*, **86**, 810-817 (2016)
- [11] Rodrigues, F.R.M., Borges, P.C., Luersen, M.A., Ferreira, M.A., “Análise de uma mola ortodôntica do tipo delta e sua influência na movimentação dentária: um estudo numérico-experimental”, *Ciência & Engenharia*, **23**(2), 75-80 (2014)
- [12] Rodrigues, F.R.M., Borges, P.C., Luersen, M.A., Ferreira, M.A., “Three-dimensional analysis of an orthodontic delta spring”, *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica*, **30**(3), 248-256 (2014)
- [13] Kapila, S., Sachdeva, R., “Mechanical properties and clinical applications of orthodontic wires”, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **96**(2), 100-109 (1989)
- [14] Braun, S., Marcotte, M.R., “Rationale of the segmented approach to orthodontic treatment”, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **108**(1), 1-8 (1995)
- [15] Burstone, C.J., Baldwin, J.J., Lawless, D.T., “The application of continuous forces to orthodontics”, *Angle Orthodontist*, **31**(1), 1-14 (1961)
- [16] Burstone, C.J., Goldberg, A.J., “Beta titanium: a new orthodontic alloy”, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **77**(2), 121-32 (1980)
- [17] Burstone, C.J., “The segmented arch approach to space closure”, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **82**(5), 361-78 (1982)
- [18] Burstone, C.J., Steenbergen, E., Hanley, K., Modern edgewise mechanics and the segmented arch technique. Farmington: University of Connecticut Health Center (1995)
- [19] Gjessing, P., “Biomechanical design and clinical evaluation of a new canine-retraction spring”, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **87**(5), 353-362 (1985)
- [20] Ferreira, M.A., Rodrigues, F.R.M., Borges, P.A., Luersen, M.A., “The effects of interbracket distance and gable bends on the force and moments in a segmented arch approach: A numerical-experimental study”, *Latin American Applied Research*, **48**(1), 63-67 (2018)
- [21] Nicolai, R.J., “On optimum orthodontic force theory as applied to canine retraction”, *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, **68**(3), 290-302 (1975)

FORCE SYSTEM PRODUCED BY DIFFERENT CROSS-SECTIONS OF A T-LOOP ORTHODONTIC SPRING: AN ANALYSIS BY THE FINITE ELEMENT METHOD

Abstract – The use of orthodontic retraction springs for the correction of dental positions has been very efficient over the years, especially T-loop orthodontic springs. These springs are made with metallic wires of various cross-sections and alloys. The present study aims to analyze the influence of different cross-sections of wires in the dental movement, with the use of T-loop geometry of titanium-molybdenum (TiMo alloy). The device was modeled three-dimensionally and simulations were carried out by the finite element method for large displacements. It has been observed that there is an increase in the values of forces and moments, as well as in the stiffness of the spring, with the increase of the cross-section of the wire. Regarding tooth movement, no significant difference was observed in cross-sections because the moment/force ratio (M/F) remained practically unchanged. The study also pointed out that there are restrictions in the use of some cross-sections in certain activation values, since the forces magnitudes are outside the zone of ideal orthodontic forces used clinically.

Keywords – Orthodontic closing loops, Titanium-molybdenum, Finite Element Analysis.

