

## ANÁLISE DE UMA MOLA ORTODÔNTICA DO TIPO DELTA E SUA INFLUÊNCIA NA MOVIMENTAÇÃO DENTÁRIA: UM ESTUDO NUMÉRICO EXPERIMENTAL

*ANALYSIS OF AN ORTHODONTIC DELTA SPRING AND ITS INFLUENCE IN THE DENTAL MOVEMENT: A NUMERIC EXPERIMENTAL STUDY*

**Fábio Rodrigo Mandello Rodrigues<sup>1</sup>, Paulo César Borges<sup>2</sup>, Marco Antônio Luersen<sup>3</sup>, Marcelo do Amaral Ferreira<sup>4</sup>**

<sup>1</sup>Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Universidade Tecnológica Federal do Paraná – UTFPR, Avenida Sete de Setembro, 3165, Curitiba, PR.

<sup>1</sup>Email: fabiormr@utfpr.edu.br

<sup>2,3</sup>Departamento Acadêmico de Mecânica – DAMEC, Universidade Tecnológica Federal do Paraná – UTFPR, Avenida Sete de Setembro, 3165, Curitiba, PR.

<sup>2</sup>Email: pborges@utfpr.edu.br

<sup>3</sup>Email: luersen@utfpr.edu.br

<sup>4</sup>Doutor em Ciências – Ortodontista, Curitiba, PR.

Email: regunteriato@yahoo.com.br

### RESUMO

Em odontologia são frequentemente utilizados dispositivos conhecidos por alças ortodônticas para a movimentação dentária em um tratamento clínico. As alças ortodônticas são elementos fabricados em fio metálico, cujas forças e momentos gerados são diretamente relacionados com os tipos de movimentos de translação, rotação controlada e não controlada dos dentes para fins específicos. Este artigo alia análises de elementos finitos tridimensionais, amplamente utilizados em engenharia, com métodos experimentais para o desenvolvimento de uma alça ortodôntica tipo delta. Foram avaliadas as tensões atuantes, as forças, os momentos e a relação momento força, a fim de prever alguns tipos de movimentos dentários com o uso da alça proposta. Verificou-se força de extrusão dentária nula e ativação máxima de até 8,0 mm (tensão máxima de *von Mises* igual a 1.226,8 MPa), bem como a possibilidade da indução dos movimentos dentários de inclinação não controlada – controlada de raiz e inclinação controlada de coroa com o uso desta alça.

**Palavras-chave:** Alças ortodônticas, método dos elementos finitos, análise experimental.

### ABSTRACT

Devices known as orthodontic springs are frequently used in dentistry to provide dental movement in a clinical treatment. Orthodontic springs are, basically, elements manufactured in metallic wire which forces and moments are directly related to the types of translation movement, controlled tilt and no controlled tilt of the teeth. This article allies three dimensional finite element analysis, largely applied in engineering, with experimental methods for the development of an orthodontic delta spring, evaluating the stresses, forces, moments and the ratio moment force, in order to foresee some types of dental movements with the use of the proposed spring. It was verified null dental extrusion forces and maximum activation of up to 8.0 mm (maximum von Mises stress equal to 1,226.8 MPa) as well as the possibility of the induction of dental movements like no controlled – controlled tilt of root and controlled tilt of crown with the use of this spring.

**Keywords:** Orthodontic springs, finite element method, experimental analysis.

### 1 – INTRODUÇÃO

Na área de engenharia biomédica aplicada à ortodontia, frequentemente são analisadas técnicas que auxiliem o tratamento ortodôntico com o objetivo de melhorar as ferramentas existentes na solução de problemas relacionados ao desenvolvimento da face, arcos dentários e da mordida.

Para Tuncay e Cunningham (1982) a posição inadequada do dente bem como de seu suporte e aparato dentários comprometem o sucesso do tratamento clínico ortodôntico.

Estudos mostram que alças ortodônticas são amplamente utilizadas para o controle do movimento dentário, como por exemplo para fechamento e abertura de

espaços entre dentes, conforme observado em Webb; Caputo; Chaconas (1978) e Chaconas; Caputo; Harvey (1984).

Segundo Ferreira; Borges; Luersen (2008), para a movimentação dentária, uma técnica amplamente utilizada e difundida no setor ortodôntico é o uso de alças ortodônticas dos mais variados tipos, como *T-loop*, vertical-loop, duplo ovoide, duplo delta, *Bull loop*, entre outros, bem como diferentes tipos de ligas e seções transversais dos fios. Tais dispositivos vem sendo analisados de amplas maneiras, sobretudo as forças e momentos que os mesmos produzem sobre os dentes.

Ao se aplicar um deslocamento (ativação) na extremidade da alça, a força aplicada gera uma força reativa e momento na extremidade oposta. Essas forças e

momentos estão diretamente ligados ao movimento dentário, de modo que prever este movimento com o uso de dispositivos ortodônticos é extremamente útil no planejamento e tratamento clínico. O movimento inicial do dente, que é produzido pela deformação elástica do ligamento periodontal (PDL) é utilizado para prever o movimento ortodôntico do dente (KOJIMA; FUKUI, 2012).

De acordo com Raboud *et al.* (1997) os dentes podem mover-se no plano sagital obtendo-se a força reativa no eixo  $x$  ( $F_x$ ), o momento reativo em torno do eixo  $z$  ( $M_z$ ) e, por fim, a relação momento/força ( $M_z/F_x$ ) na extremidade do dente, de modo que:

- $M_z/F_x = 0,0$  mm (Inclinação não controlada de raiz, sentido horário);
- $M_z/F_x < 8,5$  mm (Inclinação controlada de raiz, sentido horário);
- $M_z/F_x = 8,5$  mm (Translação);
- $M_z/F_x > 8,5$  mm (Inclinação controlada de coroa, sentido anti-horário);
- $M_z/F_x \rightarrow \infty$  (Inclinação não controlada de raiz, sentido anti-horário).

Uma ferramenta muito utilizada no projeto e estudo de dispositivos médico odonto hospitalares é o método dos elementos finitos (MEF). Há aplicações diretas do MEF em várias áreas, tais como: mecânica do sistema ortopédico, mecânica dentária, mecanismos cardiovascular, mecânica do tecido conjuntivo, mecânica dos fluidos biológicos, decorridas de impacto, tomografia computadorizada, problemas decorrentes de análises térmicas, modelagem fetal, problemas acústicos em medicina, sistemas de imagens médicas, cirurgias, entre outros (MACKERLE, 1994).

Uma das vantagens de se utilizar o MEF (3D) no projeto de alças para a área ortodôntica é a previsão de tensões ao longo da alça, o que permite verificar o comportamento da alça antes mesmo de sua fabricação.

Lotti; Mazzeiro; Landre (2006) mostraram a importância do MEF na correta análise de estruturas dento-maxilo-faciais em ortodontia, modelando dentes, osso alveolar, deslocamento dentário, análise de tensões e forças em um sistema utilizando alças do tipo *t-loop*. Para analisar a estrutura física da construção mandibular, características dos dentes mandibulares, membrana periodontal e osso alveolar, Baek *et al.* (2008) utilizaram uma modelagem tridimensional por elementos finitos a fim de estudar a movimentação dentária com o uso de dispositivos fixados a bráquetes.

Techalertpaisarn e Versluis (2013) analisaram, por meio do método dos elementos finitos, as características mecânicas de alças ortodônticas do tipo *l-loops* e *t-loops*, relacionando dimensões geométricas de forma e de ângulos com forças e momentos reativos no engaste.

Para Guan *et al.* (2011) o uso do MEF na área de odontologia tem sua aplicação extremamente reconhecida com um alto valor científico, como por exemplo em pesquisas relacionadas a implantes dentários. Além disso, é comum seu uso em projetos e análises de alças

ortodônticas, como por exemplo nos trabalhos de Rinaldi e Johnson (1995), Raboud *et al.* (1997), Bourauel; Vollmer; Jäger (2000), Lotti; Mazzeiro; Landre (2006), Viecilli (2006), Ferreira; Borges; Luersen. (2008), Ferreira *et al.* (2011), Rodrigues *et al.* (2014) e Kojima; Fukui (2012).

## 2 – MATERIAIS E MÉTODOS

A alça ortodôntica proposta nesta pesquisa foi desenvolvida mediante três passos fundamentais:

- Modelagem tridimensional no programa *SolidWorks*;
- Simulação numérica por meio do método dos elementos finitos no programa *Ansys Workbench*;
- Fabricação da alça e ensaios experimentais em plataforma para medição de forças e momentos.

Na Figura 1 é mostrado o modelo tridimensional da alça delta considerada neste estudo e na Figura 2 suas principais dimensões.

Figura 1 – Modelo tridimensional da alça delta sem *loop*

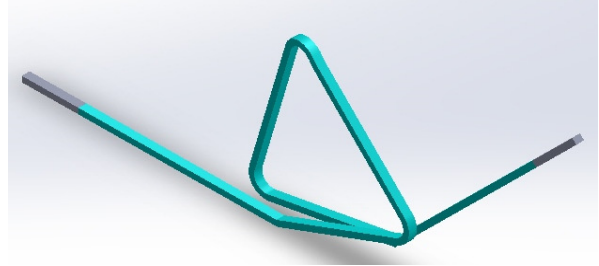
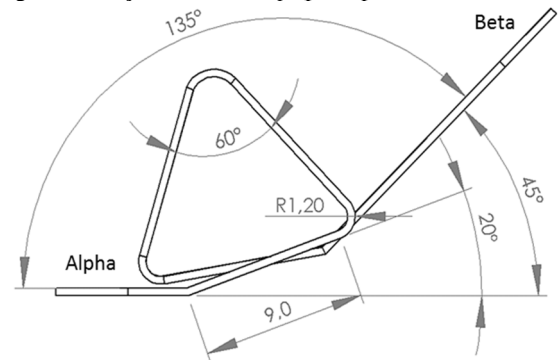
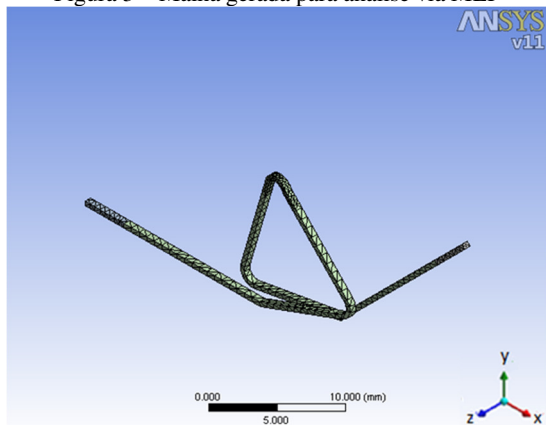


Figura 2 – Alça delta sem *loop* (principais dimensões – mm)



Após a modelagem da alça delta, análises por elementos finitos foram realizadas simulando a ação da alça em um tratamento ortodôntico. Na Figura 3 é apresentada a malha utilizada na simulação pelo MEF.

Figura 3 – Malha gerada para análise via MEF

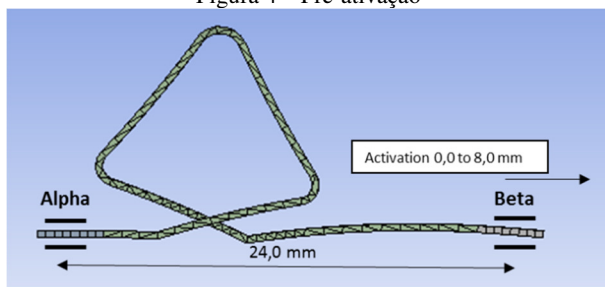


A malha possui 1.489 nós e 414 elementos divididos em quadráticos tetraédricos, hexaédricos. As análises são não lineares para grandes deslocamentos.

O material considerado para a alça é liga titânio molibdênio ( $\beta$ -titânio) (TMA) com módulo de elasticidade de 69 GPa e tensão limite de escoamento de 1.240 MPa.

Para se obter a movimentação dentária, a alça delta apresentada na Figura 2 é deformada de modo que a aba Beta se posicione na mesma linha de atuação da aba Alpha (Figura 4) simulando a ação nos bráquetes. A distância entre bráquetes adotada foi de 24,0 mm.

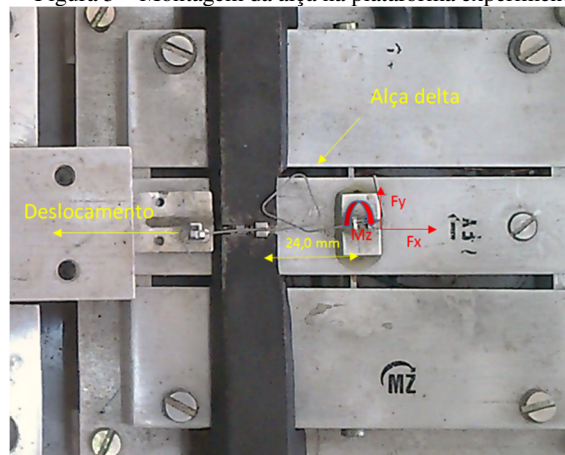
Figura 4 – Pré-ativação



O deslocamento horizontal da extremidade Beta mostrado na Figura 4 é responsável pela geração de forças reativas ( $F_x$ ) e momento reativo ( $M_z$ ) na extremidade Alpha. O tipo de movimentação dentária está relacionado diretamente com os valores da relação  $M_z/F_x$ .

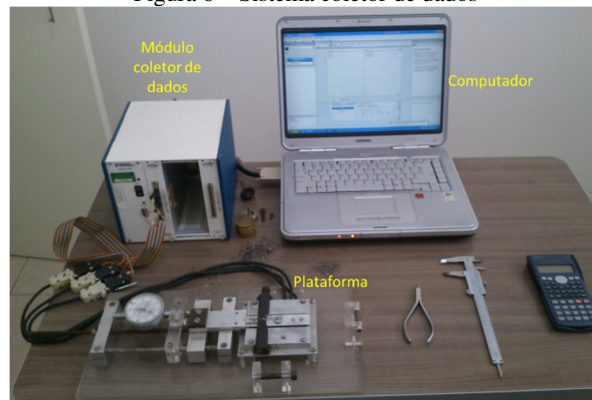
Para validação do método numérico foi utilizada uma plataforma que utiliza *strain gages* para medir forças reativas no eixo  $x$  e  $y$  ( $F_x$  e  $F_y$ ) bem como momento reativo em torno do eixo  $z$  ( $M_z$ ). Na Figura 5 é mostrada uma alça montada na plataforma. Esta plataforma foi anteriormente utilizada nos trabalhos de Ferreira *et al.* (2011).

Figura 5 – Montagem da alça na plataforma experimental



Para leitura dos dados da plataforma foi utilizado um sistema de aquisição de dados da empresa *National Instruments* modelo NISCXI-1000 e placa coletora de sinais NISCXI-1121 acoplados a um computador para leitura no programa *Labview*. Na Figura 6 é apresentado o sistema experimental completo utilizado.

Figura 6 – Sistema coletor de dados



### 3 – RESULTADOS

Com a modelagem tridimensional e a fabricação de alças é possível determinar o comportamento da mola ortodôntica delta apresentada, bem como sua influência na movimentação dentária, como mostrados nos resultados numéricos e experimentais a seguir.

#### 3.1 – Análise de tensões

Após alcançada a pré-ativação, as alças são solicitadas no eixo  $x$  com deslocamentos lineares (ativação) variando de 0,0 a 8,0 mm, uma vez que a plastificação do dispositivo foi estimada ocorrer a partir de 9,0 mm.

Nas Figuras 7 e 8 são mostrados o comportamento das tensões para alça antes da ativação e com ativação máxima de 8,0 mm.

Figura 7 – Tensões em alça delta em ativação nula

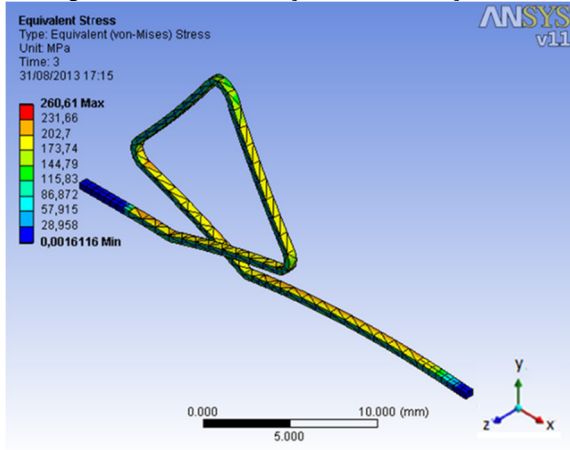
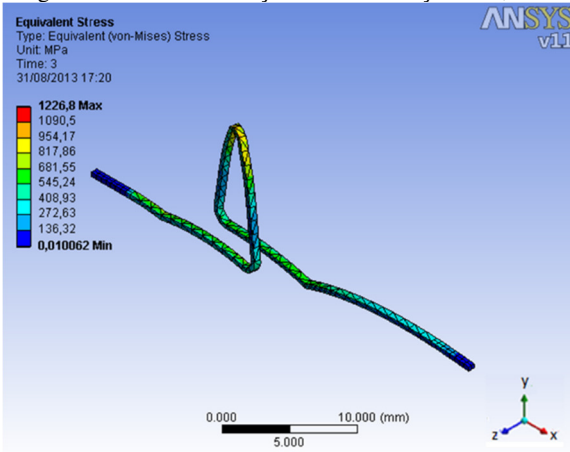


Figura 8 – Tensões em alça delta em ativação de 8,0 mm

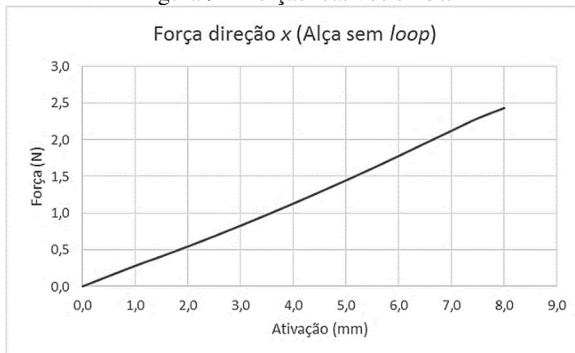


### 3.2 – Forças reativas

As forças de reação na extremidade Alpha são importantes para a identificação de parâmetros da alça, como a relação M/F, intrusão e extrusão dentária.

A cada intervalo de ativação foram encontradas as forças reativas nos eixos  $x$ ,  $y$  e  $z$  na extremidade fixa. De acordo com os resultados, as forças reativas nos eixos  $y$  e  $z$  são praticamente nulas podendo ser desconsideradas no uso para alças delta. As forças reativas no eixo  $x$  estão representadas no gráfico da Figura 9.

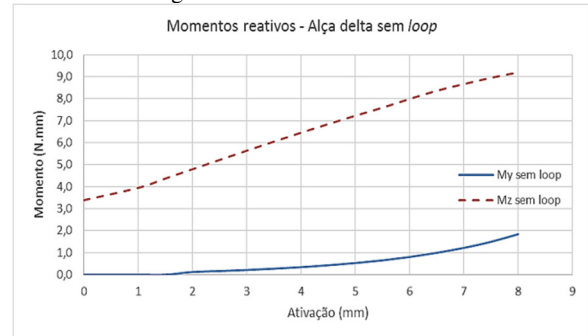
Figura 9 – Forças reativas eixo  $x$



### 3.3 – Momentos reativos

Além das forças reativas, foram determinados os momentos reativos na extremidade Alpha. Em torno do eixo  $x$ , foram encontrados momentos reativos nulos. O momento reativo em torno do eixo  $y$  ( $M_y$ ) pode ser desprezado uma vez que não influencia na movimentação dentária, de acordo com valores desse momento encontrados em Raboud *et al.* (1997). O momento reativo em torno do eixo  $z$  é apresentado na Figura 10, e este influi diretamente na movimentação dentária para o plano sagital.

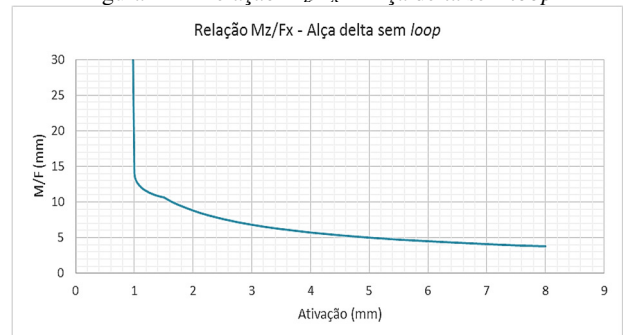
Figura 10 – Momentos reativos



### 3.4 – Relação M/F

Com os valores de forças e momentos identificados pode-se determinar a relação M/F e associá-la com o tipo de movimentação dentária, auxiliando o profissional na seleção da ativação mais adequada para a alça em estudo. Na Figura 11 é apresentada a relação  $M_z/F_x$ , a qual é responsável pela indução de movimentação dentária no plano sagital.

Figura 11 – Relação  $M_z/F_x$  – Alça delta sem loop



### 3.5 – Validação do método numérico

Para a validação do método numérico aplicou-se aos resultados o teste de hipótese para média  $t$  de *student*, com 5% de significância para amostra única com número de amostra menor que 30. O resultado apontou pequenas diferenças para forças e momentos entre os métodos numéricos e experimental. Esta diferença está relacionada principalmente aos seguintes fatores: diferenças entre dimensões teóricas e práticas na alça, alteração das propriedades mecânicas devido ao processo de fabricação e dobra das alças.



Para a relação M/F, o teste apontou que os resultados numéricos e experimentais são estatisticamente equivalentes.

Nas Figuras 12, 13 e 14 são mostradas a comparação dos resultados encontrados pelos dois métodos.

Figura 12 –  $F_x$  experimental versus  $F_x$  numérico

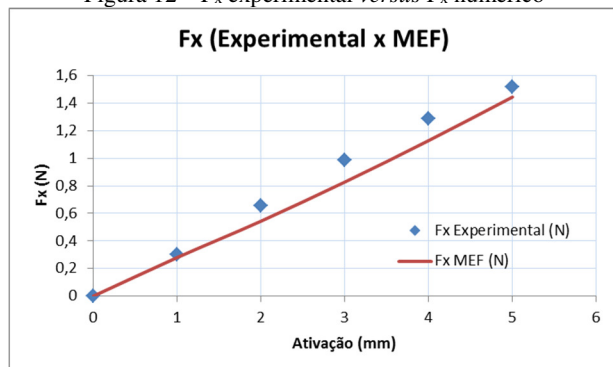


Figura 13 –  $M_z$  experimental versus  $M_z$  numérico

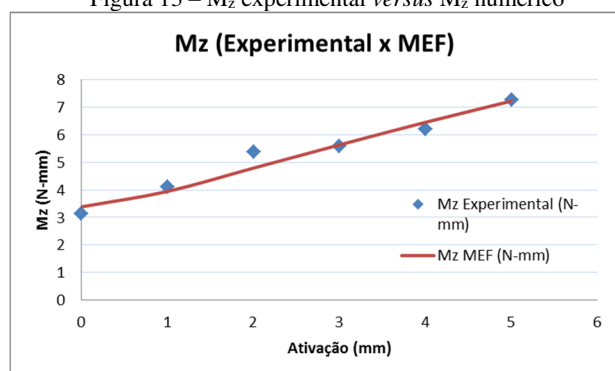
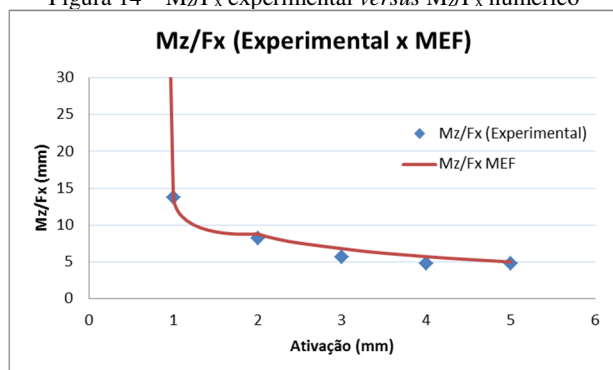


Figura 14 –  $M_z/F_x$  experimental versus  $M_z/F_x$  numérico



## CONCLUSÕES

De acordo com os resultados numéricos e experimentais obtidos, a alça delta proposta nesta pesquisa considerando 24,0 mm de distância interbráquete pode induzir os seguintes tipos de movimentação dentária para diferentes valores de ativação em tratamento clínico:

- Ativação entre 0,0 e 1,0 mm: Inclinação não controlada de raiz;
- Ativação entre 1,0 e 2,0 mm: Inclinação controlada de coroa;

- Ativação entre 2,0 e 2,5 mm: Translação;
- Ativação de 2,5 a 8,0 mm: Inclinação controlada de raiz.

## REFERÊNCIAS

- BAEK, S. H.; SHIN, S. J.; JOON, AHN, S. J.; CHANG, Y. I. Initial effect of multiloop edgewise archwire on the mandibular dentition in Class III malocclusion subjects: A three-dimensional finite element study. **European Journal of Orthodontics**, v. 30, p. 10-15, 2008. <http://dx.doi.org/10.1093/ejo/cjm098>.
- BOURAUUEL, C.; VOLLMER, D.; JÄGER, A. Application of bone remodeling theories in the simulation of orthodontic tooth movements. **Journal of Orofacial Orthopedics**, v. 61, n. 4, p. 266-279, 2000.
- CHACONAS, S. J.; CAPUTO, A. A.; HARVEY, K. Orthodontic force characteristics of open coil springs. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v. 85, n. 6, p. 494-497, 1984. [http://dx.doi.org/10.1016/0002-9416\(84\)90089-7](http://dx.doi.org/10.1016/0002-9416(84)90089-7).
- FERREIRA, M. A.; BORGES, P. C.; LUERSEN, M. A. Alguns aspectos da mecânica das alças de retração ortodôntica. **Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial**, v. 13, n. 3, p. 112-123, 2008. <http://dx.doi.org/10.1590/S1415-54192008000300014>.
- FERREIRA, M. A.; ASSUMPCÃO, A.; LUERSEN, M. A.; BORGES, P. C. Mechanical behaviour of a prototype orthodontic retraction spring: a numerical-experimental study. **The European Journal of Orthodontics Advance Access published**, p. 1-7, Jul. 2011.
- GUAN, H.; VAN STADEN, R. C.; JOHNSON, N. W.; LOO, Y. C. Dynamic modelling and simulation of dental implant insertion process—a finite element study. **Finite Elements in Analysis and Design**, v. 47, p. 886-897, 2011. <http://dx.doi.org/10.1016/j.finel.2011.03.005>.
- 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, p. 10-18, 2012. <http://dx.doi.org/10.1093/ejo/cjq164>.
- LOTTI, R. S.; MACHADO, A. W.; MAZZIEIRO, E. T.; LANDRE, J. Jr. Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. **Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial**, v. 11, n. 2, p. 35-43, 2006. <http://dx.doi.org/10.1590/S1415-54192006000200006>.
- LOTTI, R. S.; MAZZIEIRO, E. T.; LANDRE, J. Jr. A influência do posicionamento ântero-posterior da alça T segmentada durante o movimento de retração inicial: uma avaliação pelo método dos elementos finitos. **Revista Dental Press de Ortodontia e Ortopedia Facial**, v. 11, n. 3, p. 41-54, 2006. <http://dx.doi.org/10.1590/S1415-54192006000300006>.
- MACKERLE, J. Finite and boundary element techniques in biomechanics – A bibliography (1991-1993). **Finite Elements in Analysis and Design**, v. 16, p. 163-174, 1994. [http://dx.doi.org/10.1016/0168-874X\(94\)90041-8](http://dx.doi.org/10.1016/0168-874X(94)90041-8). [http://dx.doi.org/10.1016/0168-874X\(94\)00002-6](http://dx.doi.org/10.1016/0168-874X(94)00002-6).
- RABOUD, D. W.; FAULKNER, M. G.; LIPSETT, A. W.; HABERSTOCK, D. L. Three-dimensional effects in

retraction appliance design. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v. 112, n. 4, p. 378-392, 1997. [http://dx.doi.org/10.1016/S0889-5406\(97\)70046-5](http://dx.doi.org/10.1016/S0889-5406(97)70046-5).

RINALDI, T. C.; JOHNSON, B. E. An analytical evaluation of a new spring design for segmented space closure. **The Angle Orthodontist**, v. 65, n. 3, p. 187-198, 1995. PMID:7639432.

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**, v. 30, n. 3, p. 248-256, 2014. <http://dx.doi.org/10.1590/rbeb.2014.022>.

TECHALERTPAISARN, P., VERSLUIS, A. Mechanical properties of Opus closing loops, L-loops, and t-loops investigated with finite element analysis. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v. 143, n. 5, p. 675-683, 2013. <http://dx.doi.org/10.1016/j.ajodo.2013.01.011>. PMID:23631969.

TUNCAY, O. C.; CUNNINGHAM, C. J. T-loop appliance in endodontic-orthodontic interactions. **Journal of Endodontics**, v. 8, n. 8, p. 367-369, 1982. [http://dx.doi.org/10.1016/S0099-2399\(82\)80196-9](http://dx.doi.org/10.1016/S0099-2399(82)80196-9).

VIECILLI, R. F. Self-corrective T-loop for differential space closure. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v. 129, n. 1, p. 48-53, 2006. <http://dx.doi.org/10.1016/j.ajodo.2004.05.025>. PMID:16443478.

WEBB, R. I.; CAPUTO, A. A.; CHACONAS, S. J. Orthodontic force production by closed coil springs. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, October, 1978. [http://dx.doi.org/10.1016/0002-9416\(78\)90062-3](http://dx.doi.org/10.1016/0002-9416(78)90062-3).

ZIENKIEWICZ, O. C.; TAYLOR, R. L. **The Finite Element Method**. 5 ed., v. 1. Woburn: Butterworth Heinemann, 2000, 689 p.