

UNESP-UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA

Faculdade de Odontologia de Araraquara

LUIZ GUILHERME MARTINS MAIA

**Avaliação em modelo fotoelástico do sistema de  
força gerado pela mola “T” de retração**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas-Área de Ortodontia, da Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP, para obtenção do título de Mestre em Ortodontia.

Orientador: Prof. Dr. Luiz Gonzaga Gandini Jr

Co-Orientador: Prof. Dr. Vanderlei Luiz Gomes

Araraquara

2007

Maia, Luiz Guilherme Martins

Avaliação em modelo fotoelástico do sistema de força gerado pela mola “T” de retração / Luiz Guilherme Martins Maia. Araraquara : [s.n.], 2007.

150 f.; 30cm.

Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia.

Orientador: Prof. Dr. Luis Gonzaga Gandini Jr.

Co-orientador: Prof. Dr. Vanderlei Luiz Gomes

1.Fechamento de espaço ortodôntico I. Título.

LUIZ GUILHERME MARTINS MAIA

**Avaliação em modelo fotoelástico do sistema de  
força gerado pela mola "T" de retração**

**COMISSÃO JULGADORA**

Orientador: Prof. Dr. Luiz Gonzaga Gandini Jr.

Prof. Dr. Ary dos Santos Pinto.

Prof. Dr. Gustavo Mattos Barreto.

Araraquara, 10 de julho de 2007

## **DADOS CURRICULARES**

**LUIZ GUILHERME MARTINS MAIA**

**Nascimento:** 20/04/1973, São Paulo, SP

**Filiação:** Tibério Sá Maia e Maria Bernardina Martins Maia

**1992-1996** Graduação em Odontologia pela Universidade de Marília-  
UNIMAR

**1997** Atualização em Ortodontia Preventiva pela Fundação  
Araraquarense de Ensino e Pesquisa (FAEPO-Unesp, Araraquara)

**1998-1999** Curso de Atualização em Ortodontia Corretiva pelo Grupo de  
Estudos Ortodônticos e Serviços (GESTOS, Araraquara)

**2000-2003** Curso de Especialização em Ortodontia e Ortopedia facial  
pela Associação Paulista de Cirurgiões Dentistas - APCD-EAP/Unesp-  
Araraquara

**2005-2006** Curso de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas, Área de  
Concentração Ortodontia, nível Mestrado na Faculdade de Odontologia  
de Araraquara- FOAr -UNESP

**2007** Professor Titular de Ortodontia da Universidade Tiradentes, (Unit-  
Aracaju, SE)

## DEDICATÓRIA

---

Aos meus pais, **Dina** e **Tibério**, que nas horas necessárias souberam me passar coragem e determinação.

Ao professor e orientador, **Dr. Luiz Gonzaga Gandini Júnior**, que inconscientemente me fez saber o quanto é importante ser bom naquilo que nos propomos a fazer.

## **AGRADECIMENTOS ESPECIAIS**

---

Em primeiro lugar, **a Deus**, por sempre me proporcionar, saúde e força, colocando em meu caminho pessoas especiais que me ajudam a realizar meus sonhos, e também por me dar a oportunidade de discernir o certo do errado, por me dar todas as oportunidades de escolha, e por me manter sempre crítico ao meu caráter.

À minha mãe, **Dina**. Simples palavras não seriam suficientes para demonstrar meu amor a você. Sou muito grato por tudo que você sempre fez a mim!

Ao meu pai, **Tibério**, pela generosidade e paciência comigo, por acompanhar meu trajeto sempre atento e alerta, com palavras de consolo, nas horas necessárias.

À minha adorável **Mila**, não só por ser meu braço direito nos momentos de angústias, mas também por fazer parte de minhas maiores conquistas como pessoa. Amo você!

Às minhas irmãs, **Maria Cláudia**, **Maria Silvia** e **Maria Lúcia**. Desculpem-me minha ausência durante esses últimos anos. Amo vocês!

Aos meus sobrinhos, **Pedro Henrique**, **João Henrique**, **Luís Henrique** e a mais nova pérola "**Laurinha**", amores de minha vida.



Agradecimentos especiais

---

À minha querida “filha” (afilhada) e sobrinha, **Mariana Maia**. Que você continue sendo essa pessoa linda, meiga e responsável. Deus te abençoe!

Aos meus amigos e cunhados, **Fábio, Fabrício e José Roberto**.

## **AGRADECIMENTOS**

---

À Faculdade de Odontologia de Araraquara – Universidade Estadual Paulista, representada pela digníssima Diretora **Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Rosemary Adriana Chiérice Marcantonio** e pelo Vice – Diretor **Prof. Dr. José Cláudio Martins Segalla**.

À **Universidade Federal de Uberlândia (UFU)**, por disponibilizar as condições para o desenvolvimento desse projeto, em especial ao **Departamento de Engenharia Mecânica**.

**Ao Prof. Dr. Vanderlei Luiz Gomes**, por acreditar e apoiar este projeto.

À **Coordenação de Aperfeiçoamento Pessoal de Nível Superior (CAPES)**, pela bolsa de estudo que me foi concedida.

À **Universidade Tiradentes**. Por me acolher e conceder a oportunidade de lecionar.

À Coordenação do curso de Odontologia da Universidade Tiradentes do Estado de Sergipe, representada pela pessoa de **Sandra Regina Barreto**.

Ao meu amigo e irmão que nunca esquecerei **Prof. Dr. Luís Anselmo Mariotto**, sempre presente e me orientando para a vida.

Ao irmão, amigo e companheiro de apartamento, **Rafael Azeredo (Rafa)**, pelas conversas que refletirão por toda a minha vida.

Ao amigo **André Monini**, pela solidariedade prestada e pela sua ajuda.

Ao grande amigo e colaborador, **Prof. Túlio Kalife**, pela dedicação a este trabalho.

Aos meus colegas de turma do Mestrado, **Deborah Ferraz, Luana Paz, Rafael Azeredo e Renata Gonçalves**, que se tornaram parte de minha história.

Aos colegas da Pós-Graduação em Ortodontia, **Anamaria Abdala, André da Costa Monini, Cristina Azevedo e Helder Jacob**.

Aos mais novos amigos de Araraquara, **Fábio Dória, Betina Grehs, Denise Góes, Milena Araújo, Paulo Soares e Roberta Amaral**.

Aos Professores de Ortodontia de Araraquara que são responsáveis pela minha formação, nas pessoas dos Professores: **Dr. Ary dos Santos Pinto, Dr. Dirceu Barnabé Raveli, Dr. João Roberto Gonçalves, Dr. Joel Cláudio da Rosa Martins (in memorian), Dra. Lídia Parserkian Martins, Dr. Luiz Gonzaga Gandini Jr., Dr. Maurício Tatsuei Sakima e Dr. Tatsuko Sakima**.

Ao amigo, **Itamar Lopes Júnior**, que não mediu esforços para me ajudar na metodologia deste trabalho.

À querida **Mara Cândida Munhoz do Amaral**, que sempre me presenteou com seu carinho e alegria.

À Professora **Dra. Márcia Regina Elisa Aparecida Schiavon Gandini**, agradeço pelas oportunidades e por ter acreditado em meus sonhos.

Ao Professor, **Dr. Acácio Fuziy**, que me incentivou a buscar meu aprimoramento profissional. Muito obrigado!

Aos professores da Disciplina de Odontopediatria da Faculdade de Odontologia de Araraquara - FOAr - UNESP, **Ângela Cristina Cilense Zuanon, Cyneu Aguiar Pansani, Elisa Maria Aparecida, Giro, Fabio César Braga de Abreu, Josimeri Hebling, Lourdes Aparecida Martins dos Santos-Pinto e Rita de Cássia Loiola Cordeiro**.

Aos amigos, **Edmílson e Ângelo Loiola**, por compartilhar o conhecimento e a amizade.

Aos colegas, **Ricardo de Souza Sampaio e Roberto Hideo Shimizu**, pelo material primordial e fundamental que serviu de subsídio e referência para meu projeto.

Aos amigos, **Pedrinho, Totó e Regina**, pela amizade, pelo carinho e apoio técnico-laboratorial.

A todos os funcionários da biblioteca, pela amizade e atenção: **Adriano, Ceres, Eliane, Maria Helena, Maria Inês, Marley, Odete e Silvia.**

Aos funcionários do Departamento de Clínica Infantil da Faculdade de Odontologia de Araraquara - FOAr - UNESP, **Toninho, Edson (in memorian), Pedrinho, Arnaldo (in memorian), Dulce, Silvia, Soninha, Celinha, Taninha, Regina, Cris e Odete,** por nos auxiliarem sempre.

Aos funcionários da Secretaria de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Araraquara - FOAr - UNESP, **Mara, Rosângela, Vera, Sylvia e Alexandre,** pela atenção que sempre nos dispensaram em todos os momentos.

## **PREFÁCIO**

---

**Esta tese será apresentada na forma de dois artigos intitulados:**

**Artigo 1** Avaliação qualitativa em modelo experimental fotoelástico do sistema de força gerado pela mola “T” centralizada com pré-ativações preconizadas por Burstone”.

**Artigo 2** Estudo qualitativo fotoelástico do sistema de força gerado pela mola “T” de retração com diferentes pré-ativações.



## SUMÁRIO

---

RESUMO.....	21
ABSTRACT.....	23
INTRODUÇÃO.....	25
REVISÃO DA LITERATURA.....	29
PROPOSIÇÃO.....	49
ARTIGO 1 .....	50
ARTIGO 2 .....	90
REFERÊNCIAS .....	139

## **LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS**

**A** - apical dos dentes

**C/D** - proporção carga/deflexão

**D** - distal dos dentes

**M/F** - proporção momento/força

**M** - mesial dos dentes

**TMA** - titânio molibdênio

**13** - dente esquerdo ao observador

**23** - dente direito ao observador

**X** - eixo x

**Z** - eixo z

**a** - coluna "a" superior do eixo cartesiano

**b** - coluna "b" superior do eixo cartesiano

**c** - coluna "c" superior do eixo cartesiano

**d** - coluna "d" superior do eixo cartesiano

**e** - coluna "e" superior do eixo cartesiano

**f** - coluna "f" superior do eixo cartesiano

**a'** - coluna "a" inferior do eixo cartesiano

**b'** - coluna "b" inferior do eixo cartesiano

**c'** - coluna "c" inferior do eixo cartesiano

**d'** - coluna "d" inferior do eixo cartesiano

**e'** - coluna "e" inferior do eixo cartesiano

**f'** - coluna "f" inferior do eixo cartesiano

**RESUMO**

---

Maia, LGM. Avaliação em modelo fotoelástico do sistema de força gerado pela mola "T" de retração (Dissertação de Mestrado). Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2007.

A fotoelasticidade é um fenômeno ótico muito utilizado em pesquisas da engenharia e da mecânica. Este método avalia áreas submetidas à forças provenientes de sistemas mecânicos complexos e transforma luz comum polarizadas em padrões de luz isoclínicas e isocromáticas denominados franjas fotoelásticas. A fotoelasticidade foi utilizada pela primeira vez em pesquisa odontológica por Zak, em 1935, quando ele aplicava forças ortodônticas de diferentes pontos de aplicação e observava o sistema de força gerado por esse sistema. Esse fenômeno pode ser observado através do polariscópio e os testes são realizados em modelos fotoelásticos construídos a partir da resina epóxi. Baseado nisso, esta pesquisa avaliou o sistema de força gerado pela mola T de retração ortodôntica para fechamento de espaço, confeccionada com fio de titânio-molibdênio de secção transversal 0,017" X 0,025", com três tipos de pré-ativação, sendo a primeira definida por Burstone, a segunda por Marcotte e a terceira, por Souza. A distância interbráquete utilizada foi de 27,0mm e a mola T foi posicionada, centralizada no espaço interbráquete e a avaliação do sistema de força foi analisado tanto para o lado da retração quanto para o lado de ancoragem. Cada mola era ativada em posição neutra, ativação média e ativação máxima. Para o registro dos testes utilizou-se uma máquina digital e após a obtenção dos registros as imagens foram impressas, interpretadas qualitativamente e expressa em gráficos. O sistema de força desenvolvido entre as três pré-ativações mostrou-se com maior concentração de energia para a Mola T com pré-ativação de Souza, seguindo por marcotte e por último, Burstone. Concluiu-se o sistema de força liberado pela Mola T retração, apresentou um sistema de força simétrico entre o segmento de ancoragem e o segmento ativo.

Palavra-chave: Fechamento de espaço ortodôntico.

## **ABSTRACT**

---

Maia, LGM. Evaluation by way of a photo elastic model of the force system generated by a "T" retraction spring (Master degree dissertation). Araraquara: Dental College of the UNESP; 2007.

Photo elasticity is an optical phenomenon used quite a lot in engineering and mechanical research. This method evaluates areas submitted to forces created by complex mechanical systems and transforms ordinary polarized light into patterns of isoclinic and isocromatic light known as photo elastic fringes. Photo elasticity was used for the first time in orthodontic research by Zak, in 1935, when he applied orthodontic forces from different application points and observed the force systems generated by this system. This phenomenon can be observed through the polariscope and the tests are carried out on photo elastic models made from epoxy resin. Based on this, this research evaluated the force system generated by a orthodontic T spring retractor for the closure of spaces, made with a titanium-molybdenum wire with a transversal section of 0,017" X 0,025", with three types of pre-activation, the first having been defined by Burnstone, the second by Marcotte and the third by Souza. The inter-bracket distance used was of 27, 0 mm. and the T spring was placed, centralized in the inter-bracket space and the evaluation of the force system was analyzed both at the retraction point and at the anchorage point. Each spring was activated in a neutral position, medium activation and maximum activation. A digital camera was used to register the tests and, after obtaining the records, the images were printed, qualitatively interpreted and expressed graphically. The force system developed among the three pre-activation types showed a greater energy concentration with the Souza pre-activation type, followed by the Marcotte type and lastly by the Burnstone type. It was concluded that the force system liberated by the T spring retractor presented a symmetrical force system between the anchorage segment and the active segment.

Key word: Closure of orthodontic spaces.



## **INTRODUÇÃO**

---

Em qualquer especialidade da odontologia, o diagnóstico exerce um papel fundamental para um correto plano de tratamento, ocasionando boa função mastigatória, saúde periodontal e melhora na qualidade de vida do indivíduo. Na Ortodontia, não se faz diferente, e um detalhado estudo da queixa e das características da má-oclusão deve fazer parte das informações adquiridas na anamnese, vislumbrando, ao final do tratamento, boa estética facial e perfeito equilíbrio do sistema estomatognático.

No plano de tratamento, a discrepância entre tamanho de dentes e bases ósseas, muitas vezes, leva o Ortodontista a optar por extrações dentárias<sup>4,43</sup>. Nesse caso, o fechamento de espaços poderá ocorrer pela distalização do segmento anterior, mesialização do segmento posterior, ou uma combinação entre as duas situações anteriores<sup>7,26,39,49</sup>. O fechamento de espaço decorrente do movimento do dente, pela aplicação de força ortodôntica, gera efeitos colaterais recíprocos de mesma intensidade e sentidos contrários. Esses efeitos poderão ser desejáveis ou não, sendo minimizados por meio da incorporação de ancoragem e também pela seleção de dispositivos mecânicos de retração que controlem melhor esses efeitos<sup>5</sup>.

Para o fechamento do espaço, dispomos de vários dispositivos eficientes, dentre os quais, a alça T que tem a característica de proporcionar uma baixa proporção carga/deflexão (C/D) resultante de uma grande incorporação de fio no formato da alça e pela utilização da liga de TMA 0,017" x 0,025", o que permitem trabalhar com uma ativação alta, por um período de tempo maior, e uma magnitude de força relativamente baixa, quando comparada com outras alças de alta proporção carga/deflexão.

Além disso, com a alça T, pode-se variar a proporção M/F que é estabelecida entre o centro de resistência do dente e o ponto de aplicação da força ao mesmo. Isso proporciona um maior controle do movimento axial e poder-se-á selecionar movimento de inclinação controlada, inclinação descontrolada, movimento de corpo ou radicular.

O sistema de força gerado pela mola T é controlado pela incorporação das dobras de pré-ativação, quantidade de ativação e posicionamento no espaço adjacente das exodontias. Hoenigl et al.<sup>26</sup> (1995) avaliaram o sistema de força de uma alça T centralizada, utilizando a ativação máxima e desativando-a, gradativamente, até a menor desativação. Concluíram que esse tipo de alça produz um sistema de forças necessário para a completa translação de dentes<sup>26</sup>.

A eficiência desse tipo de alça é demonstrada clinicamente<sup>21</sup> e seu sistema de força é conhecido por meio de pesquisas com ensaio mecânico<sup>26,33,34,38,45-48,51-53</sup> e elemento finito<sup>36</sup>, porém nunca foi avaliados em modelo experimental fotoelástico. A fotoelasticidade é um fenômeno físico, em que certos materiais anisotrópicos apresentam um padrão de franjas coloridas, quando forças são aplicadas sobre esses materiais. Utilizando-se desse fenômeno, inúmeras pesquisas foram desenvolvidas na área da engenharia para aprimorar materiais que recebem cargas constantes e apresentam linhas de fraturas, provindas dessas cargas<sup>15,17,23,37</sup>.

Na Odontologia, a fotoelasticidade foi introduzida na pesquisa Ortodôntica em 1935, por Zak<sup>58</sup>, quando avaliou tipo de movimento dentário, forças e ponto de aplicação destas. Porém, por falta de conhecimento e domínio sobre a metodologia, poucos trabalhos foram produzidos até a década de 70, quando houve significativa utilização

## Introdução

---

desse método e, conseqüentemente, foram criados parâmetros que contribuíram para o desenvolvimento de novas pesquisas<sup>1-3,11-16,18-20,22-25,27-32,41,42,44,50,54-57</sup>.

Atualmente, a fotoelasticidade é muito utilizada na odontologia, principalmente nas áreas da Ortodontia<sup>2,3,11,13,14,16,27,44</sup> cirurgia buco-maxilo facial<sup>29</sup>, dentística restauradora<sup>19,20,28,30,31,35,37,41,50,55</sup>, prótese<sup>32</sup>, periodontia<sup>23</sup> e implantodontia<sup>12,18,24,25</sup> para avaliar o restabelecimento da oclusão.

Dentro dessa linha de raciocínio, este trabalho tem o objetivo avaliar o sistema de forças gerado pela alça T centralizada utilizando-se modelo fotoelástico.

## **REVISÃO DA LITERATURA**

---

**Para melhor entendimento a Revisão da Literatura será dividida em dois tópicos, a saber: fotoelasticidade e alças de retração.**

### **FOTOELASTICIDADE**

Zak<sup>58</sup> (1935) introduziu a fotoelasticidade na odontologia, mais particularmente na Ortodontia. Ele cita os princípios básicos dessa técnica e sua aplicação para visualização de áreas de tensão e pressão por meio de análises qualitativa e quantitativa. Na técnica fotoelástica, o autor fez várias adaptações nas quais ele descreve a composição técnica de fonte de luz, tempo de exposição e materiais empregados para avaliar o modelo fotoelástico. Utilizou uma réplica de incisivos superiores com comprimento de 4,0 a 4,5 cm e com forma anatômica radicular variada. Os dentes eram recortados no sentido ântero-posterior e confeccionados com material de efeito fotoelástico, e o osso alveolar adjacente seguindo o mesmo recorte. Os dentes eram fixados a um aparelho de sustentação que simularia o movimento para avaliar a localização do centro de rotação do dente e as áreas de tensão e pressão no alvéolo. O autor conclui que o método experimental fotoelástico demonstra as forças biomecânicas altas, leves, verticais e horizontais e o tipo de movimento do dente gerado por essas forças.

Glickman et al.<sup>23</sup> (1970) usaram um modelo fotoelástico para avaliar o estresse suportado pelo primeiro molar e primeiro pré-molar quando forças axiais e inclinadas eram aplicadas. Após essa avaliação, uma prótese fixa foi inserida aos dentes, e as forças axiais e inclinadas foram repetidas para novamente serem avaliadas. Uma vez observadas quantitativamente, relataram algumas características para a utilização metodológica da fotoelasticidade. Enfatizaram que o valor da margem entre as franjas depende do tipo de material usado, espessura e comprimento da onda de luz e a temperatura do modelo. Relataram que, para a interpretação das franjas, a força em um determinado ponto será calculada pela determinação de um ponto na ordem das franjas e multiplicado pelo número de vezes o valor da linha.

Caputo et al.<sup>11</sup> (1974) avaliaram, com um polariscópio circular, o efeito fotoelástico de diferentes alças verticais para retração, confeccionadas com fio Elgiloy azul (Rocky Mountain Dental Products Company, Denver Colo), utilizando dois modelos fotoelásticos de um hemi-arco inferior contendo primeiro molar, segundo-pré-molar e canino, sendo que o primeiro pré-molar estava ausente pela “exodontia”. Nas alças de retração, foram incorporadas dobras Gable de 0°, 30°, 45° e 60°. Eles concluíram que uma combinação entre força de ativação e Gable pode produzir movimento controlado; força excessiva pode produzir movimento de inclinação, assim como perda de ancoragem; movimento controlado do canino ocorre quando a força não excede 300 gramas e o ângulo do Gable fica entre 45° e 60°.

Baeten<sup>2</sup> (1975) construiu um modelo resinoso de um arco superior direito e avaliou, utilizando a técnica fotoelástica, vários sistemas mecânicos de retração Ortodôntica. Para análise dos resultados, usou imagens das franjas obtidas por fotografias e representou, por meio de gráfico, os resultados. Nas áreas de compressão, marcou pontos positivos e, nas áreas de tensão, usou pontos negativos. Avaliou vários tipos de mecânica de retração, dentre elas, a mecânica de retração de Ricketts (bioprogressiva) e a alça de retração retangular utilizada por Burstone para retração. Nesta pesquisa, o autor variou espessura e forma do fio, tipo de liga, magnitude da força, braquete e slots. Concluiu que, entre as técnicas avaliadas, as de Burstone e Ricketts tiveram bons resultados por promover um movimento sem fricção, porém a técnica de retração de Ricketts teve baixo controle radicular quando as forças horizontais eram abaixo de 130g; já as técnicas de Burstone promoveram um movimento de inclinação controlada.

Rossato et al.<sup>44</sup> (1982) por meio do método fotoelástico, avaliaram o movimento do canino, comparando a mecânica convencional com "Power Arm". Para isso, reproduziram 15 modelos fotoelásticos de um hemi-arco inferior direito, obtendo segundos molares, primeiros molares e primeiros pré-molares. Para cada mecânica de retração, foram confeccionados dois arcos de fios retangulares, sendo um de 0,021" x 0,025" e o outro de 0,018" x 0,025", sendo alterada a magnitude da força. Concluíram que, no método com "Power Arm", o canino apresentou uma tendência para movimento de corpo; a espessura do fio retangular não alterou a tendência para o movimento de corpo, e a magnitude da força também não alterou o tipo de movimento.



Itoh et al.<sup>27</sup> (1985) reproduziram um modelo anatômico tridimensional de humano com material birrefringente para analisar, por meio do fenômeno fotoelástico, o efeito da tração reversa maxilar no tratamento da Classe III com mordida cruzada anterior por retrusão da maxila. Os autores verificaram três tipos de aparelhos com diferentes unidades de ancoragem, e também o efeito gerado pelo aparelho de tração maxilar com puxada paralela ao plano oclusal e 20 graus inclinado para baixo em relação ao mesmo plano. Concluíram que forças paralelas de protração aplicadas ao molar causaram inclinação anti-horária do dente enquanto a força com vetor de 20 graus para baixo do plano oclusal diminuiu essa inclinação e gerou alguma extrusão; tanto a tração paralela quanto a outra causaram constrição da região anterior da maxila; a protração realizada na região de molares e pré-molares causou rotação anti-horária do plano palatino, porém inclinando esse vetor em 20 graus para baixo do plano oclusal, ocorre diminuição dessa rotação.

Caputo, Stardlee<sup>10</sup> (1987) definiram o efeito fotoelástico como sendo a imagem criada pela diferença entre a velocidade da luz, ao atravessar um objeto sólido sujeito a tensões. Relataram que poderiam usar esse tipo de efeito para observar a tensão das forças mastigatórias exercidas sobre uma restauração. Também estabeleceram a proporcionalidade entre o número de franjas e a intensidade, concentração de tensões e a proximidade entre as franjas.

Chaconas et al.<sup>15</sup> (1990) avaliaram o estresse gerado pela técnica lingual e convencional em modelo fotoelástico. Para isso, colaram bráquetes Ormco edgewise 0,018" x 0,025" na face vestibular e lingual. Os arcos, superior e inferior, foram construídos simulando uma má-oclusão. Os dentes foram esculpidos em cera e por meio de impressão de resina epoxy ivory-colored. Ao final do processo, os dentes foram polidos. Para visualização, foi utilizado um polariscópio circular. O modelo era observado antes das aplicações das tensões provocadas pela colocação dos fios. Os primeiros resultados obtidos demonstraram uma concentração menor de forças no sistema lingual, apresentando áreas de tensões concentradas no ápice mesial da raiz do primeiro molar e sobrepondo com o ápice do segundo pré-molar, sendo também observadas tensões na crista do alvéolo entre os dentes. Na aplicação vestibular, a principal concentração de força foi encontrada ao longo da raiz mesial e no lado esquerdo do primeiro molar, estendendo no ápice da crista do alvéolo. Pode-se dizer que os dois sistemas (vestibular e lingual) apresentaram avaliação similar para a maxila. Na mandíbula, o arco vestibular gerou maior intensidade do que o arco lingual. No arco de retração, foi gerado área de tensão na região anterior direita, com forma de alças helicoidais. Os resultados demonstraram que a distribuição de forças foram similares, porém a técnica lingual gerou forças maiores.

Yoon et al.<sup>57</sup> (2002) avaliaram a distribuição de estresse entre dois tipos de sistemas para correção de mordida cruzada posterior dentária, em que o segundo molar encontrava-se em língua versão, e usaram um modelo fotoelástico para avaliar a distribuição de estresse entre os dois sistemas. Na construção dos dentes do modelo, foi utilizada a resina Ivory-colored. A unidade de ancoragem do sistema ortodôntico foi construída com um arco lingual de 0,036", soldado na região dos primeiros molares inferiores. Para a movimentação dos segundos molares, um botão lingual foi soldado na face lingual da banda, e um tubo era soldado na face vestibular da banda do outro segundo molar para a inserção do elástico em cadeia. Uma alça de TMA 0,017" X 0,025" foi confeccionada e adaptada ao tubo vestibular dos primeiros molares. A ativação era obtida com a inserção do elástico em corrente ao fio de TMA. A aplicação de força nos elásticos era de 8 a 10 onças. O modelo foi avaliado através do polariscópio circular de transmissão, antes e depois da ativação. A conclusão do estudo segue com a seguinte descrição: 1) na aplicação por vestibular, o estresse tornou-se mais concentrado na crista alveolar lingual e, no ápice da raiz na região do segundo molar, o efeito colateral foi observado com uma força de extrusão no dente 31; 2) o estresse foi mais acentuado na aplicação da força por tração lingual, provocando uma força intrusiva no dente 31 como efeito colateral; 3) quando a força era aplicada simultaneamente no segundo molar direito e esquerdo, a mesma se tornava mais distante do centro de resistência do dente. A interferência provocada pela extrusão do segundo molar como efeito colateral era maior durante a tração lingual.

Oliveira<sup>41</sup> (2003) avaliou, por meio de imagens obtidas em polariscópio, as propriedades físicas da resina epóxi fotoelástica, quando forças eram aplicadas sobre um implante metálico. Descreveu suas características quanto à recuperação elástica, birrefringência e danos físicos. Concluiu que a resina epóxi apresenta adequadas propriedades para avaliação fotoelástica de esforços aplicados sobre corpos. Até um limite de 2Kgf, o material propicia boas condições de leitura e separação das franjas; ao atingir 6,0Kgf, o material começa a apresentar alterações estruturais que culminam com seu rompimento aos 6,5Kgf. A inter-relação engenharia/odontologia, através de interesses multidisciplinares no desenvolvimento de técnicas e tecnologias, em muito tem contribuído para o crescimento das profissões e melhoria de seus produtos.

Badaró Filho<sup>1</sup> (2003) pelo método fotoelástico, analisou qualitativa e quantitativamente as alterações ocorridas entre as ligas: Paládio/prata (Pors-On 4) e Níquel-Cromo (Verabond) antes e após a fundição, além de verificar a condição de passividade de assentamento de barras Dolder com pilares tipos Ucla, plástico e com cinta de ouro sem aplicação de cargas. Foi possível medir as alterações ocorridas antes e após as fundições das ligas e, independente do tipo de liga, essa contração ocorreu.

Watanabe et al.<sup>54</sup> (2004) propuseram a utilização de um Typodont fotoelástico para avaliação qualitativa da correção do trespasse vertical acentuado, utilizando a técnica do arco segmentado. Na obtenção do modelo fotoelástico, uma armação de acrílico foi confeccionada no formato de uma parábola para reproduzir uma arcada. Neste estudo, o modelo fotoelástico foi obtido por uma mistura de água, gelatina e glicerina. Os autores concluíram que o método fotoelástico utilizado para avaliação da mecânica de intrusão foi eficiente na visualização do movimento intrusivo, sendo um recurso efetivo a ser utilizado no ensino da Ortodontia.

### **ALÇAS DE RETRAÇÃO**

Burstone, Koenig<sup>7</sup> (1976) relataram que, na mecânica de retração por fricção, o movimento de translação do dente sofre influência pela deformação do fio e sua magnitude da força torna-se difícil de ser determinada. Baseado no conceito de proporção momento/força e carga/deflexão, eles construíram uma alça "T" com fio de aço 0,010" x 0,020" e acreditavam que esse tipo de alça permitiria maior controle do centro de rotação dos dentes retraídos. Esse centro poderia ser modificado pela incorporação de dobras de pré-ativação. Os autores consideraram os fatores responsáveis pela otimização na retração do dente quando alças de retração vertical são utilizadas e descrevem características principais desse sistema de retração: 1) a proporção momento/força (M/F) que determina o centro de rotação do dente durante o movimento; 2) o ponto de aplicação da força; 3) e o índice força/deflexão ( $F / \Delta$ ) e/ou o índice de

momento/rotação (M/O). Os índices de força/deflexão definem a força por unidade ou a velocidade da perda de energia em uma mola de retração. Eles detectaram que a incorporação de helicóides às alças reduziria a proporção carga/deflexão sem alterar a proporção momento/força, sendo esta influenciada diretamente pela desativação da mola.

Burstone, Pryputniewicz<sup>9</sup> (1980) usaram a técnica experimental holográfica para avaliar, em um modelo de incisivo maxilar, os resultados obtidos pela alteração do ponto de aplicação de força e as mudanças do centro de rotação desse dente. Descreveram alguns princípios da técnica e suas vantagens na utilização de pesquisas em ortodontia. O resultado demonstrou que o centro de resistência estava localizado a 9,9mm em direção apical ao braquete; a magnitude de rotação dentária era nula quando o ponto de aplicação coincidia com o centro de resistência e aumentava quando o ponto de aplicação afastava-se do centro de resistência.

Burstone<sup>6</sup> (1982) classificou o fechamento de espaço em três grupos, dependendo do tipo de ancoragem em casos tratados com extração dentária. Naqueles casos que necessitariam de retração anterior preservando ancoragem do segmento posterior, ele classificou em ancoragem do tipo A; já para aqueles cujos espaços seriam fechados com distalização do segmento anterior e mesialização do segmento posterior, ele classificou em ancoragem do tipo B; e para aquele em que seriam fechados os espaços apenas com mesialização do segmento posterior, seria do tipo C. O autor propôs variação da quantidade de ativação e do

posicionamento da mola T confeccionada com fio de Beta-titânio (TMA) 0,017" x 0,025" para conseguir ancoragem diferencial, variando o sistema de força da alça. Considerou a importância da magnitude e direção da força, assim como a característica da proporção carga/deflexão e momento/força resultante do sistema de retração utilizado no fechamento do espaço.

Gjessing<sup>22</sup> (1985) avaliou, em máquina de ensaio mecânico para medição de força e momento, o sistema de força de uma alça confeccionada com fio de aço inoxidável 0,016" x 0,022". Em seu desenho, a alça era composta de dois loops com 10,0mm de altura e 5,0mm de largura, posicionados cervicalmente, e uma alça menor posicionada oclusalmente. O autor acreditava que a incorporação de helicóides diminuiria a proporção carga/deflexão. A força inicial dessa alça era de 160g quando ativada 1,5mm. A proporção momento/força gerada 11:1 para a dobra de anti-inclinação era de 15 a 30 graus.

Manhartsberger et al.<sup>38</sup> (1989) enfatizaram que o sistema de retração sem fricção é superior ao sistema de retração com fricção, além da importância da pré-calibragem das alças de fechamento de espaço utilizada na técnica do arco segmentado. Relataram que o controle de momento produzido na unidade alfa e beta e também das forças horizontais constitui características inerentes a essas pré-ativações. Relataram o efeito produzido por dois tipos de dobras de pré-ativação, sendo um grupo com dobras concentradas e outro grupo com uma curvatura suave na região das pré-ativações. Na pesquisa, foram confeccionadas nove molas para cada grupo, com fio de TMA de secção

transversal 0,016" x 0,022" e 0,017" x 0,025", sendo simulada uma distância interbraquete de 28,0mm onde as alças eram ativadas a 7,0mm e desativadas gradualmente. O sistema de forças foi mensurado por uma máquina de avaliação de forças e momentos, desenvolvida pela Universidade de Connecticut no Departamento de Ortodontia. Os resultados demonstraram que, no Grupo com pré-ativação concentrada nas molas confeccionadas com fio de TMA 0,17" x 0,025", a força horizontal com ativação de 7,0mm foi de 360,3g, reduzindo para 246,4g com a ativação de 5,0mm, caindo para 96,9g com ativação de 2,0mm e na ativação de 0,0mm, a força reduziu a 5,1g. Já a forças verticais, respectivamente as essas ativações, apresentaram-se: 11,2g; 9,3g; 4,9g e 2,8g. Para a proporção momento força com ativação de 7,0mm, foi de 1926,2 g/mm para a unidade alfa e reduziu para 1745,4 g/mm com ativação de 5,0mm, 1326 g/mm com ativação de 2,0mm e 1060,61g/mm com ativação de 0,0mm. No grupo da mola com pré-ativação gradual confeccionada com fio de TMA 0,017" x 0,025", a força horizontal com ativação de 7,0mm foi de 346,3g, reduzindo para 257,9g com a ativação de 5,0mm, caindo para 117,9g com ativação de 2,0mm e na ativação de 0,0mm, a força reduziu a 5,5g. Já a forças verticais, respectivamente as essas ativações, apresentaram-se: 16,2g; 13,1g; 7,6g e 4,9g. Para a proporção momento força com ativação de 7,0mm, foi de 2578,4 g/mm para a unidade alfa e reduziu para 2372,4 g/mm com ativação de 5,0mm, 1953,2 g/mm com ativação de 2,0mm e 1681,3g/mm com ativação de 0,0mm.



Melsen et al.<sup>40</sup> (1990) descreveram que uma simples força aplicada à coroa do dente resultará em movimento de inclinação descontrolada porque essa força passa longe do centro de resistência do dente. Quando há necessidade clínica de um movimento de inclinação controlada, translação ou movimento radicular, momentos deverão ser inseridos aos bráquetes para contrapor a magnitude da força do aparelho, a fim de controlar o centro de rotação do dente. Nesse caso, ocorrerá alteração da proporção momento/força. Quanto maior essa proporção, maior movimento radicular teremos. Os autores descreveram a localização do centro de resistência do dente e também o centro de resistência quando há retração de quatro ou seis dentes anteriores. Avaliaram por meio de radiografias cefalométricas de 25 pacientes Cl II tratados com extrações de primeiros pré-molares, a eficiência da mola T confeccionada com fio de TMA 0,017" x 0,025" e 0,018" x 0,025" no controle de fechamento de espaço, e concluíram que esse tipo de sistema de retração é muito eficiente para gerar movimentos controlados.

Hoenigl et al.<sup>26</sup> (1995) avaliaram o sistema de força da mola T centralizada pré-fabricada e pré-ativada. O aparelho de medição consistiu de duas extremidades que representavam os segmentos de dentes ativos (anteriores) e os reativos (posteriores). Para simular a situação clínica, um bráquete de tubo vertical de Burstone foi colocado no segmento anterior, e um braquete molar com tubo auxiliar foi colocado no segmento posterior. As forças horizontais e verticais foram medidas nas duas unidades. Vinte molas T foram fabricadas, pré-ativadas e centralizadas. As distâncias entre bráquetes eram de 21, 24, 27 e 30,0mm.

A ativação inicial foi de 7,0mm; a média aritmética das forças para as quatro distâncias entre bráquetes foi de 230g a 256g. A força mais baixa foi de 222g para a distância interbraquete de 21,0mm, e a mais alta foi de 287g com a distância interbraquete de 27,0mm. Após desativação de 3,0mm., a média da força horizontal diminuiu para 110g a 138g. A força mais baixa medida foi de 103g contra a mais alta de 160g. A média da proporção do momento alfa/força foi de 7,4 a 8,0 em uma ativação da mola de 7,0mm e aumentou para 11,5 a 13,2, enquanto a mola foi desativada até 4,0mm. A proporção do momento beta/força foi de 7,4 a 9,2 em uma ativação da mola de 7,0mm e aumentou para 12,8 a 14,8, enquanto a mola foi desativada até 4,0mm. Deduziram que nenhuma diferença significativa entre os testes foi encontrada e também molas T centralizadas podem produzir sistemas de forças necessários à completa translação de dentes e que esses sistemas de força possam ser duplicados por operadores diferentes.

Fuziy<sup>21</sup> (1997) avaliou 25 pacientes utilizando três tipos de mecânica para retração parcial de canino. O grupo 1 foi composto de mola T de Burstone; o grupo 2, mola vertical fechada com helicóide, e o grupo 3 utilizou mecânica de deslizamento com elástico. No grupo 1, a mola foi ativada 6,0mm, sendo reativada a cada quatro semanas até serem completadas três ativações; no grupo 2, a mola era ativada na parte distal 1,0mm e reativada a cada quatro semanas até serem completadas três ativações; e o grupo 3, com elástico de látex em cadeia acoplado a fio de amarrilho 0,010" ativando 3,0mm do comprimento original do elástico, sendo trocado a cada quatro semanas, repetindo por três ativações. O autor conclui que a retração foi superior para o grupo 2, em relação ao

grupo 1 que, por sua vez, foi maior que o grupo 3 no quadrante inferior esquerdo. Já para o quadrante superior direito e esquerdo, houve maior distalização do grupo 1 em relação ao grupo 2 que, por sua vez, foi maior que o grupo 3. Em relação à velocidade da retração, ele conclui que foi superior no grupo 1 em relação ao grupo 2 que, por sua vez, foi maior em relação ao grupo 3. Em relação ao controle da inclinação, demonstrou que houve movimento de inclinação controlada para o grupo 1, inclinação descontrolada associada à extrusão dentária para o grupo 2, e inclinação descontrolada para o grupo 3.

Burstone, Kuhlberg<sup>8</sup> (1997) descreveram o sistema de força produzido pela mola T, confeccionada com liga de titânio-molibdênio de secção transversal 0,017" x 0,025". As molas foram deslocadas em sete posições: centro, 1, 2 e 3,0mm descentralizados em direção aos pontos de ancoragem Alfa e Beta. Enfatizaram que o sistema de força produzido por esse sistema, consiste em vários componentes: momento alfa, momento beta, forças horizontais e forças verticais. Os testes foram feitos no aparelho específico do laboratório de biomecânica da Universidade de Connecticut, departamento de Ortodontia. A distância padrão entre os suportes do aparelho de medição era de 23,0mm. Essa distância representa a média da distância entre os pontos de apoio entre um primeiro molar e um canino. Os resultados apresentavam os momentos alfa e beta iguais para a mola centralizada, e a proporção dos momentos foi próxima de 1.0 em toda extensão da ativação. O maior momento foi associado a um ponto de ação mais próximo ao centro da mola, e as forças verticais aumentaram com a maior descentralização. Concluíram que: 1) A mola T centralizada produz momentos iguais e opostos e apresentando

forças verticais desprezíveis; 2) O posicionamento descentralizado da mola T produz momentos diferenciais. 3) O posicionamento mais posterior produz um momento Beta aumentado e intrusão do canino. 3) O posicionamento mais anterior produz um momento Alfa aumentado e uma tendência de extrusão do canino; 4) A mola T em formato padrão pode ser usada para diferentes necessidades de ancoragem por meio da alteração da ativação e da posição mesiodistal da mola.

Shimizu<sup>45</sup> (1999) com objetivo de: 1) estabelecer o sistema de força gerado pela mola Bull e T; 2) avaliar se a introdução de alterações nos sistemas de forças das alças, relacionadas às variações das secções transversais dos fios ortodônticos, da quantidade das pré-ativações e das ativações satisfazem os requisitos necessários para todos os tipos de movimentos dentários; 3) e verificar se existem diferenças significativas nos sistemas de forças, bem como se alguma mola proporcionou um sistema de forças mais apropriado. Para isso, construiu 80 molas do tipo T e 80 do tipo Bull, com fio de aço inoxidável 18/8, com quatro diferentes secções transversais. Para cada tipo, foram inseridas quatro diferentes intensidades totais de pré-ativação: 0°, 20°, 30° e 40° com diferentes ativações. Concluiu que 1) a inserção das dobras de pré-ativação aumentou significativamente as magnitudes de forças geradas pela alça Bull, não ocorrendo o mesmo para as molas T; 2) as molas T geraram proporções carga/deflexão mais baixas que as alças Bull; 3) as molas T geraram altas proporções momento/força; 4) Avaliando os sistemas de força gerada por ambas, as molas T apresentaram resultados mais satisfatórios.

Shimizu et al.<sup>46</sup> (2002) avaliaram o sistema de força liberado pela alça Bull modificada, centralizada no espaço interbraquete. A amostra constituiu de 80 molas construídas com fio de aço inoxidável 18/8 com quatro diferentes secções transversais: 0,017" x 0,025"; 0,018" x 0,025"; 0,019" x 0,025" e 0,021" x 0,025". As molas foram divididas em 4 grupos de 20 para cada secção transversal. Em seu desenho, a alça constituía uma altura de 7,0mm e uma largura de 3,0mm de diâmetro. Foram inseridas 4 diferentes intensidades de pré-ativações, sendo: 0°, 20° (10° segmento alfa e 10° segmento beta) , 30° (15° segmento alfa e 15° segmento beta) e 40° (20° segmento alfa e 20° segmento beta) . Os testes foram feitos em máquina universal de ensaio da marca Instron modelo TTDML, um transdutor de momentos e um indicador digital para extensometria. Concluíram que as molas Bull modificadas geraram uma alta proporção carga/deflexão, uma baixa proporção momento/força, e a incorporação das dobras de pré-ativações aumentou significativamente as magnitudes de forças.

Souza et al.<sup>47</sup> (2003) avaliaram as proporções carga/deflexão e momento/força da mola vertical em T nas configurações de pré-ativação utilizada pela disciplina de Ortodontia da Faculdade de Odontologia de Araraquara. A característica do desenho da mola era 7,0mm de altura, sendo 5,0mm da haste vertical e 2,0mm da porção apical, e 10,0mm de largura, confeccionada com fio de TMA 0,017" x 0,025". Na porção apical, a mola era aberta 30°. A alça totalizava um ângulo de pré-ativação de 190°. Uma ativação de 5,0mm foi utilizada e posteriormente desativada a cada 0,5mm, sendo avaliada por máquina universal de

ensaio. Os resultados mostraram bom controle clínico dessas alças na retração anterior e de caninos para o movimento de inclinação controlada, movimento de translação e torque radicular. Concluíram que a mola T de retração com o padrão de pré-ativação da Unesp-Araraquara dá subsídio ao ortodontista para sua aplicação clínica.

Thiesen et al.<sup>52</sup> (2004) estudaram o sistema de força gerado pela mola em forma de gota, gota com helicóide, T e T com helicóide, todas confeccionadas em fio de aço inoxidável de secção 0,017" x 0,025" e 0,019" x 0,025", centralizadas no espaço interbraquetes e também variaram a intensidade da pré-ativação. A amostra foi composta de 80 molas divididas em 4 grupos de 20, e cada grupo foi dividido em 2 subgrupos para cada secção transversal. Testes mecânicos foram feitos para avaliar a magnitude de força e proporção momento força da ativação de até 4,0mm em intervalo avaliado a cada 1,0mm. Os resultados dos testes mostraram-se mais satisfatórios para a mola T com helicóide; a proporção momento força aumentou com o aumento das dobras de pré-ativações; a magnitude de força aumentou, respectivamente, para a alça em gota, gota com helicóide, T e T com helicóide.

Thiesen et al.<sup>51</sup> (2004) avaliaram o sistema de força liberado pela mola em Gota e T quando inserida pré-ativação de 40°. A amostra constituiu 40 molas, sendo 20 em forma de Gota e 20 em T. Os autores utilizaram máquina de ensaio mecânico para mensuração dos resultados. Cada corpo de prova foi centralizado e ativado até 3,0mm, com uma distância de 21,0mm para simular a distância entre braquete de canino e tubo de primeiro molar. Concluíram que a incorporação de pré-ativação aumenta significativamente a magnitude de força, momento, proporção momento/força; a alça em gota apresentou um bom nível de força para movimentar dente, porém baixa proporção momento/força, ocasionando movimento de inclinação descontrolada; a mola T gerou proporção carga/deflexão relativamente baixa, com elevado índice momento/força.

Lanes et al.<sup>34</sup> (2004) avaliaram o sistema de força da mola T e em forma de gota, ambas confeccionadas com fio retangular de secção transversal 0,019" x 0,024" com alturas respectivas a 6,0mm, 8,0mm e 10,0mm. As molas foram distendidas de 0,75mm a 2,25mm. Para cada amostra, foram utilizadas 5 molas, totalizando 30 avaliadas por máquina de ensaio mecânico instron, comparando os resultados entre as alças. Os resultados mostraram que as alças em Gota liberaram forças maiores do que as na forma de T; a altura das alças influenciou diretamente a força liberada pelas mesmas, sendo que quanto maior a altura da alça, menor a força liberada. Já a quantidade de ativação é diretamente proporcional à força liberada. Concluíram que o desenho, a altura e a ativação dessas alças exerceram influência sobre a magnitude de força liberada; as alças

em T apresentaram magnitude menor de força quando comparadas com as em Gota; Quanto maior a altura das alças, menor a força liberada por elas; quanto maior a ativação dessas alças, maior a força gerada por elas.

Souza et al.<sup>48</sup> (2005) descreveram o sistema de forças liberado pela mola T de retração, confeccionada com fio de TMA de secção 0,017" x 0,025", e avaliaram a força horizontal e as proporções carga/deflexão e momento/força. As alças seguiram a pré-ativação utilizada por Marcotte. As características dimensionais dessa mola eram de 7,0mm de altura, sendo 5,0mm da haste vertical e 2,0mm da porção apical, e 10,0mm de largura. Na porção apical, essa mola foi aberta 45° e totalizava um ângulo de pré-ativação de 190°. Uma ativação de 5,0mm foi utilizada e, posteriormente, desativada a cada 0,5mm, sendo avaliada por máquina universal de ensaio com um transdutor de momentos simulando a distância interbraquete de 23,0mm. Os resultados mostraram bom controle clínico dessas alças na retração anterior e de caninos para o movimento de inclinação controlada, movimento de translação e torque radicular. De acordo com esses resultados, a alça T com pré-ativação preconizada por Marcotte permite ao ortodontista sua utilização clínica, iniciando com movimento de inclinação controlada seguida de movimento de translação e movimento radicular.



Lotti et al.<sup>36</sup> (2006) pelo método de elemento finito, avaliaram o sistema de força liberado pela mola T, confeccionada com fio de aço inoxidável e ausentes de dobras de pré-ativação. Para isso, foram simulados bráquetes com slots 0,018" x 0,030", posicionados paralelamente, de forma que quando o fio fosse inserido ficasse passível. A força empregada foi de 1N, avaliada nas posições próximo do molar, centralizada e próximo ao canino. Os autores concluíram que: 1) a aproximação da mola a uma das unidades tenderá a diminuir seu deslocamento e sua inclinação; 2) a magnitude de rotação será maior nos dentes mais afastados da alça; 3) o componente de força extrusiva será maior do lado mais próximo à mola e o componente intrusivo do lado mais afastado da mola; 4) as alças equidistantes não eliminam completamente o componente de força vertical; 5) a distribuição de tensão ao redor do osso alveolar apresentou maior magnitude ao redor do canino do que do molar e tensão máxima quando a alça estava próxima do molar; 6) a não-inserção de pré-ativação, anti-inclinação e anti-rotação impossibilita a obtenção de um movimento de inclinação controlada, translação e radicular; 7) a utilização do MEF não possibilita a avaliação mecânica da mola T de retração com os ajustes apropriados para a utilização clínica e 8) a avaliação da mola T sem as dobras de pré-ativação ressalta a importância dessas para obter movimento de translação.

Viecilli<sup>55</sup> (2006) determinou modificação geométrica para controle de ancoragem do grupo A no fechamento de espaço, observando a ancoragem posterior e a inclinação dos seis dentes anteriores. Nesta pesquisa, foi utilizado um programa de computador para simular matematicamente os sistemas de força gerados por alças de retração, dependendo de seu desenho e pré-ativações inseridas nessa alça. A mola T estudada foi a de ancoragem do grupo A e os resultados foram obtidos para avaliar a perda de ancoragem do segmento posterior e o tipo de inclinação do segmento anterior. A distância interbraquete simulada no programa foi de 23,0mm, confeccionada com fio de TMA de secção 0,017" x 0,025". As características no desenho eram: 16,0mm em sua porção apical e sua altura era de 8,0mm, sendo a mola inserida e deslocada anteriormente, justa ao canino. O autor conclui que esse sistema de força avaliado utilizando este tipo de programa aproxima-se do que acontece clinicamente.

Thiesen et al.<sup>53</sup> (2006) analisaram o comportamento mecânico de molas ortodônticas para fechamento de espaços, verificando o sistema de forças produzido por molas. Neste estudo, os autores fizeram uma variação na secção transversal do fio, no tipo de liga utilizada, na incorporação de pré-ativação e na incorporação de helicóides. O objetivo foi determinar, dentre as variáveis, as que mais influenciam a magnitude de força horizontal, a proporção momento/força e a proporção carga/deflexão. Para essa análise, foram confeccionadas 80 molas e divididas em dois grupos (G1 e G2) de 40 molas e subdivididas em dois subgrupos de 20 molas, e novamente divididas em dois grupos de 10

molares. As molas foram centralizadas em uma distância interbraquete de 21,0mm e desativadas a cada 1,0mm sendo analisadas por ensaio mecânico, utilizando um equipamento instron, modelo TTDML (Instron Inc., Canton, MA, USA.). Concluíram que: 1) as molas T produziram maiores magnitudes de força horizontal e relação carga/deflexão do que as molas T com helicóides; 2) as molas T com helicóides e T sem helicóides, na inserção de dobras de pré-ativação, confeccionadas com aço e confeccionadas com beta-titânio, produziram alta proporção momento/força; 3) o aumento da secção transversal do fio promoveu um aumento na magnitude força horizontal e na proporção carga/deflexão; 4) a inserção de dobras de pré-ativação nas molas ocasionou aumento nos valores da proporção momento/força; 5) as molas confeccionadas com fio de beta-titânio proporcionaram menores magnitudes de força horizontal; 6) dentre todas as variáveis analisadas, aquela que apresentou maior influência na força horizontal e relação carga/deflexão produzida pela mola T foi a liga metálica.

**PROPOSIÇÃO**

---

## **PROPOSIÇÃO GERAL**

Analisar qualitativamente, por meio da técnica experimental fotoelástica, o sistema de força gerado pela mola T de retração, centralizada e confeccionada com fio de titânio-molibdênio com diferentes pré-ativações.

## **PROPOSIÇÕES ESPECÍFICAS**

**Artigo 1-** Avaliação qualitativa em modelo experimental fotoelástico do sistema de força gerado pela alça "T" centralizada com pré-ativações preconizadas por Burstone.

(A ser submetido para publicação no periódico Dental Press Internacional)

**Artigo 2-** Estudo qualitativo fotoelástico do sistema de força gerado pela mola "T" de retração com diferentes pré-ativações.

(A ser submetido para publicação no periódico Dental Press Internacional)



---

**Avaliação qualitativa em modelo experimental fotoelástico do sistema de força gerado pela mola "T" centralizada com pré-ativações preconizadas por Burstone".**

**Objetivo:** Avaliar o sistema de força gerado pela mola T centralizada no espaço interbráquete, com pré-ativação preconizada por Burstone.

**Material e método:** Foi avaliada, utilizando-se modelos fotoelásticos, a mola T com pré-ativações preconizadas por Burstone, confeccionada com fio retangular de titânio-molibdênio (TMA) de secção 0,017" x 0,025", centralizada e com ativação de 6,0mm, 3,0mm e em posição neutra. Para melhor confiabilidade dos resultados, os testes foram repetidos em três modelos igualmente duplicados e confeccionados pelo mesmo operador. Utilizou-se uma distância interbráquete de 27,0mm. Para compreensão dos resultados, as franjas foram visualizadas através do polariscópio, fotografadas e analisadas qualitativamente. **Resultados:** Por meio da análise qualitativa da ordem de franjas no modelo fotoelástico, notou-se que nas extremidades de retração e ancoragem, ambas apresentaram simetria no sistema de força, em toda extensão radicular.

**Palavras-chave:** Fechamento de espaço ortodôntico.

## INTRODUÇÃO

Na terapêutica Ortodôntica, por meio de um detalhado diagnóstico, a extração de pré-molares é um procedimento algumas vezes adotado e requer do Ortodontista um conhecimento acurado da biomecânica no fechamento dos espaços remanescentes, assim como os princípios histológicos, anatômicos e fisiológicos<sup>2,29</sup>.

O fechamento do espaço poderá ocorrer pela distalização dos dentes anteriores, mesialização do segmento posterior ou uma combinação entre elas<sup>5,25</sup>. Nessa fase, é importante que o profissional escolha o dispositivo a ser utilizado de acordo com o tipo de ancoragem necessária, observando o sistema de força liberado, de modo que haja bom controle do movimento sem agredir as estruturas adjacentes aos dentes<sup>1,2,3,4,5,6,7,8,9,11,14,15,20,21,25,28,32,33,35,36,37</sup>.

Pensando nesse sistema de força e considerando os princípios da técnica do arco segmentado<sup>4</sup>, Burstone<sup>7</sup>, em 1982, idealizou a mola T confeccionada com fio de Titânio-molibdênio, de secção 0,018" x 0,025" ou 0,017" x 0,025", a qual possibilitaria ao clínico trabalhar de forma mais previsível, e seu sistema de força liberado seria intimamente relacionado à quantidade de ativação e à incorporação das dobras de pré-ativação<sup>7</sup>. Com isso, seria possível controlar de forma mais precisa o centro de rotação dos dentes.

De forma peculiar, a mola T proporciona baixa magnitude de força em quantidades de ativações altas. Isso ocorre em função do tipo de liga utilizada e pela grande quantidade de fio incorporada em seu desenho. Clinicamente, isso é muito positivo, uma vez que a quantidade



de ativação é muito grande e a perda de força é relativamente baixa quando comparadas a outros dispositivos de fechamento de espaço.

Assim sendo, esse dispositivo ainda apresenta níveis satisfatórios na proporção momento/força (M/F) e carga/deflexão (C/D).

A literatura científica com trabalhos de ensaio mecânico e pesquisa clínica demonstra que a mola T preconizada por Burstone<sup>7</sup> gera um sistema de força eficiente para movimentos dentários controlados, porém seu sistema de força não foi avaliado em modelo experimental fotoelástico. Esse método consiste na observação qualitativa e, ou quantitativa de áreas de tensão em modelos resinosos que óticamente são visualizados através de ordem de franjas, quando submetidos à tensão<sup>3,9,10,11,12,13,16,17,18,19,21,23,27,34,38</sup>.

Esse método é muito utilizado no estudo da engenharia e da física. Na odontologia, foi introduzido por Zak<sup>38</sup>, em 1935, quando observou a movimentação de modelos dentários variando o ponto de aplicação da força e, desde então, vem sendo utilizado em diferentes especialidades para estudo de biomateriais.

Assim, o propósito deste estudo é avaliar, em modelo experimental fotoelástico, o sistema de força gerado pela mola T de Burstone, centralizada no espaço interbráquete, buscando, por meio de análise qualitativa, respaldar de forma a complementar as pesquisas já existentes.

## MATERIAL E MÉTODO

Foi utilizada a técnica da análise experimental fotoelástica que transforma as forças internas mecânicas produzidas em padrões de luz visíveis que indicam a localização e a magnitude da tensão. Isso se baseia no princípio de quando um feixe de luz polarizada passa através de um material birrefringente, e essa diferença entre a velocidade dos feixes é observada com filtro polarizante. O equipamento utilizado para visualização do efeito fotoelástico foi o polariscópio circular (Fig. 1) que consiste de um sistema de iluminação (Fig. 1A): um par de polarizadores (Fig. 1B) e um suporte para sustentar o modelo fotoelástico (Fig. 1C) a ser observado e uma câmera para obtenção das imagens e análise dos resultados<sup>23</sup> (Fig. 1D).

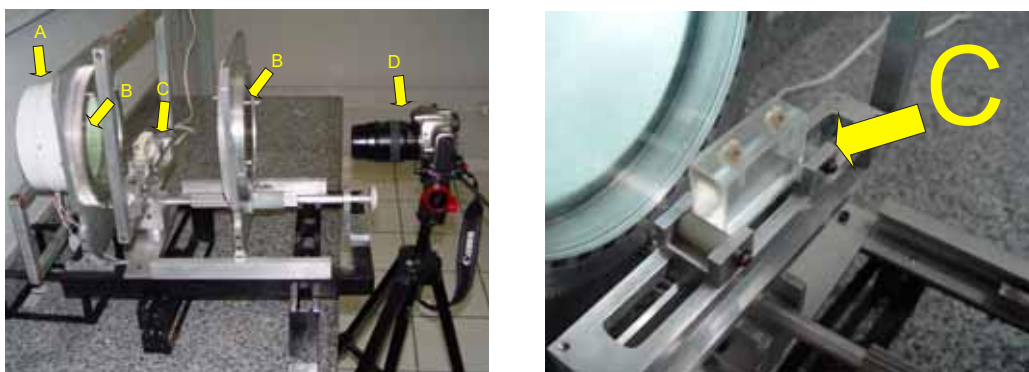


FIGURA 1. Polariscópio circular, projetado e produzido pelos Docentes da Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia-MG.

---

Inicialmente, realizaram-se testes experimentais em 5 modelos-piloto, com a finalidade de permitir uma correta investigação da metodologia e materiais a serem utilizados, definir o número de repetições necessárias, técnica de confecção dos modelos, técnica de leitura, calibração do pesquisador para a obtenção de resultados precisos<sup>27</sup>.

**O estudo piloto e a revisão da literatura permitiram definir critério para a obtenção dos materiais e modelos ideais, a fim de realizar os ensaios fotoelásticos, a saber:**

1. Evitar a sobreposição das franjas. Esse fenômeno ocorre quando utilizamos dentes multirradiculares, ou também quando a distância entre os dentes é pequena a ponto de ocorrer sobreposição das franjas quando as forças são aplicadas.
2. Evitou-se material de propriedade de baixa fluência, ou seja, com retorno lento à condição inicial quando cessada a aplicação de força e, principalmente, por apresentarem tensões residuais antes e após suspensão da força aplicada<sup>27</sup>.
3. O material ideal para a obtenção do modelo deve apresentar alta constante ótica, baixo módulo de elasticidade, alta resistência ótica e mecânica, alto limite de proporcionalidade relativo à deformação e flexibilidade, fácil obtenção, facilidade de usinagem, transparência, ausência de manchas e de tensões residuais e baixo custo<sup>27</sup>.

Após a confecção dos pilotos, foram produzidos três modelos fotoelásticos a partir de um modelo-mestre, confeccionado em fórmica, com dimensões de 60,0mm de comprimento, 40,0mm de altura e 20,0mm de espessura. Para simular e reproduzir a posição dos caninos no modelo fotoelástico, duas coroas de dentes caninos foram posicionadas e coladas com Adesivo instantâneo universal (SUPER BONDER) Loctite® a uma distância que pudesse posicionar futuramente os bráquetes a 27,0mm (Fig. 2).



FIGURA 2. Modelo-mestre confeccionado de fórmica para servir de duplicador. Observar o posicionamento das coroas dos caninos que servirão de parâmetro para o modelo fotoelástico.

Uma caixa de cera utilidade foi confeccionada com as seguintes dimensões: 120,0mm de largura, 140,0mm de comprimento e 90,0mm de altura para que pudesse ser posicionado o modelo-mestre e, posteriormente despejou-se a Borracha de silicona ASB-10 Azul, fabricante - Polipox indústria e comércio Ltda., São Paulo, Brasil devidamente manipulada com o catalisador para borracha, fabricante - Polipox Indústria e comércio Ltda. São Paulo-Brasil (Fig. 3), de acordo com a recomendação do fabricante, obtendo-se, assim, o negativo. Nessa fase, posicionaram-se os dentes caninos em seus respectivos locais, tomando-se o cuidado para que não houvesse contaminação por umidade e/ou

oleosidade na superfície da raiz dos caninos e na silicona. Nesse momento, manipulou-se e incrustou-se a resina epoxi fotoelástica para a obtenção do modelo fotoelástico definitivo (Fig. 4).

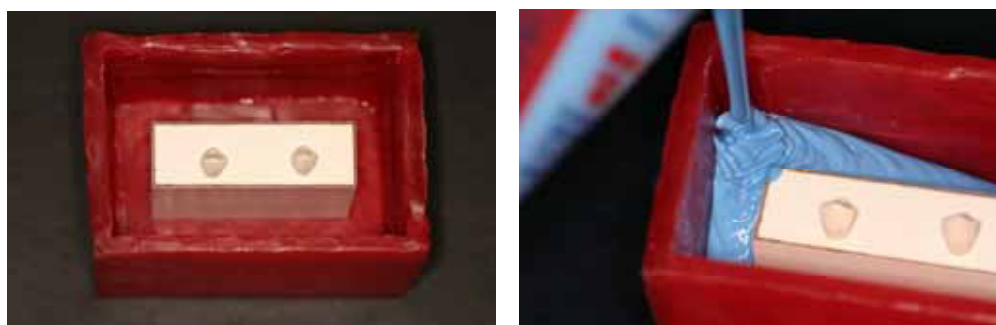


FIGURA 3. Borracha de silicona ASB-10 Azul, despejou-se após correta manipulação para obtenção do negativo.

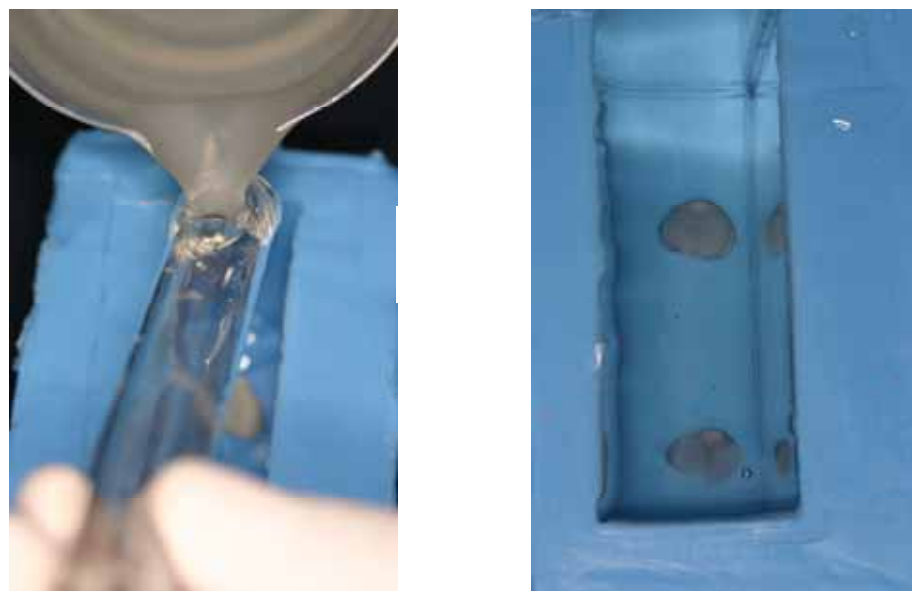


FIGURA 4. Após a colocação dos dentes nos respectivos locais, manipulou-se a resina com propriedade fotoelástica e inseriu-a nos negativos para obtenção do modelo fotoelástico.

## RESINA FOTOELÁSTICA: COMPONENTE “A” E COMPONENTE “B” (ENDURECEDOR).



FIGURA. 5A. Resina EPOXI, CMR-201 flexível.



FIGURA 5B. Endurecedor CME-252 flexível.

Na manipulação da resina fotoelástica, misturou-se gradativamente o componente A - 20,0ml e o componente B - 10,0ml (Fig. 5A e 5B) em um recipiente de vidro escalonado em mililitro. Adicionamos os dois componentes em um Becker, manipulando-os por 10 minutos cuidadosamente para evitar a incorporação de bolhas de ar e levou-se à estufa a uma temperatura constante de 25° C por 24 horas para a completa reação de presa. Decorrido esse tempo, removeu-se o modelo do molde. Nessa fase, é necessário checar as condições ópticas do modelo fotoelástico no polariscópio. Caso o modelo não apresente as propriedades óticas satisfatórias<sup>27</sup> prejudicando a análise, deveremos descartá-lo e repetir novamente os passos até ser obtido o modelo ideal.

Com os modelos fotoelásticos definidos e pensando na instalação da mola T, optou-se pela fixação de tubos cruzados e, para isso, com uma broca cilíndrica em baixa rotação, foi feita uma canaleta vertical na coroa dos dentes onde os tubos foram encaixados e colados com resina acrílica (Fig. 6).

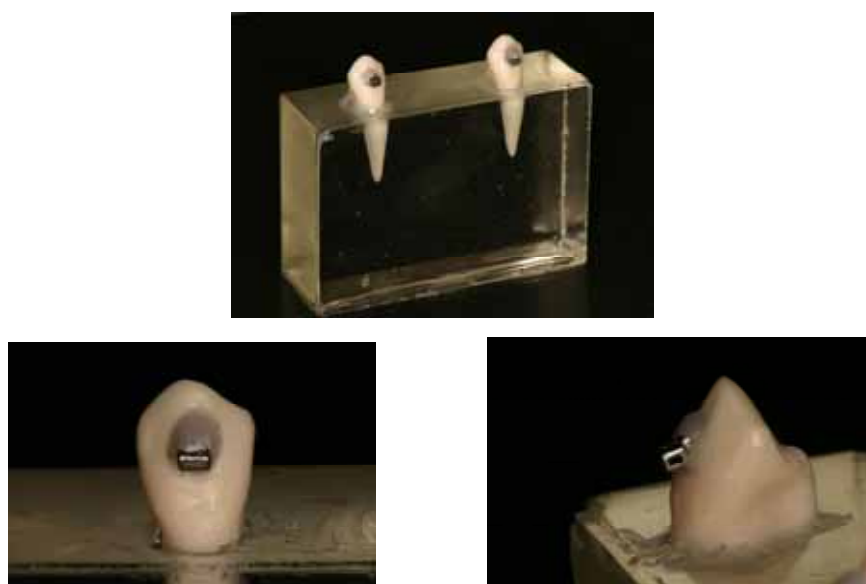


FIGURA 6. Modelo fotoelástico com os tubos cruzados devidamente posicionados.

Para cada modelo, utilizou-se 1 mola T, confeccionada com fio de titânio-molibdênio (TMA), com secção transversal de 0,017" x 0,025". No intuito de manter o padrão das molas T, definido por Burstone<sup>7</sup>, quando de sua confecção, foi feito um template cujas medidas foram: 10,0mm de comprimento e 7,0mm de altura. Em seguida, dobras de pré-ativação foram incorporadas às molas, seguindo o padrão definido por Burstone<sup>7</sup> (Fig. 7).



FIGURA 7. Template para padronização na confecção das molas.

Após a checagem em posição neutra das molas T, estas foram inseridas nas canaletas horizontais dos tubos cruzados, centralizadas em uma distância interbraquete de 27,0mm e avaliadas em três ativações: com 6,0mm, com 3,0mm e em posição neutra (0,0mm).

Os testes foram realizados no laboratório de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia-MG (Departamento de Física), avaliados através de um polariscópio (Fig. 1) de refração e fotografados com equipamento digital para a obtenção dos resultados.



Após a aplicação de estresse resultante da instalação e ativação da mola T, a leitura da ordem de franjas foi realizada por meio da interface do violeta e azul até as superfícies distal, mesial e apical de cada dente, tornando a distância referência para realizarmos os gráficos de análise. Do nível de mais baixa tensão para o nível de mais alta tensão, formam-se as seguintes cores: preto, amarelo, vermelho, azul, amarelo, vermelho, verde amarelo, vermelho, verde (Fig. 8).

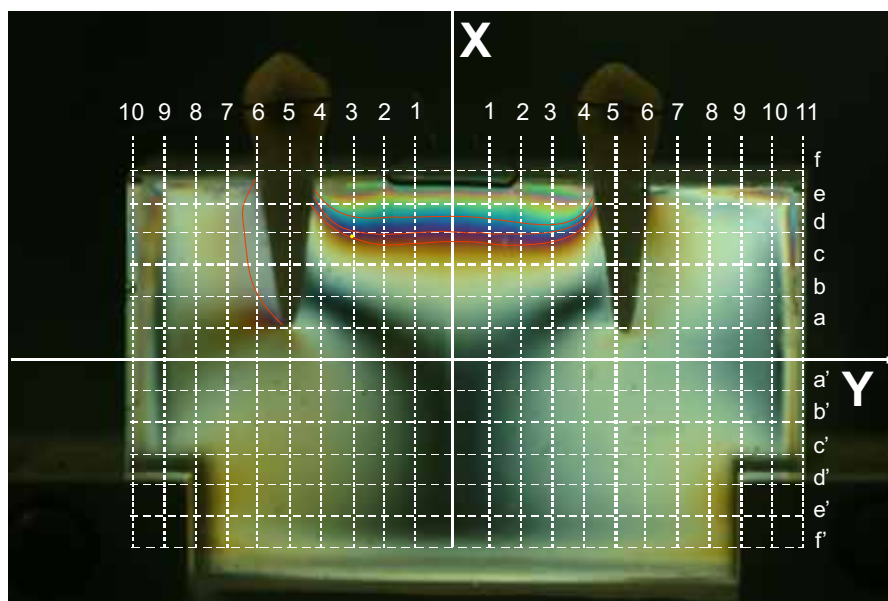


FIGURA 8. Diagramação do eixo cartesiano para facilitar a leitura dos pontos da ordem de franja no modelo fotoelástico.

**Eixo X**, leitura realizada das ordens de franjas, variando-se 0,5mm;

**Eixo Y**, leitura realizada em milímetros com nomenclatura numérica e alfabética.

## RESULTADOS

Os resultados foram obtidos por meio da leitura qualitativa das franjas fotoelásticas nos modelos, com a utilização das molas T, posicionadas centralmente e com pré-ativação de Burstone<sup>7</sup>.

Cada mola foi analisada em três diferentes ativações, sendo a primeira em posição neutra, a segunda com uma ativação de 3,0mm e a última com ativação de 6,0mm<sup>7</sup>.

As interpretações foram analisadas de maneira descritiva, sendo as leituras realizadas em forma de gráficos divididos de acordo com as três porções de cada dente: uma mesial, uma apical e outra distal, analisadas uma a uma separadamente (Fig. 9).

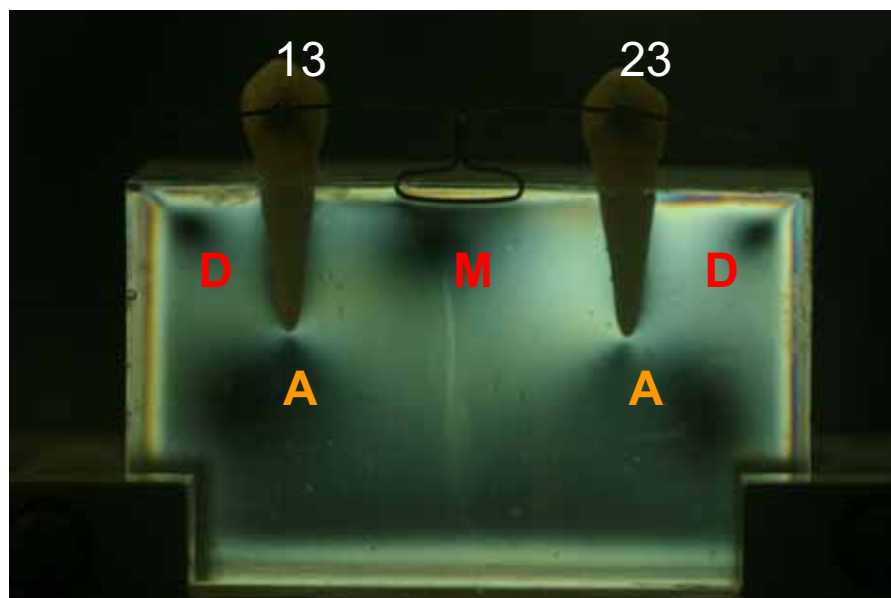


FIGURA9. Nomenclatura sugerida para leitura e interpretação da ordem de franja do modelo fotoelástico.

**NOMENCLATURA:**

**13** - Dente esquerdo ao observador

**23** - Dente direito ao observador

**D** - Distal dos dentes

**M** - Mesial dos dentes

**A** - Apical dos dentes

A figura abaixo ilustra a ordem de franja em 0,0mm no modelo fotoelástico em decorrência da ausência da mola T (Fig. 10).

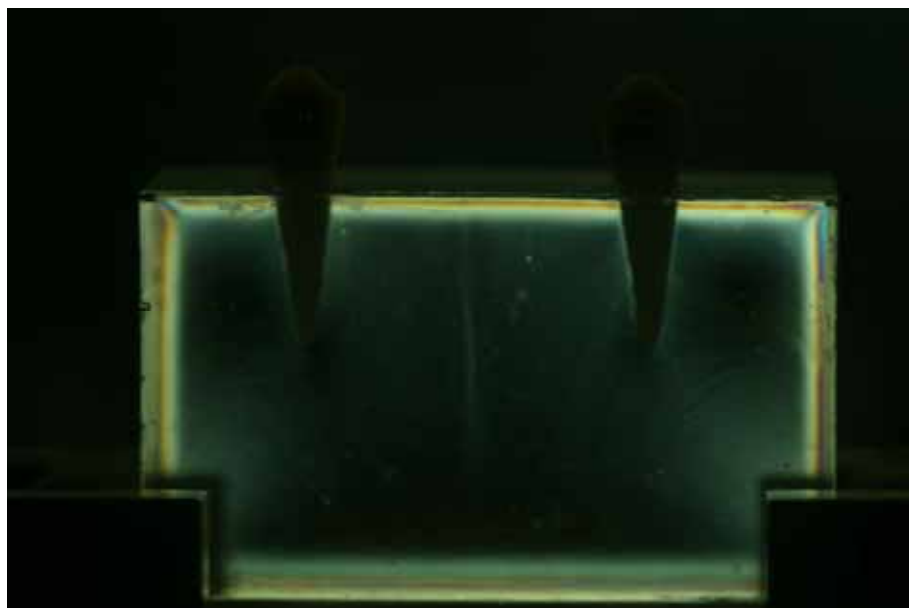


FIGURA 10. Na ausência da mola T observamos através do polariscópio, a ordem de franjas de 0,0mm indicando ausência de forças e momentos.



A figura 11 demonstra que, ao instalar a mola T de Burstone em posição neutra, uma ordem de franja inferior a 0,5mm em toda a superfície radicular foi formada. Isso quer dizer que, nesta análise qualitativa, o estresse, apesar de ser distribuído igualmente desde a região cervical até o ápice radicular, sugere-nos pouca quantidade de energia ou há existência de uma magnitude de força baixa aplicada neste dente. Neste caso a leitura também seria representada pelo gráfico 1.

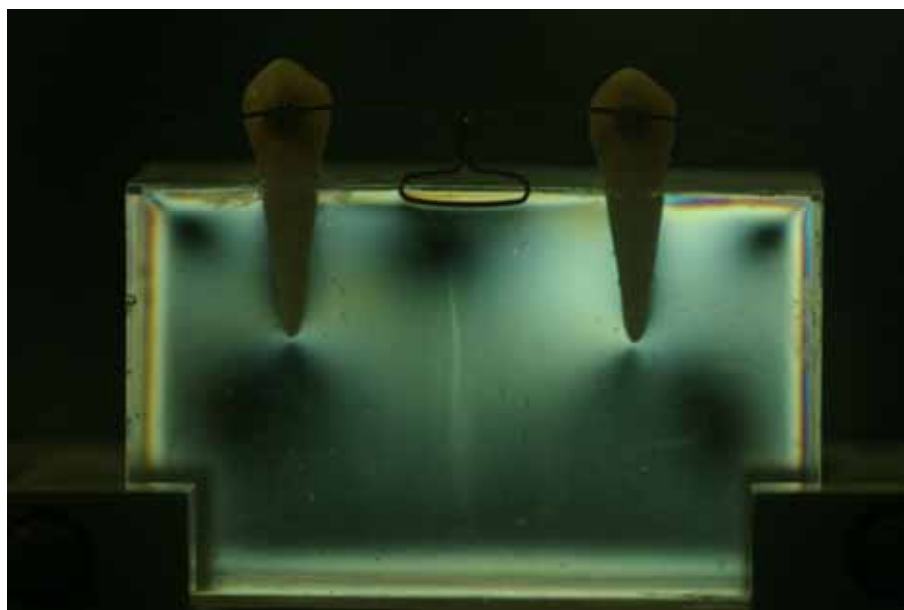


FIGURA 11. A instalação da mola T em posição neutra gerou uma ordem de franja muito próxima à zero em toda superfície radicular.

A ativação intermediária realizada com a mola T de Burstone, sendo ativada com 3,0mm, apresentou um estresse na região mesial dos dentes de forma muito simétrica, demonstrando o início de uma movimentação com maior tendência de inclinação controlada (Fig. 12). O gráfico de número dois demonstra, na região mesial do ápice radicular, simetria para ambos os lados do modelo fotoelástico.

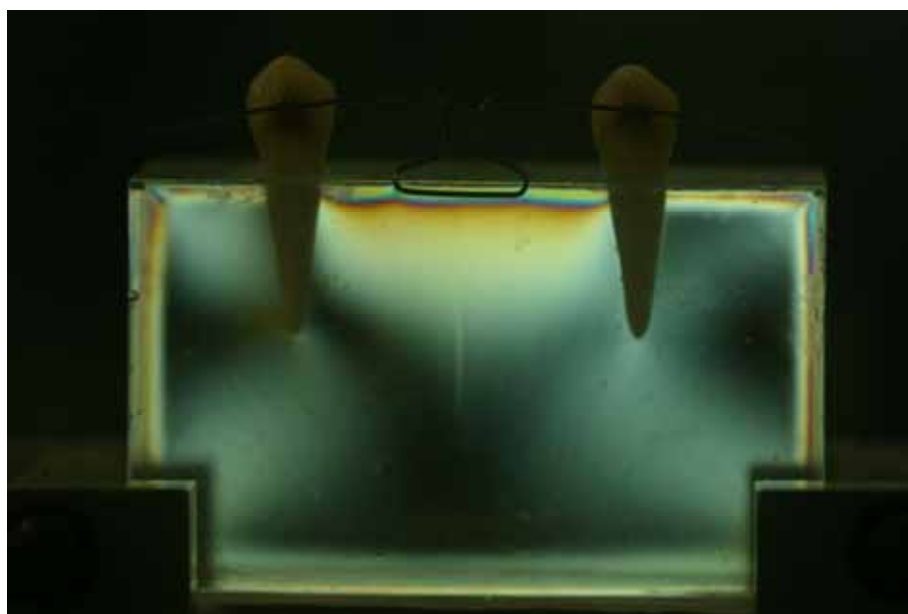
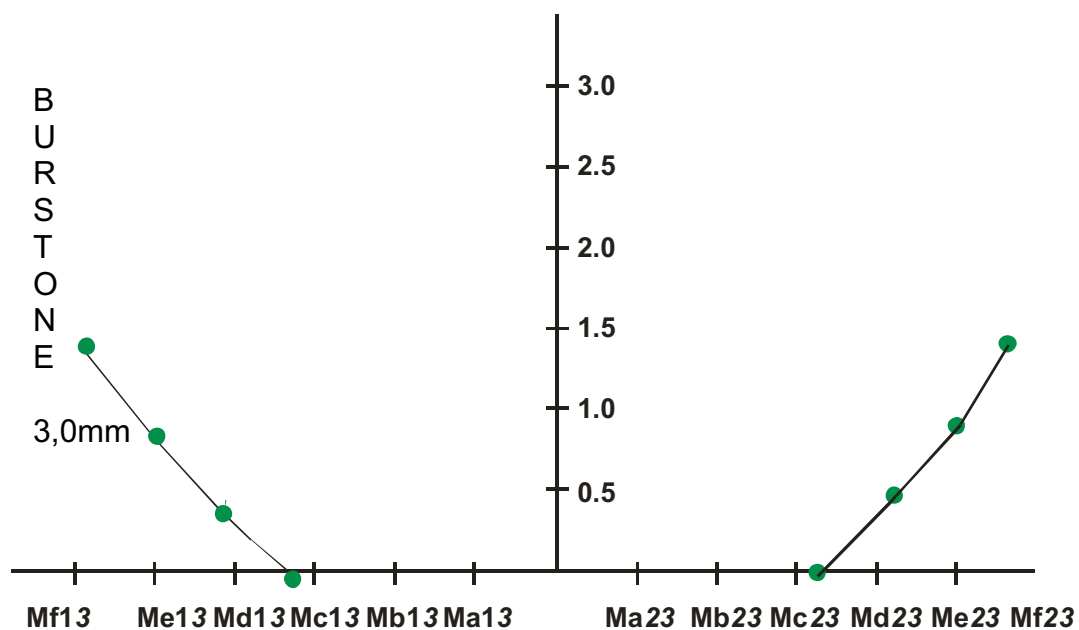


FIGURA 12. Visualização do modelo fotoelástico com ativação de 3,0mm.

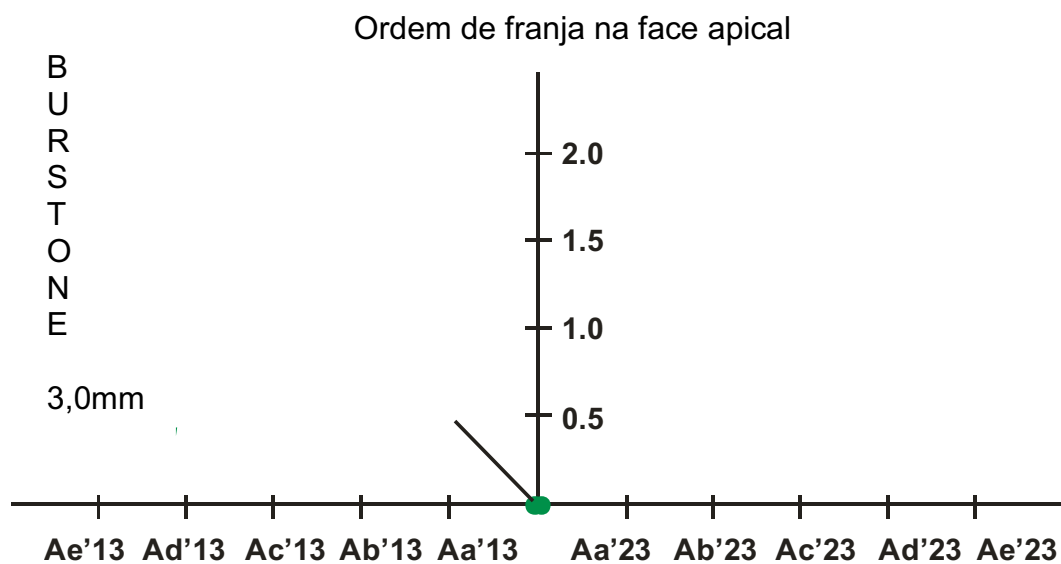
## GRÁFICO 2

Ordem de franja na face mesial



O gráfico 2, representa uma ordem de franja no dente 13 e 23 com ativação da mola T em 3,0mm. Observamos que a ordem de franja apresentou-se próximo a 1,5mm em toda a superfície mesial da raiz em ambos os dentes de forma simétrica.

GRÁFICO 3

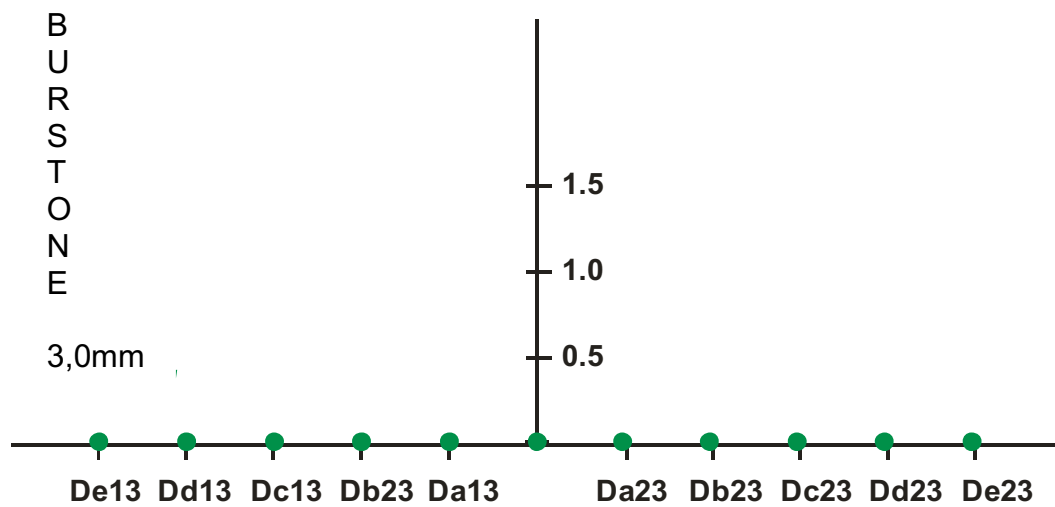


O gráfico 3, demonstra uma ativação de 3,0mm da mola T com pré-ativação de Burstone que representou uma ordem de franja de 0,5 para o dente 13 e de 0,0mm para o dente 23, na mesma ativação. Neste caso a ordem de franja demonstrou uma suave assimetria na região do ápice, entre os dentes.



**GRÁFICO 4**

Ordem de franja na face distal



No gráfico 4 e com ativação de 3,0mm, a leitura da ordem de franja foi de 0,0 na região distal. Houve simetria em toda a superfície radicular na face distal de ambos os dentes.

A ativação de 6,0mm apresentou franjas, em toda superfície mesial, de forma simétrica para ambos os dentes. Observou-se uma ordem de franja de 0,5mm na superfície apical do dente 13, o que não houve no dente 23, sugerindo pequena assimetria na mola T de Burstone ou assimetria em sua ativação, ou ainda, assimetria na sua confecção. Porém essa diferença foi quase imperceptível, indicando que essa ativação realizará as funções das quais ela deverá desempenhar como a de fechamento dos espaços por inclinação controlada (Fig. 13).

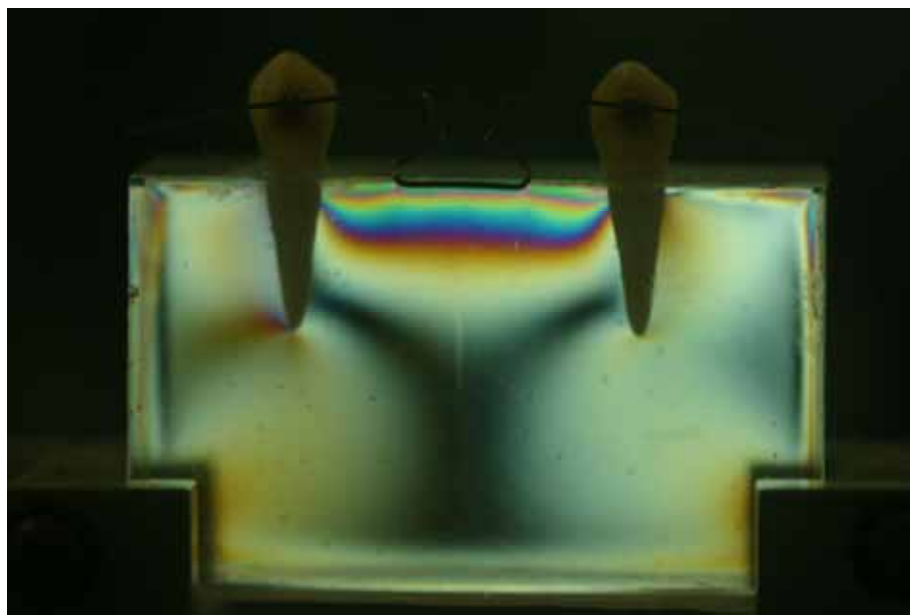
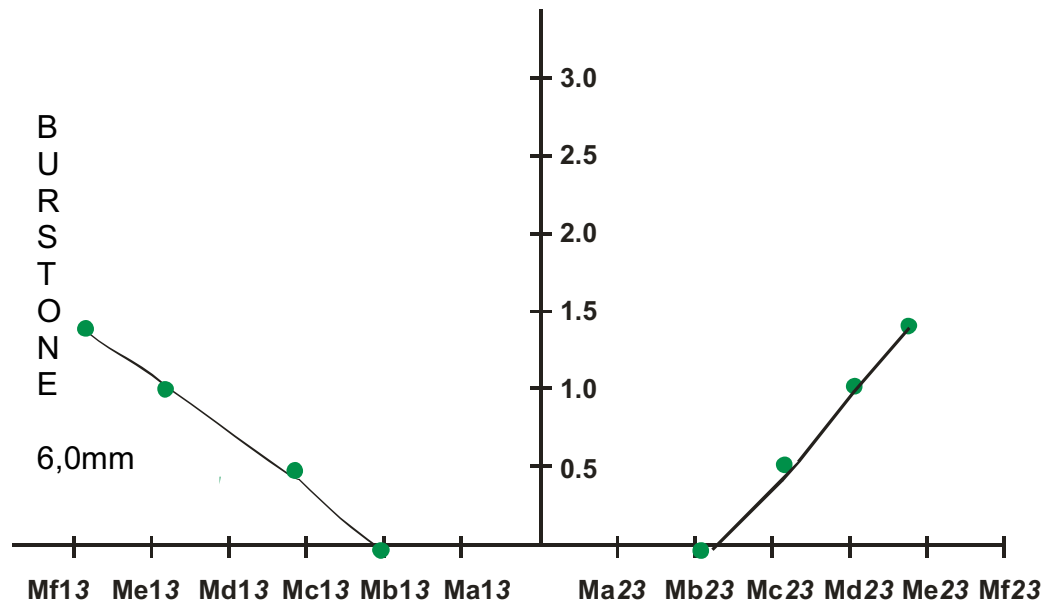


FIGURA 13. Ativação da mola T em 6,0mm.

## GRÁFICO 5

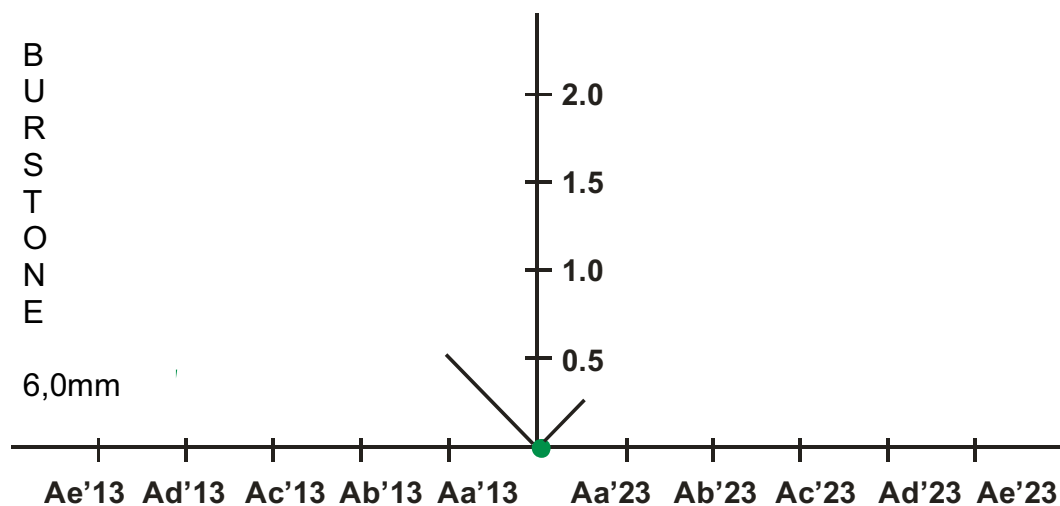
Ordem de franja na face mesial



Ao analisar o gráfico 5, observamos que a mola T de Burststone com 6,0mm de ativação, resultou uma magnitude de força maior quando comparada com as ativações de 3,0mm e em posição neutra. A ordem de franja foi de 1,5mm e formou-se simetricamente em toda superfície mesial de ambos os dentes.

**GRÁFICO 6**

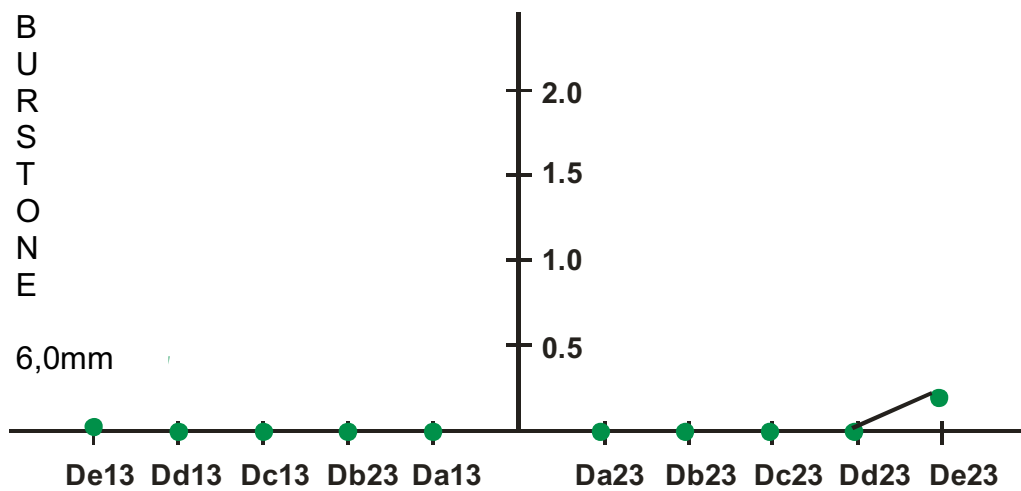
Ordem de franja na face apical



No gráfico 6, a ativação da mola T em 6,0mm demonstra uma ordem de franja discretamente maior que 0,5mm na região apical do dente 13; já no dente 23, a ordem de franja formada foi inferior a 0,5mm.

**GRÁFICO 7**

Ordem de franja na face distal



O gráfico 7 demonstra que a ativação da mola T em 6,0mm resultou em uma ordem de franja de 0,0mm na região distal dos dentes 13 e 23, porém um pouco mais elevada na região cervical.

## DISCUSSÃO

Na ortodontia, a exodontia é um procedimento clínico importante para resolução de algumas más-oclusões, principalmente quando existem discrepâncias entre as bases ósseas e dentárias. Nos casos em que elas estão indicadas, faz-se necessário para um correto fechamento de espaços o domínio do sistema de força liberado pelo dispositivo ortodôntico a ser utilizado, principalmente no que se refere à ancoragem.

Cada tipo de movimento dentário necessita de uma magnitude de força. A literatura demonstra não haver concordância sobre um valor de força para retração de dentes. Segundo Shimizu<sup>29</sup> (1995), para retração de caninos superiores, essa força deveria ser próxima de 150g, enquanto que, para os inferiores, esse valor deveria ser 120g. Para a retração dos seis dentes anteriores superiores, o autor verificou ser necessário uma força de 600g e 480g para os seis dentes anteriores inferiores. Já Mendes et al.<sup>26</sup> (1992) acreditam ser necessária uma força de 326g a 595g para retração dos seis dentes anteriores superiores e 294g a 512g para os inferiores.

A escolha adequada dos diversos mecanismos de fechamento de espaços remanescentes das exodontias requer profundo conhecimento da biomecânica apresentada por esses dispositivos. Pensando nisso, Shimizu<sup>30</sup> em 1999, comparou a mola T com a alça Bull e observou que a Alça Bull confeccionada com fio de aço inoxidável de secção 0,017" x 0,025" apresentou magnitude de força de 232g quando era ativada em 0,5mm com pré-ativação de 0° e 564g na mesma ativação com pré-ativação de 40°. Já a mola T liberou força de 107g ativada em 0,5mm com pré-ativação de 0° e 89g na mesma ativação com pré-ativação de 40°.

Comparada com a alça Bull, a propriedade física da mola T é superior, já que é capaz de liberar forças leves em grandes quantidades de ativação, mantendo ainda alta proporção M/F. Em 2004, Lanes et al.<sup>20</sup>, também observaram essa característica de apresentar uma magnitude de força baixa, quando compararam a mola T confeccionada com fio de aço inoxidável com a mola em forma de gota. No entanto, segundo Thiesen et al.<sup>35</sup>, em 2004, a mola T com incorporação de helicóide apresentou melhor propriedade, pois foi capaz de apresentar menor magnitude de força devido a incorporação de maior quantidade de fio em sua confecção. Sempre que incorporamos helicóides na confecção de uma alça Ortodôntica, conseqüentemente, estaremos diminuindo a proporção C/D<sup>5,15,36,37</sup>.

Observando o tipo de liga utilizada, Thiesen et al.<sup>37</sup>, em 2006, afirmaram que a mola T confeccionada com fio de TMA reduziu em 66,5% a magnitude de força, quando comparada com a confeccionada com fio de aço, e também que quanto maior a secção do fio retangular, maior sua magnitude de força.

Com o objetivo de avaliar a influência que a dobra de pré-ativação exerce sobre a magnitude de força da mola T, Souza et al.<sup>32</sup>, em 2003, pré-ajustando as dobras na porção apical da mola em 30°, observaram que o valor resultante em uma ativação de 5,0mm foi de 253,6g. Utilizando-se da mesma metodologia em ensaio mecânico, os mesmos autores<sup>33</sup>, em 2005, pré-ajustaram as dobras na porção apical da mola em 45° e observaram que o valor resultante em uma ativação de 7,0mm foi de 297,7g. Porém, outros autores, encontraram valores inferiores com a mesma ativação. Esses valores foram, mesmo assim, considerados altos para retração parcial de caninos<sup>2,26,29</sup>, sendo muito

eficiente na retração em massa. Desta forma, verificamos que, com a inserção das dobras de pré-ativações, há aumento significativo nas magnitudes de forças<sup>30</sup>.

Com relação à proporção carga/deflexão, a mola T é significativamente mais baixa em relação a outros tipos de molas devido a uma maior quantidade de fio em seu desenho para sua construção. Segundo Burstone e Koenig<sup>5</sup> (1976), os índices de carga/deflexão definem a força por unidade ou a velocidade da perda de energia em um dispositivo de retração. Burstone<sup>7</sup>, em 1982, definiu que essa proporção está intimamente relacionada com a quantidade de força necessária para produzir determinada ativação em um dispositivo Ortodôntico. Se uma mola possui proporção C/D baixa, será necessária uma grande quantidade de ativação para deformar definitivamente esse dispositivo. Essa característica está presente na mola T, uma vez que a ativação inicial encontra-se entre 5,0mm a 7,0mm (Burstone<sup>7</sup>, 1982).

A alça Bull, confeccionada com fio de aço inoxidável de secção 0.017" x 0.025", pesquisada por Shimizu<sup>30</sup> (1999), possui alta proporção carga/deflexão, devendo o Ortodontista reativá-las com mais frequência, o que diminui o intervalo entre as consultas. Já a mola T possui proporção carga/deflexão menor, permitindo maior intervalo sem comprometer, necessariamente, a perda de magnitude de força. Os estudos de Souza et al.<sup>32</sup>, (2003), Souza et al.<sup>33</sup>, (2005), Thiezen et al.<sup>35,36,37</sup>, foram unânimes em afirmar essa excelente propriedade da mola T. Souza et al.<sup>33</sup>, em 2005, ainda relataram o fato de que, para cada 1,0mm de desativação, houve a perda de 38,5g a 46,9g de força, o que mostra a constância da força liberada.

Em movimento de retração, quando aplicamos uma força



na coroa do dente por um dispositivo Ortodôntico, o dente se movimentará por inclinação descontrolada e nenhum controle sobre o movimento do ápice radicular será conseguido. Isso ocorre porque este ponto de aplicação da força está passando muito longe do centro de resistência do dente. Para evitar esse tipo de movimento, o Ortodontista deverá lançar mão de um dispositivo capaz de deslocar o ponto de aplicação da força inerente ao aparelho, próximo ao centro de resistência do dente, gerando um momento contrário a esse movimento e criando uma magnitude de momento capaz de movimentar o ápice dentário no sentido contrário à aplicação da força. Nesses casos, o movimento poderá ocorrer por inclinação controlada, translação ou radicular. A proporção M/F, gerada pelos dispositivos ortodônticos, é muito importante e deverá ser considerada de suma importância pelo Ortodontista, já que ela define de que forma o dente se movimentará (Burstone e Koenig<sup>5</sup>, 1976) e, para isso, deverá ser de domínio do ortodontista um conhecimento das estruturas anatômicas adjacentes aos dentes, assim como o sistema de força liberado pelos dispositivos ortodônticos para retração e fechamento de espaço.

A literatura científica demonstra que a mola T quando em sua ativação máxima, promove movimento de inclinação controlada e quanto maior sua desativação, maior será sua proporção M/F, resultando, respectivamente, ao dente, movimento de corpo e correção radicular. Burstone e Pryputniewicz<sup>6</sup> (1980), afirmaram que, nos dentes anteriores, o centro de resistência encontra-se a 1/3 entre a crista dentária alveolar e o ápice dentário. Ainda afirmaram que, para o movimento de inclinação controlada, o dispositivo deveria liberar uma proporção M/F de 7,1/11. Já para gerar movimentos de translação e correção radicular, essa proporção

deveria ser, respectivamente, de 9,9/1 e 11,4/1. Porém, em 1984, Smith & Burstone<sup>31</sup> preconizaram que, para o movimento de inclinação controlada, a proporção M/F deveria ser de 8/1; já para o movimento de translação e radicular, essa proporção deveria ser, respectivamente, de 10/1 e 12/1.

Os resultados obtidos nessa pesquisa demonstram que na ativação máxima houve uma ordem de franja de 1,5mm para a região cervico-mesial e ordem de franja de 0,0mm na região disto-apical sugerindo movimento de inclinação controlada. Na ativação média, esta ordem de franja foi menor para a região cervico-mesial e permaneceu inalterada na região disto-apical. Na ativação de 0,0mm (posição neutra), observamos uma ordem de franja muito baixa na região cervico-mesial e um aumento da ordem de franja na região disto-apical. Ao analisar que a desativação da mola T resultou perda de energia na região cervico-mesial e aumento de energia na região disto-apical, constatamos mudança de movimento de inclinação controlada para movimento de corpo e, finalmente, correção radicular.

As assimetrias avaliadas e observadas nos gráficos 3, 5, 6, e 7, apresentaram-se desprezíveis, com ordem de franja inferior a 0,5mm. A hipótese para o aparecimento dessas assimetrias, pode ter sido em decorrência de alguma interferência no posicionamento central da mola T ou, ainda alguma assimetria ocorrida durante a confecção no desenho final da mola T.

Outro achado importante nos testes realizados nos modelos fotoelásticos, foi a formação simétrica das franjas fotoelásticas em todas as ativações. Se compararmos os resultados ao observar os gráficos, serão constatados valores similares para ambos os dentes (13 e 23) na face distal, mesial e apical, indicando que, independente da ativação da mola T,

quando esta se encontra centralizada no espaço interbraquete, as proporções M/F e C/D, serão a mesma tanto para a unidade ativa (retração), quanto para a unidade reativa (ancoragem). Esse sistema de força liberado entre o segmento da unidade ativa e unidade reativa também foi observado em estudos utilizando ensaio mecânico<sup>29,32,33</sup>, ou seja, momentos de magnitude iguais e em sentidos opostos serão gerados pela dobra de pré-ativação em “V” simétrico, e quando essa extremidade for inserida na canaleta dos bráquetes, será liberado um momento de ativação. Thiesen et al.<sup>36</sup>, 2004, Thiesen, et al.<sup>37</sup> 2006 afirmaram que, quanto maior a dobra de pré-ativação, maior a proporção M/F.

A aplicação da mola T para o fechamento de espaço é eficiente na opinião de muitos pesquisadores. Por esse motivo, despertou-se o interesse da comunidade Ortodôntica em pesquisar esse tipo de dispositivo em vários aspectos, como a secção do fio utilizado, o tipo de liga, a proporção momento/força e carga/deflexão, a incorporação ou não de helicóides nessas molas e o aumento da altura e comprimento em seu desenho<sup>7,8,14,20,22,25,30,32,33,35,36,37</sup>.

A literatura Ortodôntica tem demonstrado que várias técnicas para avaliação do sistema de força gerado pela mola T são utilizadas<sup>7,8,14,20,22,25,30,32,33,35,36,37</sup>. Se por um lado, o ensaio mecânico e o elemento finito<sup>7,8,20,22,25,30,32,33,35,36,37</sup> concordam que a mola T é capaz de fornecer previsibilidade em seus resultados, dando subsídio para sua utilização clínica com bastante segurança, por outro, as pesquisas clínicas<sup>14</sup> demonstram essa eficiência através de resultados satisfatórios sem danos aos tecidos adjacentes.

Neste estudo, optamos pela avaliação do sistema de forças gerado pela mola T com pré-ativações de Burstone centralizada,

---

utilizando o método experimental em modelo fotoelástico para análise qualitativa das áreas de pressão e tensão<sup>3,9,10,11,12,13,16,17,18,23,27,38</sup>. Esse método é muito utilizado na Odontologia nas pesquisas de biomateriais, principalmente na área da prótese, implante, oclusão e dentística, e consiste de um método de visualização direta no modelo fotoelástico dos efeitos ocorridos nesses materiais quando forças e/ou tensões são aplicadas a eles<sup>3,9,10,11,17,18,23,27</sup>. Não menos importante, esse método também é utilizado na Odontologia pela Cirurgia<sup>12</sup> e Periodontia<sup>13,16</sup>. Já na Ortodontia é utilizada desde 1935, Zak<sup>38</sup>, avaliando os tipos de movimentos dentários quando forças eram aplicadas de diferentes pontos ao dentes. A partir daí, muitas pesquisas foram desenvolvidas em todas as especialidades da Odontologia, utilizando a fotoelasticidade, e seu método de avaliação vem se aprimorando cada vez mais. Contudo, muitas pesquisas não são claras em suas metodologias, o que dificulta o pesquisador, muitas vezes, por desconhecer esse tipo de experimento e levar, conseqüentemente, à desistência delas.

## CONCLUSÃO

Utilizando o método experimental fotoelástico para análise qualitativa do sistema de força liberado pela mola T centralizada e confeccionada com fio de TMA 0,017" x 0,025", podemos concluir que:

1. Em posição neutra, a mola T apresentou uma ordem de franja muito baixa e em toda a superfície radicular, o que sugere uma tendência de movimento de translação ou até radicular;
2. Com ativação de 3,0mm, a ordem de franja mostrou uma tendência de movimento de inclinação controlada;
3. Com ativação de 6,0mm, a concentração de energia, ou de força, foi claramente maior.

**A B S T R A C T**

**Evaluation of the quality of the experimental photo-elastic model of the force system created by a centralized "T" spring with pre-activations, recommended by Burstone.**

**Objective:** To evaluate the force system created by a T spring with pre-activation centralized in the inter-bracket space recommended by Burstone. **Material and method:** The T spring with pre-activation, recommended by Burstone, was evaluated using photo-elastic models made with rectangular titanium-molybdenum wire (TMA) measuring 0,017" X 0,025", centralized and with activation positions of 6,0 mm, 3,0 mm and neutral. For better confidence in the results, the tests were repeated in three equally duplicated models which were constructed by the same technician. An inter-bracket distance of 27,0 mm was used. To understand the results, the fringes were visualized through a polariscope, photographed and qualitatively analyzed. **Results:** By way of qualitative analyses of the order of the fringes in the photo-elastic model, it was observed that at the extremities of retraction and anchorage, both presented symmetry in the force system throughout the whole root extension.

**Key words:** - Closing of orthodontic space.

---

**REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA**

1. BAETEN, L. R. Canine retraction: A photoelastic study. **Am J Orthod**, v. 67, n. 1, p. 11- 23, jan. 1975.
2. BEGG, P. R. Differential force in orthodontic treatment. **Am J Orthod**, v. 42, n. 7, p. 481-510, jul. 1956.
3. BURNS, D. R.; UNGER, J. W.; ELSWICK, R. K.; GIGLIO, J. A. Prospective clinical evaluation of mandibular implant overdentures: Part II- patient satisfaction and preference. **J Prosthet Dent**, v. 73, n. 4, p. 364-369, apr. 1995.
4. BURSTONE, C, J. Rationale of the segmented arch. **Am J Orthod**, v. 48, n. 11, p. 805-22, nov. 1962.
5. BURSTONE, C. J.; KOENIG, H. A. Optimizing anterior and canine retraction. **Am J Orthod**, v. 70, n. 1, p. 1-19. july. 1976.
6. BURSTONE, C, J.; PRYPUTNIEWICZ, R. J. Holographic determination of centers of rotation produced. **Am J Orthod**, v. 77, n. 4, p. 396-409, april. 1980.
7. BURSTONE, C, J. The segmented arch approach to space closure. **Am J Orthod**, v. 82, n. 5, p. 361-78, nov. 1982.

- 
8. BURSTONE, C. J.; KUHLBERG, A. J. T - loop position and anchorage control. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 112, n. 1, p. 12-18, 1997.
  9. CAPUTO, A. A.; CHACONAS, S. J.; HAYASHI, R. K. Photoelastic visualization of orthodontic forces during canine retraction. **Am J Orthod**, v. 65, n. 3, p. 250 -9, march. 1974.
  10. CAPUTO, A. A.; STANDLEE, J. P. **Biomechanics in clinical dentistry**. Chicago: Quintessence, p. 13-28, 1987.
  11. CHACONAS, S. J.; CAPUTO, A. A.; MIYASHITA, k. Force distribution comparisons of various retraction archwires. **Angle Orthod**, v. 59, n. 1, p. 25-30, may, 1989.
  12. CLELLAND, N. L.; GILAT, A.; McGLUMPHY, E. A.; BRANTLEY, W. A. A photoelastic and strain gauge analysis of angled abutments for an implant system. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 8, n. 5, p. 541-48, 1993.
  13. DEINES, D. N.; EICK, J. D.; COBB, C. M.; BOWLES, C. Q.; JOHNSON, C. M. Photoelastic stress analysis of natural teeth and three osseointegrated implant designs. **Int J Periontics Restor Dent**, v. 13, n. 6, p. 541-49, 1993.



- 
14. FUZIY, A. **Estudo cefalométrico comparative de três formas de retração parcial dos caninos.** 1997. Dissertação (Mestrado)-Faculdade de Odontologia de Araraquara, UNESP.
  15. GJESSING, P. Biomechanical design and clinical evaluation of a new canine retraction spring. **Am J Orthod**, v. 87, n. 5, p. 353-62, may. 1985.
  16. GLICKMAN, I.; ROEBER, F. W.; BRION, M.; PAMEIJER, J. H. N. Photoelastic analysis of internal stresses in the periodontium created by occlusal forces. **J Periodontol**, v. 41, n. 1 p. 30-5, jan. 1970.
  17. HARALDSON, T. Photoelastic study of some biomechanical factors affecting the anchorage of osseointegrated implants in the jaw. **Scand J Plast Reconstr Surg**, v. 14, n. 3, p. 209-214, 1980.
  18. KARASZ, I.; KORONDI, L.; SZABO, G. Photoelastic stress analysis on mandibular osteosynthesis. **J Oral Maxillofac**, v. 15, n. 3, p. 259-62, jun. 1986.
  19. KINOMOTO, Y.; TORII, M.; TAKESHIGE, F.; EBISU, S. Comparison of polymerization contraction stresses between self-and light-curing composites. **J Dent, Guildford**, v. 27, n. 5, p. 383-9, jul. 1999.

- 
20. LANES, M. A.; FUCHS, G.; THIESEN, G.; MENEZES, L. Comparação entre forças liberadas por alças de fechamento de espaço, com diferentes comprimentos, utilizadas em Ortodontia. **Ortodontia Gaúcha**, v. 8, n. 2, p. 11-7, jul./dez. 2004.
  21. LEHMAN, M. L.; MEYER, M. L. Relationship of dental caries and stress: Concentrations in teeth as revealed by photoelastic test. **J Dent Res**, v. 45, n. 6, p. 1707-14, dec. 1966.
  22. LOTTI, R. S.; MAZZIEIRO, E. T.; LANDRE JÚNIOR, J. A influência do posicionamento da alça T segmentada durante o movimento de retração inicial. Uma avaliação pelo método dos elementos finitos. **Rev Dental Press Ortodon Ortop Facial**, Maringá, v. 11, n. 3, p. 41-54, maio/jun. 2006.
  23. MAHLER, D. B., PEYTON, F. A., Photoelasticity as a research technique for analysis stresses in dental structures. **J Dent Res**, v. 34, n. 6, p. 831-8, dec. 1955.
  24. MANHARTSBERGER, C.; MORTON, J. Y.; BURSTONE, C. J. Space closure in adult patients using the segmented arch technique. **Angle Orthod**, v. 59, n. 3, p. 205-10, 1989.
  25. MARCOTTE, M. R. **Biomecânica em Ortodontia**. São Paulo: Editora Santos, 1993.

- 
26. MENDES, A. M.; BÁGGIO, P. E.; BOLOGNESE, A. M. Fechamento de espaços. **Rev Soc Bras Ortod**, v. 2, p. 11-9, 1992.
  27. OLIVEIRA, E. J. **Material e técnica para análise fotoelástica da distribuição de tensões produzidas por implantes odontológicos**. 2003. (Mestrado em Reabilitação Oral). Universidade Federal de Uberlândia-UFU.
  28. REITAN, K. Continuous bodily tooth movement and its histological significance. **Acta Odontol Scand**, v. 7, p. 115-44, 1947.
  29. SHIMIZU, R. H. **Fechamento de espaços após exodontias de primeiros pré-molares**. 1995. (Mestrado)-Faculdade de Odontologia de Araraquara, UNESP.
  30. SHIMIZU, R. H. **Estudo dos sistemas de forças gerados pelas alças ortodônticas para fechamento de espaços**. 1999. Dissertação (Doutorado)-Faculdade de Odontologia de Araraquara, UNESP.
  31. SMITH, R. J.; BUSTONE, C. J. Mechanics of tooth movement. **Am. J. Orthod**, v. 85, n. 4, p. 295-307, april. 1997.
  32. SOUZA, R. S.; SANTOS PINTO, A. SHIMIZU, R. I.; SAKIMA, M. T.; GANDINI JÚNIOR, L. G. Avaliação do sistema de forças gerado pela alça T de retração, pré-ativada segundo o padrão UNESP-Araraquara. **R Dental Press Ortodon Ortop Facial**, Maringá, v. 8, n. 5, p. 113-22, set./out. 2003.

- 
33. SOUZA, R. S.; SHIMIZU, R. I.; SAKIMA, M. T.; SANTOS PINTO, A.; GANDINI JÚNIOR, L. G. Avaliação do sistema de forças gerado pela alça T de retração pré-ativada segundo o padrão Marcotte. **JBO: J Bras Orthod Ortop Facial**, v. 10, n. 55, p. 50-8, 2005.
34. TACHIBANA, K.; KUROE, T.; TANINO, Y.; SATOH, N.; OHATA, N.; SANO, H.; CAPUTO, A. A. Effects of incremental curing on contraction stresses associated with various resin composite buildups. **Quintessence Int**, v. 35, n. 4, p. 299-306, Apr. 2004.
35. THIESEN, G.; REGO, M. V. N. N.; MENEZES, L. M. SHIMIZU, R. H. Avaliação biomecânica de diferentes alças ortodônticas de fechamento de espaços confeccionadas com aço inoxidável. **Rev Associação Paulista de Especialista em Ortodontia - Ortopedia Facial**, v. 2, n. 2, p. 77 -92, abr./maio/jun. 2004.
36. THIESEN, G.; REGO, M. V. N. N.; MENEZES, L. M. A pré-ativação de alças Ortodônticas para fechamento de espaços e seu efeito no sistema de forças gerado. **Ortodontia Gaúcha**, v. 8, n. 1, p. 42-59, jan./jun. 2004.
37. THIESEN, G.; REGO, M. V. N. N.; MENEZES, L. M; SHIMIZU, R. H. A utilização de diferentes configurações de molas T para obtenção de sistemas de forças otimizados. **Rev Dental Press Ortodon Ortop facial**, Maringá, v. 11, n. 5, p. 57-77, set./out. 2006.

- 
38. ZAK, B., Photoelastische Analyse in der Orthodontischen Mechanik.  
**Zeitschrift Feir Stomatologie**, v. 33, p. 22-37, 1935.



---

## **Estudo qualitativo fotoelástico do sistema de força gerado pela mola "T" de retração com diferentes pré-ativações.**

### **RESUMO**

**Objetivo:** Avaliar o sistema de forças gerado pela mola T, utilizada para fechamento de espaços. **Material e método:** Por meio do método experimental fotoelástico, avaliou-se a mola T, utilizada no fechamento de espaços com duas variações de pré-ativação em sua porção apical, sendo uma com 30° e a outra com 45°. As molas foram confeccionadas com fio retangular de titânio-molibdênio (TMA) de secção 0,017" x 0,025", centralizadas no espaço interbráquete de 27,0mm e ativadas em 7,0mm, 2,5mm e posição neutra. Para melhor confiabilidade dos resultados, os testes foram repetidos em três modelos fotoelásticos igualmente duplicados e confeccionados pelo mesmo operador. Para compreensão dos resultados, as franjas visualizadas no polariscópio foram fotografadas e analisadas qualitativamente. **Resultados:** Por meio da análise qualitativa da ordem de franjas no modelo fotoelástico, notou-se que, nas extremidades de retração e ancoragem, a mola T com 30° de ativação apical apresentou um acúmulo de energia discretamente maior para o sistema de força liberado.

**Palavras-chave:** Fechamento de espaço ortodôntico.

---

## INTRODUÇÃO

A filosofia extracionista defendida por Tweed, na década de 40, levantou uma nova perspectiva para o tratamento Ortodôntico. O interesse por parte da comunidade ortodôntica sobre o domínio da mecânica de retração fez-se necessário. Com isso, surgiram vários dispositivos mecânicos para esse objetivo. Considerando os componentes de uma mola para fechamento de espaço, devemos salientar seus princípios biológicos para que o movimento dentário ocorra sem agredir as estruturas periodontais<sup>16,17</sup>. Dessa forma, é importante que a escolha desses recursos não se confronte com as propriedades físicas do sistema, como, por exemplo, a opção de um sistema de retração com atrito<sup>1,12</sup>. Nesse caso, em particular, a força gerada pode ser medida, mas a real força transmitida aos dentes é desconhecida porque ocorre uma dissipação dela que levará o profissional a cometer erros que poderão comprometer o resultado final do tratamento.

O ideal é que ocorra um fechamento de espaço por movimento de atração resultante dos dispositivos do tipo “alça”. Quando avaliamos as variáveis desses dispositivos, devemos considerar seu desenho, espessura do fio, tipo de liga, quantidade de ativação, constância das forças, magnitude de força e a magnitude de momento<sup>2,3,4,11,13,14,18,19,20,21,23,24</sup>. Preocupado com um sistema de força liberado pelas molas de fechamento de espaço, Burstone<sup>4</sup> em 1982, citou três propriedades mecânicas que um dispositivo deve ter: a proporção momento/força, conseguida pela incorporação de dobra do tipo Gable e dobras de pré-ativação; a magnitude de força durante as ativações e a proporção carga/deflexão, representada pela quantidade de energia



perdida durante as desativações<sup>2</sup>.

Outra preocupação relevante ao plano de tratamento é o tipo de ancoragem<sup>2,14</sup> que se deseja para obtenção de uma boa relação dentária. Para isso, a escolha do dispositivo dependerá do sistema de força liberado durante sua desativação. Nesse contexto, a eficiência da mola T idealizada por Burstone agrega várias características ideais para a otimização do fechamento de espaço<sup>3</sup>. As propriedades biomecânicas desse dispositivo já foram alvo de muitos estudos na comunidade ortodôntica e seu sistema de força já é conhecido<sup>2,3,4,11,19,20,21,22,24</sup> com pesquisas utilizando ensaio mecânico<sup>3,4,11,17,18,19,20,21,22,23,24</sup> e elemento finito<sup>13</sup>. Esse sistema de força pode ser controlado pela quantidade de ativação, deslocamento da mola na distância interbraquete, inserção de dobra de pré-ativação e tipo de liga.

A utilização desse dispositivo na clínica de Pós-Graduação em Ortodontia da Faculdade de Odontologia de Araraquara é freqüente e se faz presente por meio de constantes pesquisas. O propósito deste trabalho foi avaliar, por meio da fotoelasticidade<sup>6,7,8,9,10,15,25</sup>, o sistema de força da mola T centralizada, utilizando dois tipos de pré-ativação<sup>14,20</sup>.

## MATERIAL E MÉTODO

Inicialmente, foram realizados testes experimentais em 5 modelos-piloto, com a finalidade de permitir correta investigação da metodologia, materiais a serem utilizados, definir o número de repetições necessárias, técnica de confecção dos modelos, técnica de leitura, calibração do pesquisador para obtenção de resultados precisos<sup>15</sup>.

Dois modelos fotoelásticos foram obtidos a partir de um

modelo-mestre, construído de fórmica, com as seguintes dimensões: 60,0mm de comprimento; 40,0mm de altura e 20,0mm de espessura (Fig. 1).



Figura 1. Matriz confeccionada de fórmica para servir de duplicador. Observamos o posicionamento das coroas dos caninos que servirão de parâmetro para o modelo fotoelástico.

Após a obtenção da caixa matriz, utilizou-se dois dentes caninos de acrílico de marca MOM® para serem posicionados e colados nessa caixa matriz. Com o intuito de padronizar o posicionamento desses dentes, foi feito um negativo a partir do modelo-piloto, utilizando Borracha de silicona ASB-10 Azul e catalisador para borracha de marca EPOXI (Fig. 2), misturados e manipulados, seguindo a recomendação do fabricante.



FIGURA 2. Borracha de silicona e catalisador.

Em seguida, foi feita uma caixa de cera utilidade com as seguintes dimensões: 120,0mm de largura, 140,0mm de comprimento e 90,0mm de altura para que pudesse ser posicionado o modelo matriz e, posteriormente, despejar a silicona de adição de acordo com a recomendação do fabricante, obtendo-se, assim, o negativo (Fig. 3).



FIGURA 3. Posicionou-se a matriz dentro da caixa de cera e evertu-se silicona para obtenção do negativo.

Nessa fase, outros dentes caninos foram posicionados em seus respectivos locais, tomando-se cuidado para que não houvesse contaminação por umidade ou oleosidade na superfície da raiz dos caninos e na silicona. Nesse momento, manipulou-se em um recipiente de vidro escalonado em mililitros, a resina fotoelástica de marca EPOXI, CMR-201 FLEXÍVEL, componente A Código: 584-4. Lote: 17680 e o componente endurecedor CME-252 FLEXÍVEL (Fig. 4), código: 1322-6, lote: 17873.



FIGURA 4. Resina epoxi, componentes A e B.

Os dois componentes foram inseridos e manipulados cuidadosamente por 10 minutos e levamos à estufa a uma temperatura constante de 25° C por 24 horas para completa reação de presa. Após esta fase, despejou-se a resina (Fig. 5). Nestas duas fases, deve-se manipular a resina cuidadosamente para evitar a incorporação de bolhas de ar.

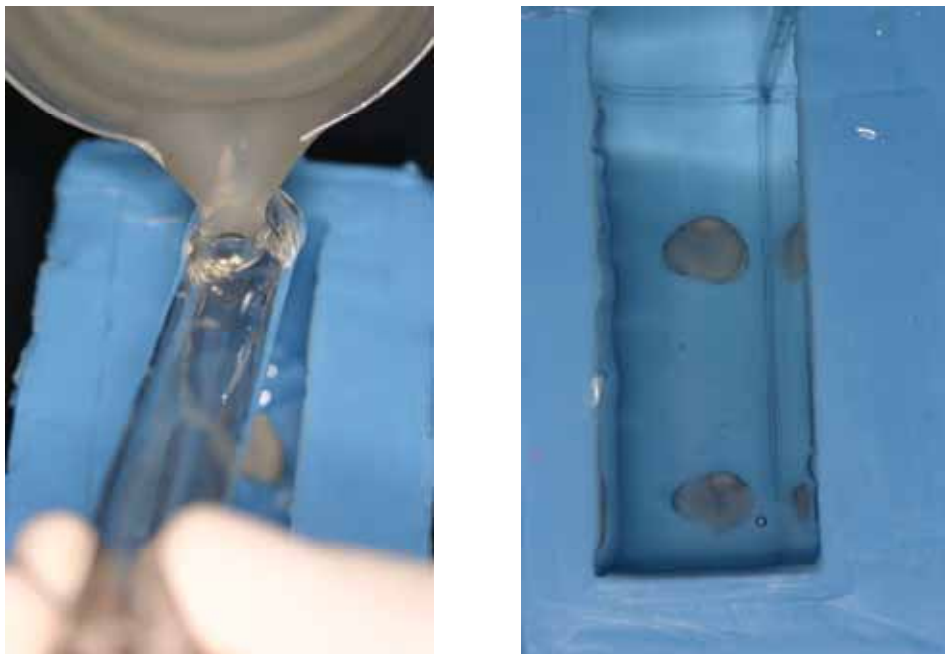


FIGURA 5. Após a manipulação da resina epoxi, evertu-se cuidadosamente para evitar a incorporação de bolhas.

Decorrido esse tempo, removeu-se o modelo do molde e nesta fase é necessário checar as condições ópticas do modelo fotoelástico no polariscópio. Caso o modelo não apresente as propriedades óticas satisfatórias<sup>15</sup>, o que prejudica a análise, deveremos descartá-lo e novamente repetir os passos até obter o modelo ideal (Fig. 6).

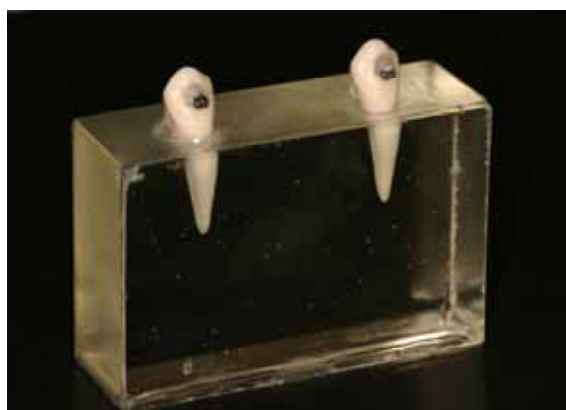


FIGURA 6. Modelo fotoelástico.

Com os dois modelos fotoelásticos definidos fixamos 1 tubo cruzado de marca Morelli® em cada dente (Fig. 7), e para isso, foi feita uma canaleta vertical utilizando 1 broca cilíndrica em baixa rotação, onde os tubos foram encaixados e colados com resina acrílica.



FIGURA 7. Modelo fotoelástico com os tubos cruzados posicionados.

Para cada modelo, utilizou-se uma mola T, confeccionada com fio de Titânio-molibdênio (TMA) de marca Ormco®, Glendora, CA., com secção transversal de 0,017" x 0,025". No intuito de manter o padrão das molas T, foi feito um template cujas medidas foram: 10,0mm de comprimento e 7,0mm de altura (Fig. 8).



FIGURA 8. Template para padronizar a confecção das molas T padrão Marcotte (45 graus) e Souza (30 graus).

Foram utilizados dois critérios de ativação, sendo que, para um modelo, foi inserida uma mola T com pré-ativação na base apical de  $45^{\circ 21}$  e, para outro modelo, foi inserida uma mola T com pré-ativação na base apical de  $30^{\circ 14,20}$ .

Após a checagem em posição neutra das molas T, estas foram inseridas nas canaletas horizontais dos tubos cruzados, centralizadas em uma distância interbraquete de 27,0mm<sup>11</sup> e avaliadas em três ativações: com 5,0mm, 2,5mm e em posição neutra. Para observar a fidelidade dos resultados, esses testes foram repetidos por mais duas vezes e mostraram-se coincidentes.

Os testes foram realizados no laboratório de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia-MG (Departamento de Física), avaliados através de um polariscópio de refração e fotografados com equipamento digital Canon REBEL EOS 300D - 6.3 mega pixels. Lente Canon macro 100,0 mm ultrasonic e Flash circular Canon MACRO RING LITE MR-14EX, para obtenção dos resultados (Fig. 9).

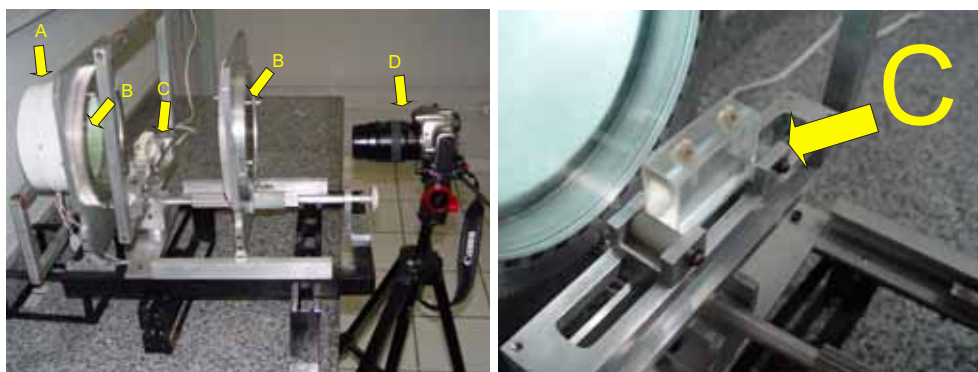


FIGURA 9. Polariscópio circular plano, projetado e produzido pelos Docentes da Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia.

## RESULTADOS

Os resultados foram obtidos pela leitura das franjas fotoelásticas nos modelos, com a utilização de molas T de Burstone<sup>2</sup>, com dois diferentes tipos de pré-ativação<sup>14,20,21</sup>. A mola foi analisada em três posições diferentes, sendo a primeira em posição neutra, a segunda com uma ativação de 2,5mm e a última com ativação de 5,0mm.

As interpretações foram analisadas de maneira descritiva, sendo as leituras realizadas em forma de gráficos, divididos para as três porções de cada dente, sendo uma mesial, uma apical e outra distal, analisadas uma a uma separadamente e depois comparadas com o dente adjacente (Fig. 10).

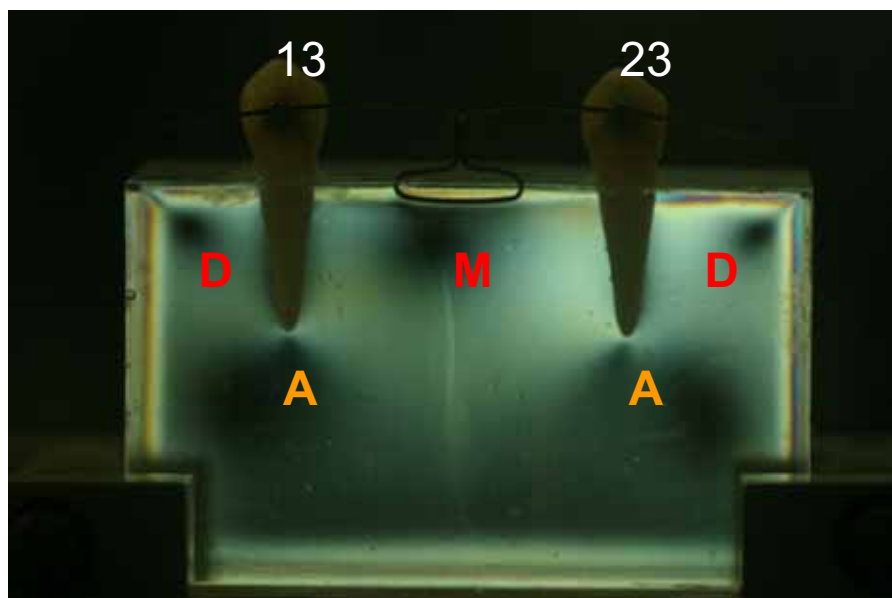


FIGURA 10. Nomenclatura sugerida para leitura e interpretação da ordem de franja do modelo fotoelástico.

A leitura da ordem de franjas foi realizada através da interface do violeta e azul, formada nas superfícies distal, mesial e



apical de cada dente, tomando-se a distância como referência para realizarmos os gráficos de análise. Do nível de mais baixa tensão para o nível de mais alta tensão, formam-se as seguintes cores: preto, amarelo, vermelho, azul, amarelo, vermelho, verde amarelo, vermelho, verde (Fig. 11).

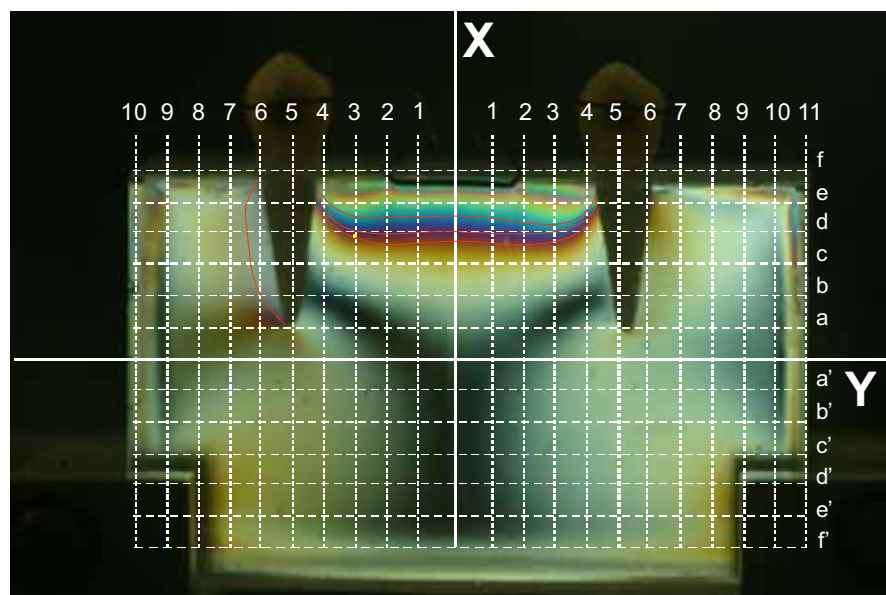


FIGURA 11. Diagramação do eixo cartesiano para facilitar a leitura dos pontos da ordem de franja no modelo fotoelástico.

**Eixo X** leitura realizada das ordens de franjas, variando-se de 0,5mm;

**Eixo Y** leitura realizada em milímetros, com nomenclatura alfabética.

A figura abaixo mostra a ordem de franja de 0,0mm no modelo fotoelástico, em decorrência da ausência da mola T. Nesse caso, o modelo fotoelástico está livre de qualquer interferência de forças (Fig. 12).

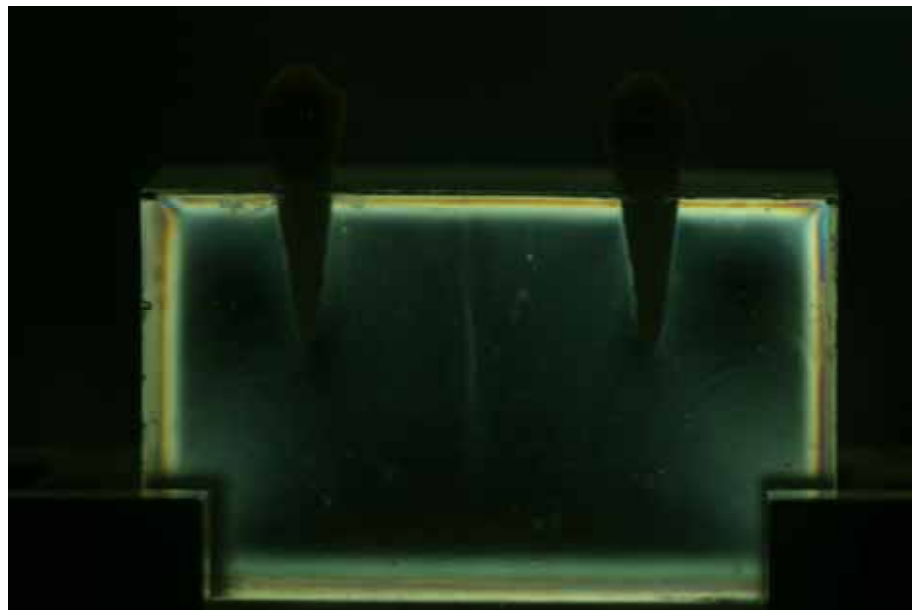
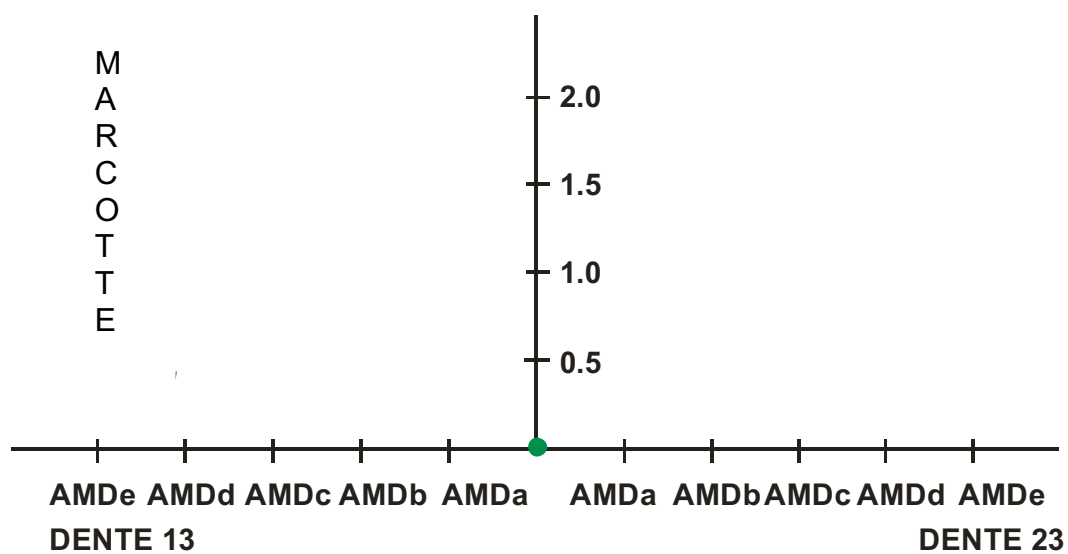


FIGURA 12. Através do polariscópio, observamos a ordem de franjas de 0,0mm em decorrência da ausência da mola T.

**GRÁFICO 1**

Ordem de franja



Modelo fotoelástico livre de tensão, representado pelo gráfico 1 onde a ordem de franja é 0,0mm em toda a superfície radicular de ambos os dentes.

## Ordem de franja e interpretação da mola T, com pré-ativação preconizada por Marcotte e Souza.

### Pré-ativação preconizada por Souza

Em posição neutra, a mola T, com pré-ativação preconizada por Souza, demonstrou ordem de franja inferior a 0,5mm em toda a superfície radicular. Isso quer dizer que, nessa análise qualitativa, o estresse, apesar de ser distribuído igualmente desde a região cervical até o ápice radicular, sugere-nos pouca quantidade de energia ou uma magnitude de força muito baixa aplicada nesses dentes (Fig. 13).

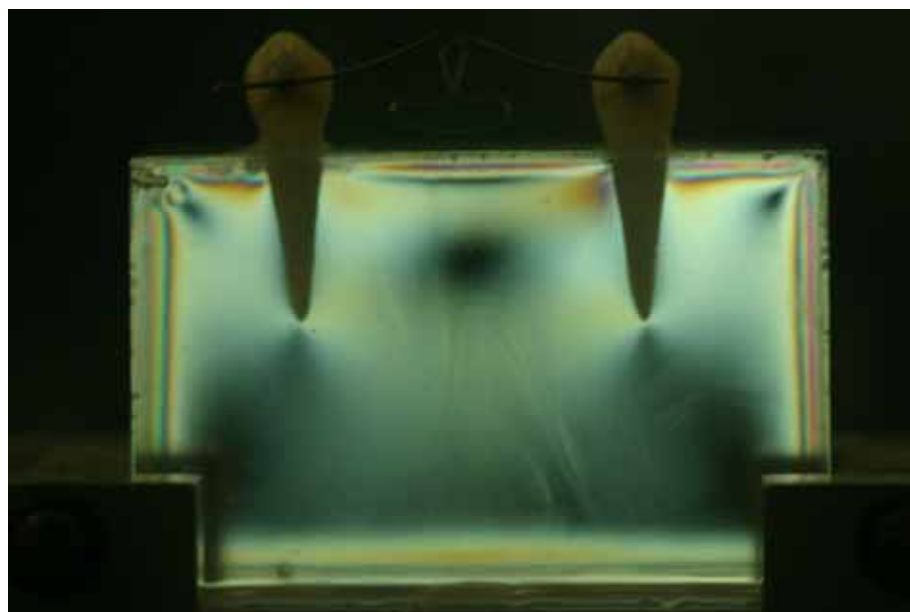
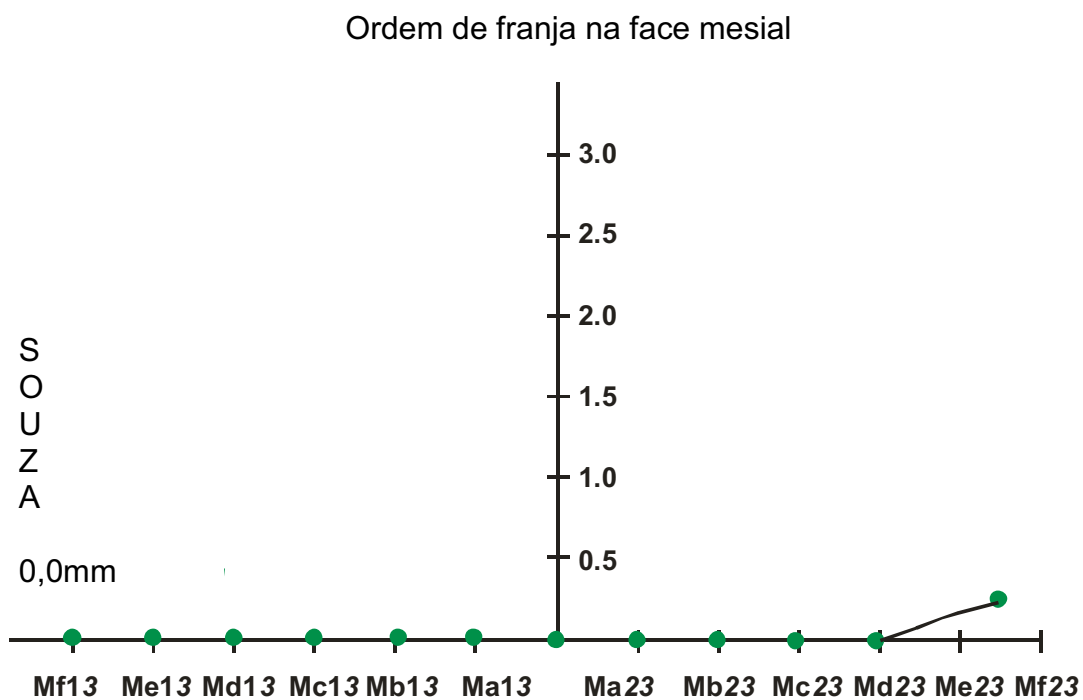


FIGURA 13. Ativação em posição neutra (ativação de 0,0mm).

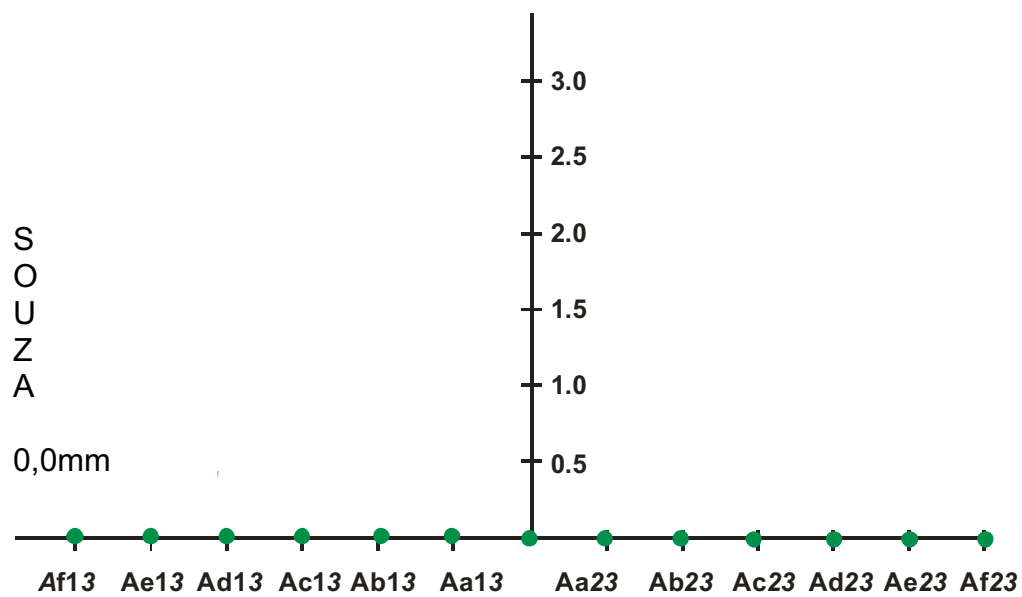
## GRÁFICO 2



A representação no gráfico 2 demonstra que a mola T com pré-ativação de Souza, na posição neutra, formou uma ordem de franja de 0,0mm em toda a superfície mesial, com exceção da região cervico-mesial do dente 23. Nessa região, a ordem de franja foi de 0,0mm a 0,5mm e não representou relevância.

**GRÁFICO 3**

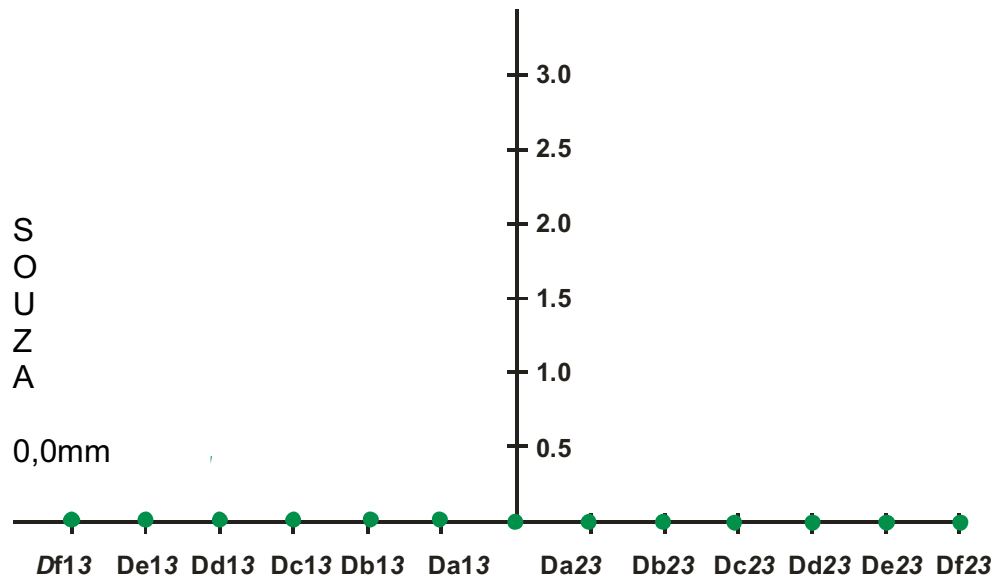
Ordem de franja na face apical



O gráfico 3 demonstra que a mola T com pré-ativação de Souza e em posição neutra gerou uma ordem de franja de 0,0mm em toda a extensão apical para ambos os dentes.

**GRÁFICO 4**

Ordem de franja na face distal



Representação gráfica da mola T com pré-ativação de Souza em posição neutra. Em toda a extensão distal, a ordem de franja é 0,0mm (gráfico 4).

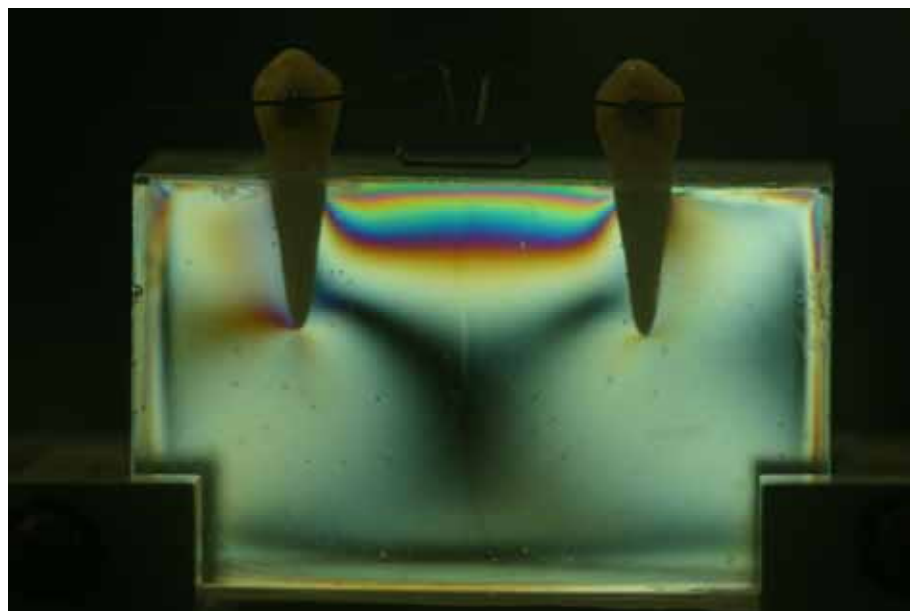
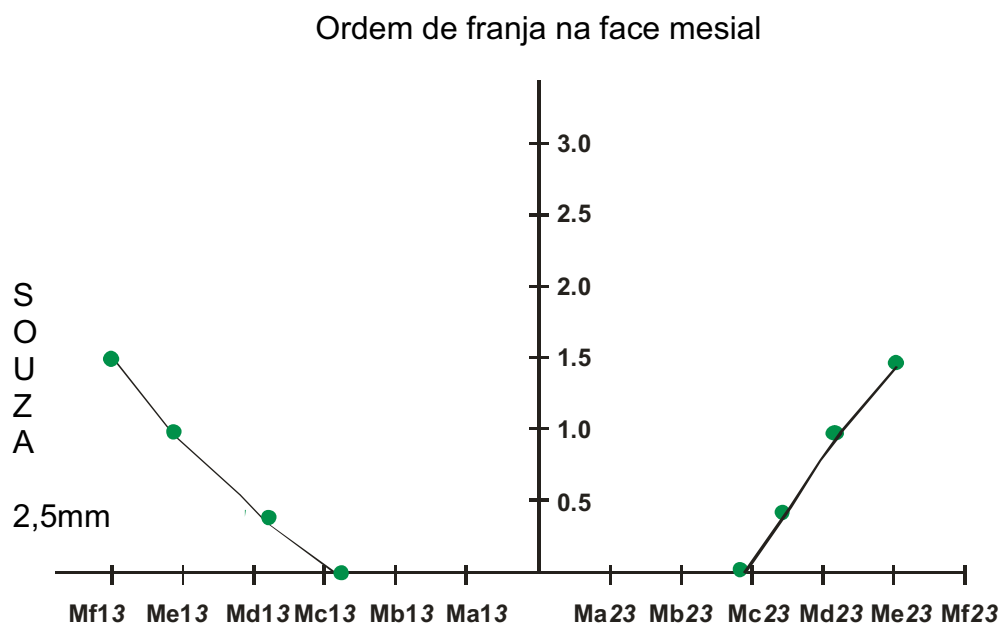


FIGURA 14. Ativação da mola T em 2,5mm.

Ao analisar a figura 14, observa-se que, no terço médio e cervical, dos dentes 13 e 23, a ordem de franja apresenta-se entre 1,5mm a 2,0mm. Já na região disto-apical do dente 13 e 23, a ordem de franja apresenta-se em 0,5mm considerada com pouca energia gerada para essa região, o que sugere movimento de inclinação controlada. Uma discreta assimetria foi observada na região disto-apical do dente 13, porém sem relevância significativa para a análise qualitativa sugestiva de ativação assimétrica ou posicionamento discretamente descentralizado ou, ainda, alguma interferência na confecção da mola.



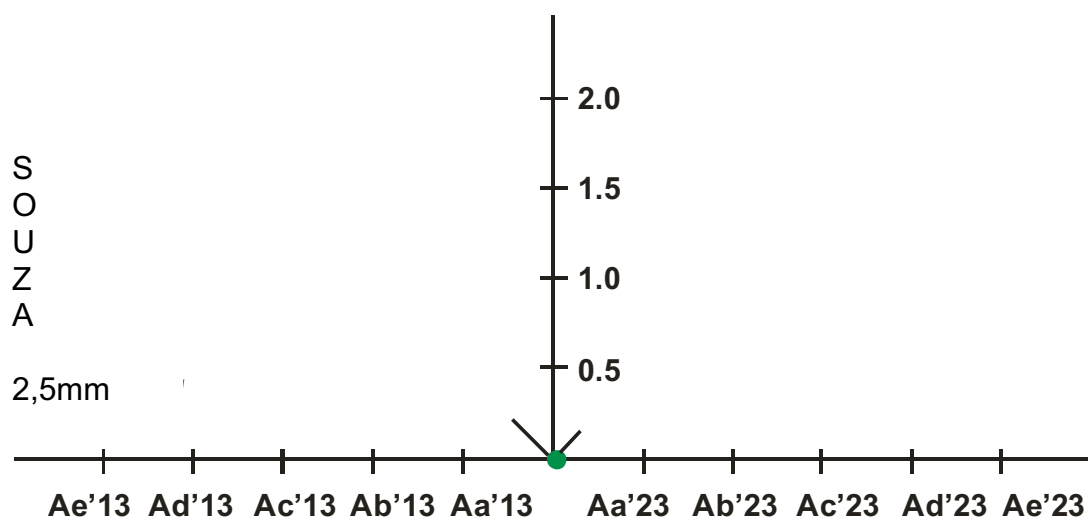
GRÁFICO 5



Representação gráfica da mola T com 2,5mm de ativação e pré-ativação preconizada por Souza. Observou-se concentração de franjas de 1,5mm e propagação dessa ordem de franja de maneira simétrica (gráfico 5).

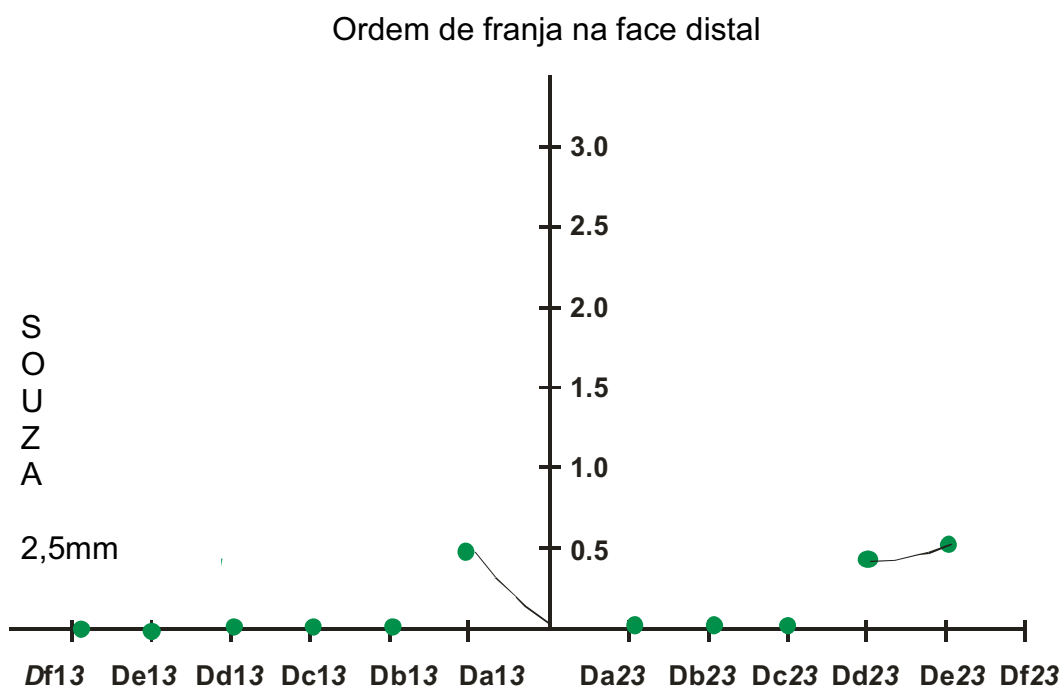
**GRÁFICO 6**

Ordem de franja na face apical



Representação gráfica da mola T com 2,5mm de ativação e com pré-ativação preconizada por Souza. Observou-se uma concentração de franjas próxima de 0,0mm, porém discretamente maior para o dente 13 (gráfico 6).

GRÁFICO 7



Representação gráfica da mola T com 2,5mm de ativação e com pré-ativação preconizada por Souza. Observou-se uma concentração de franjas de 0,5mm no terço disto-cervical do dente 23 e ordem de franja 0,5mm no terço inferior distal do dente 13 (gráfico 7).

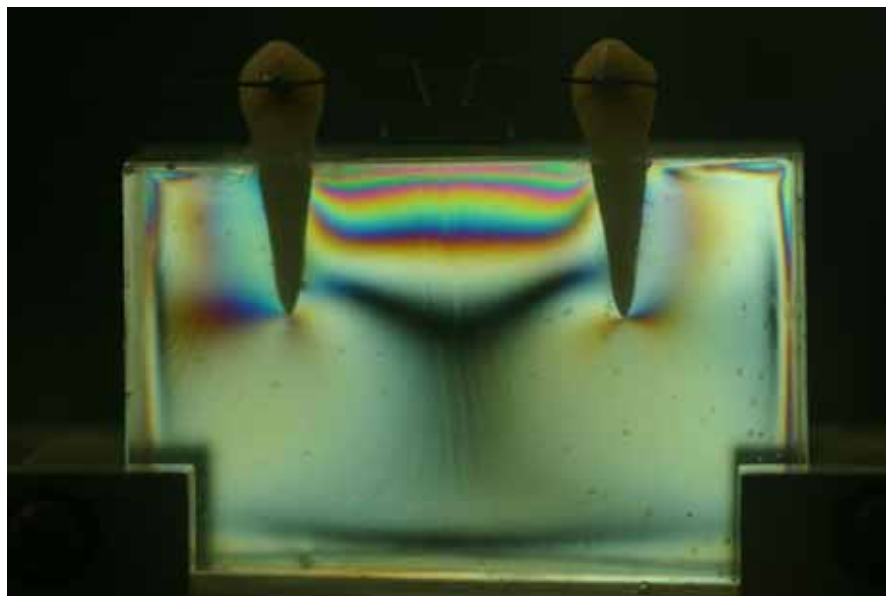
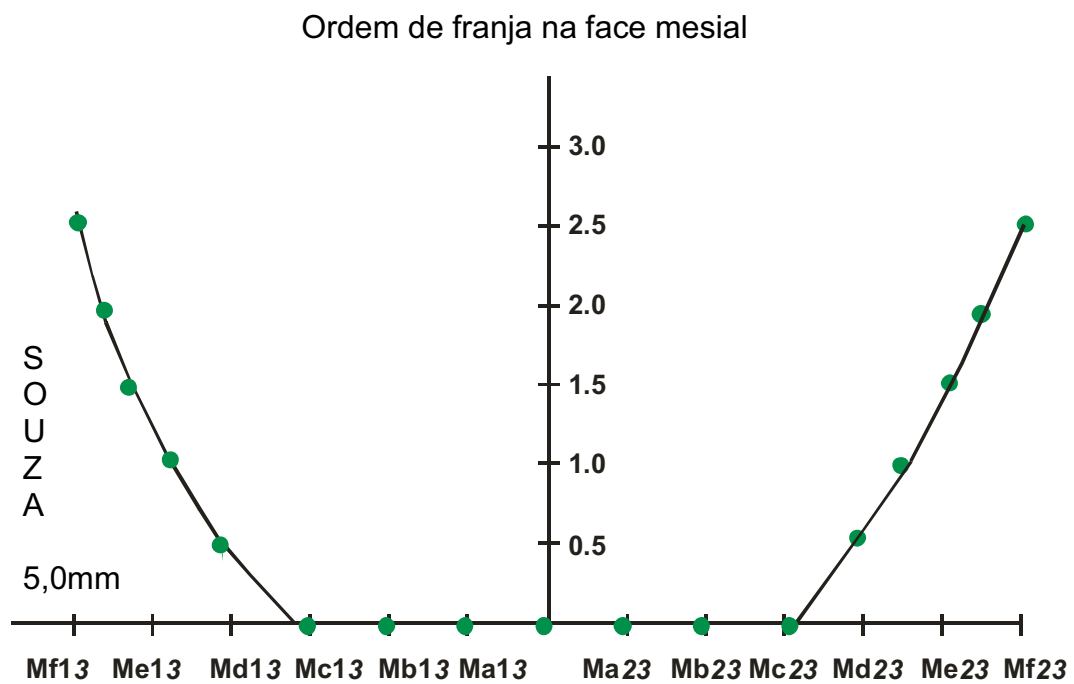


FIGURA 15. Ativação da mola T em 5,0mm (ativação máxima).

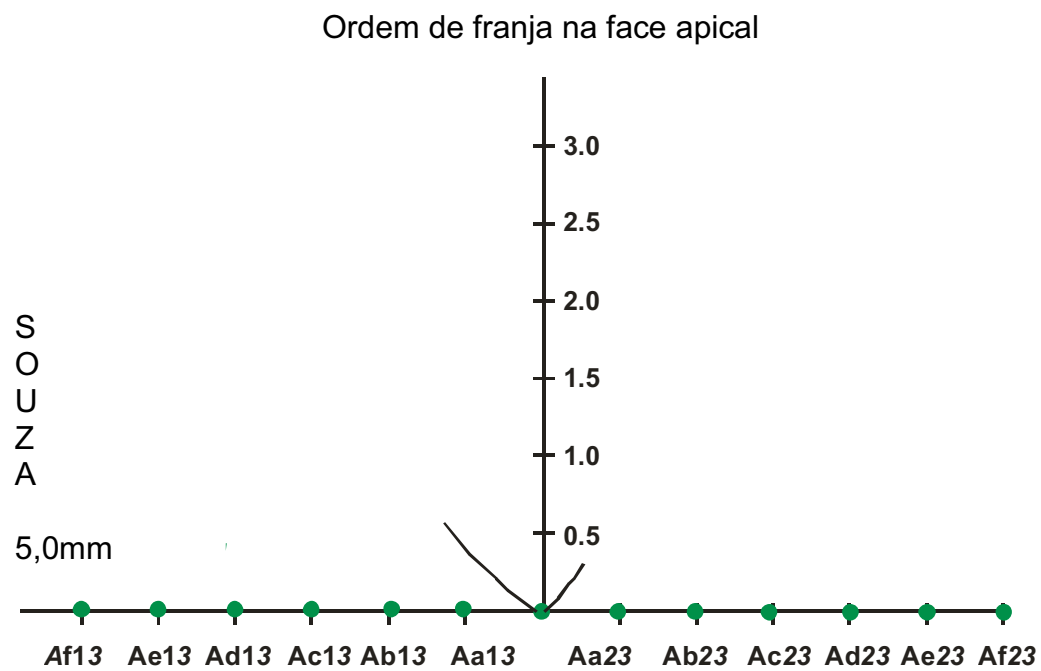
Na figura 15, observou-se ordem de franja discretamente maior que 2,5mm, demonstrando que a mola T com pré-ativação de 30° apresenta um acúmulo de energia maior em relação à mola T com pré-ativação de 45°, na mesma ativação.

GRÁFICO 8



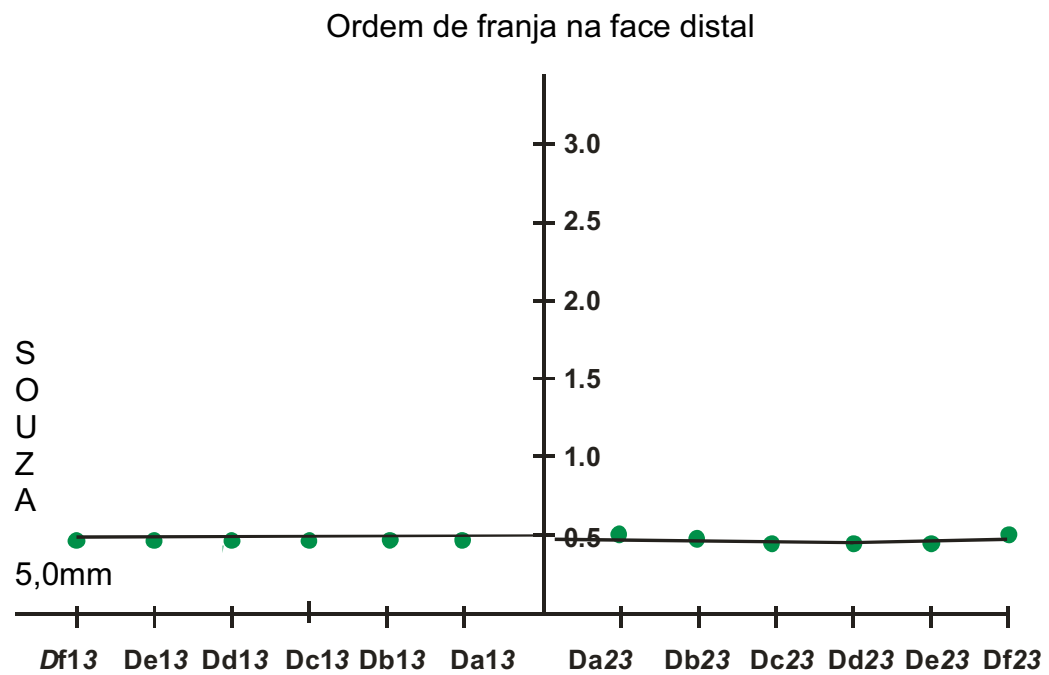
Representação gráfica da mola T com 5,0mm de ativação e com pré-ativação preconizada por Souza. Observou-se uma concentração de franjas entre 0,5mm região do terço médio radicular e 2,5mm na região do terço médio cervical (gráfico 8).

## GRÁFICO 9



Representação gráfica da mola T com 5,0mm de ativação e com pré-ativação preconizada por Souza. Observou-se uma concentração de franjas entre 0,0mm a 0,5mm para o dente 23 e discretamente maior a 0,5mm no terço apical para o dente 13 (gráfico 9).

GRÁFICO 10



Representação gráfica da mola T com 5,0mm de ativação e com pré-ativação preconizada por Souza. Observou-se uma concentração de franjas de 0,5mm em toda a superfície distal radicular do dente 23 e no dente 13 (gráfico 10).

**Pré-ativação preconizada por Marcotte.**

Em posição neutra, a mola T com as pré-ativações preconizadas por Marcotte, demonstrou que a ordem de franja foi inferior a 0,5mm em toda a superfície radicular. Isso quer dizer que, nessa análise qualitativa, o estresse, apesar de ser distribuído igualmente desde a região cervical até o ápice radicular, sugere-nos pouca quantidade de energia ou magnitude de força baixa aplicada nos dente (Fig. 16).

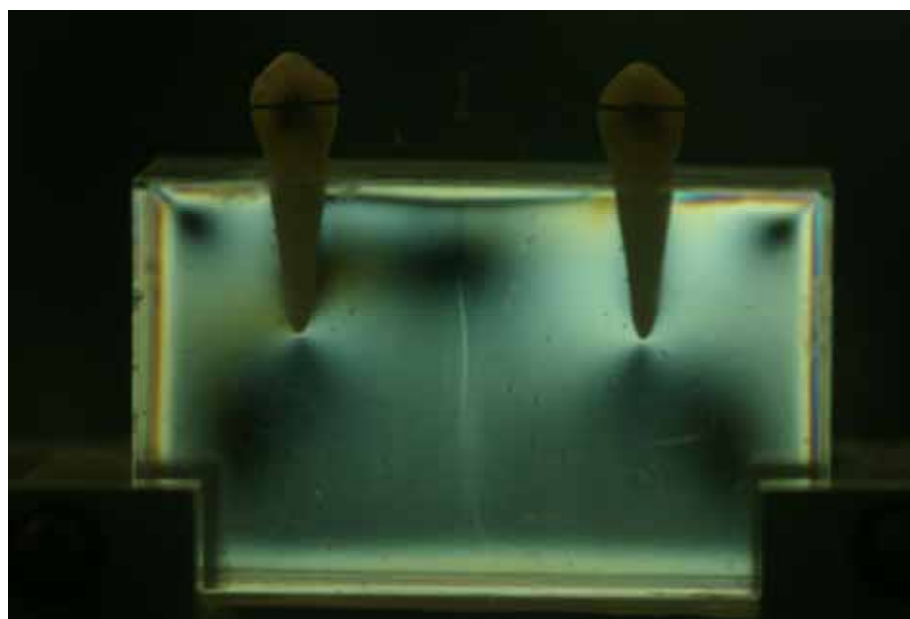
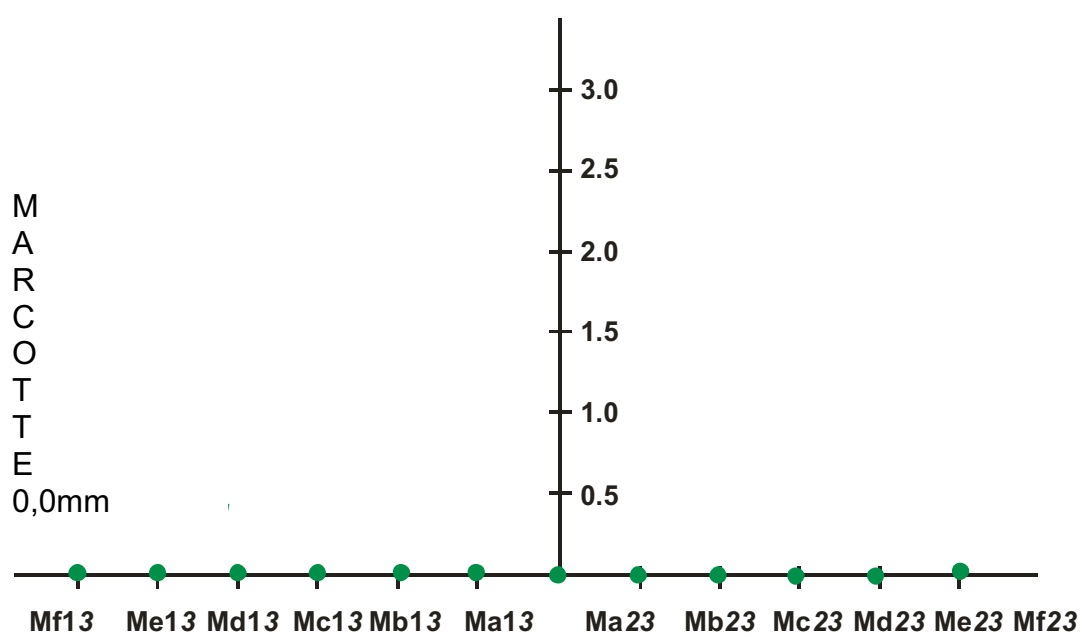


FIGURA 16. Ativação em posição neutra (ativação de 0,0mm).



## GRÁFICO 11

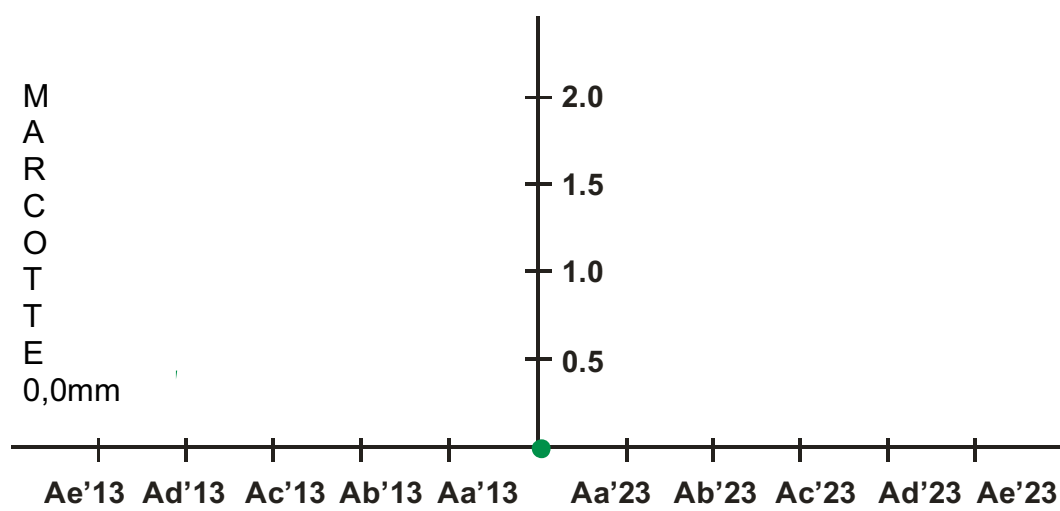
Ordem de franja na face mesial



Representação gráfica da mola T com pré-ativação de Marcotte na posição neutra. Em toda a extensão distal, a ordem de franja é 0,0mm (gráfico 11).

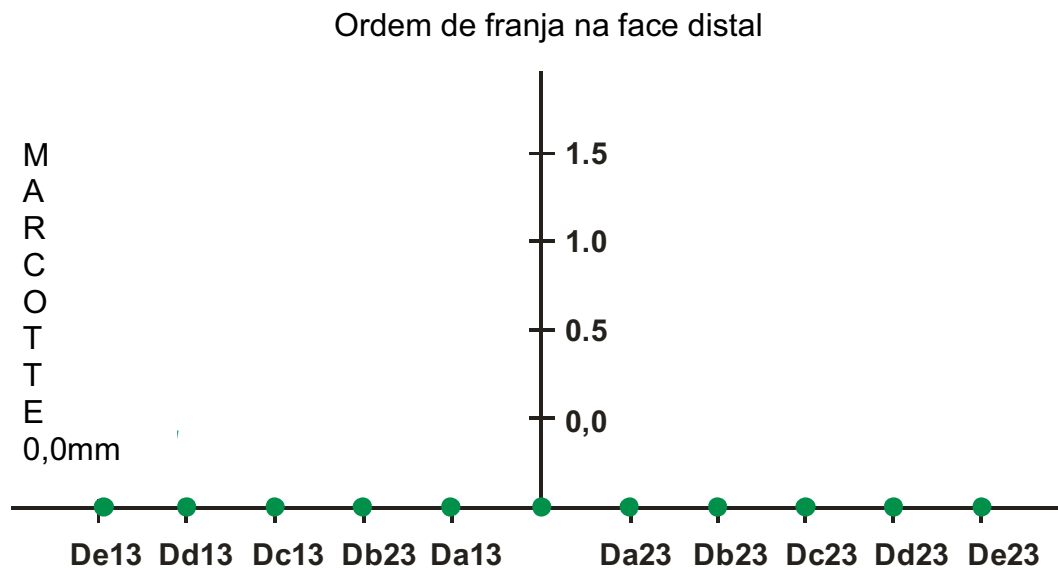
## GRÁFICO 12

Ordem de franja na face apical



Representação gráfica da mola T com pré-ativação de Marcotte na posição neutra. Em toda a extensão apical, a ordem de franja é 0,0mm.

GRÁFICO 13



Representação gráfica da mola T com pré-ativação de Marcotte na posição neutra. Em toda a extensão distal, a ordem de franja é 0,0mm.

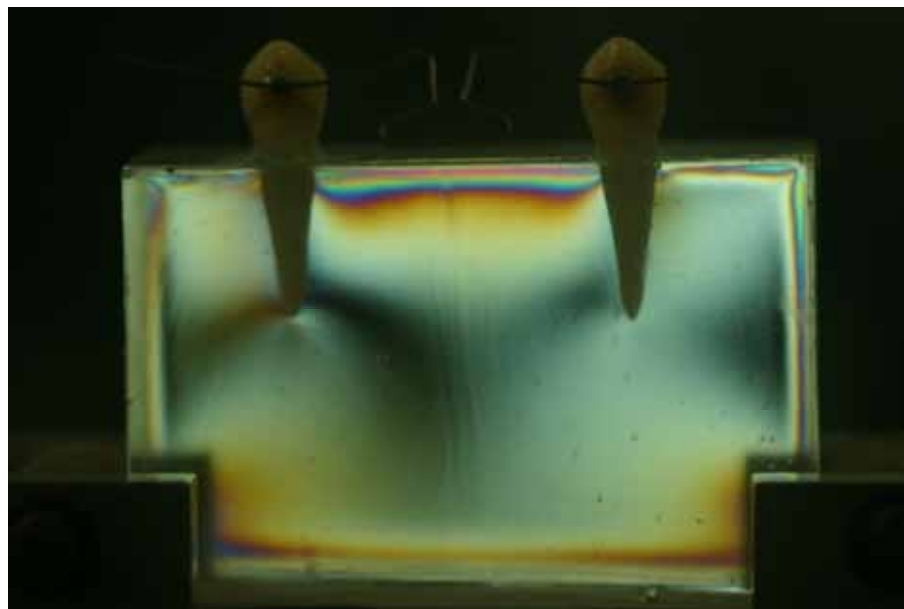
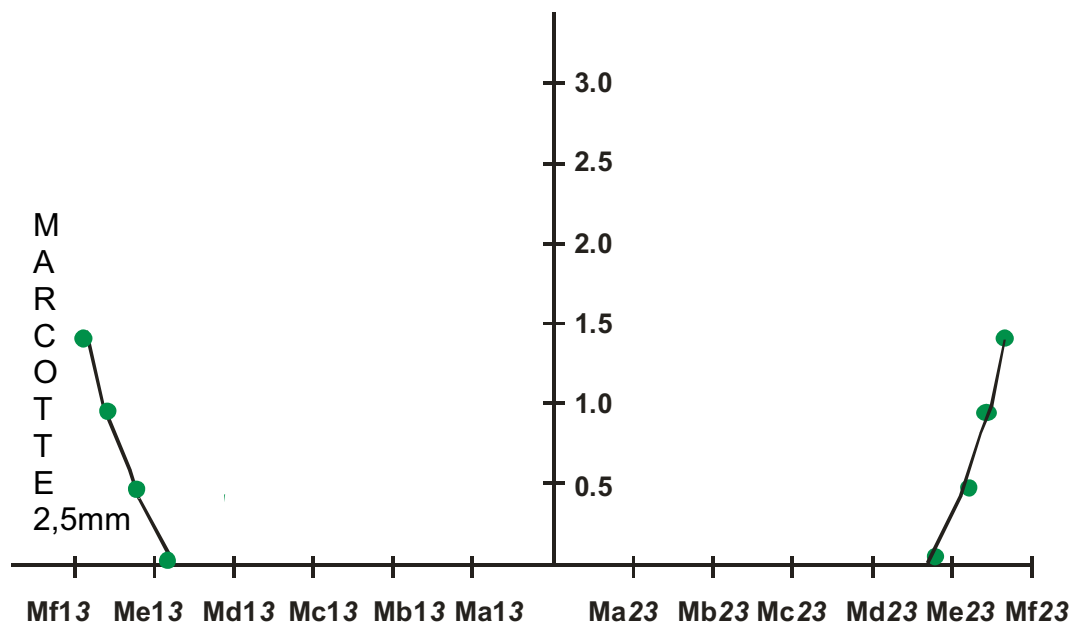


FIGURA 17. Ativação da mola em 2,5mm.

Na figura 17, observou-se ordem de franja discretamente menor que 1,5mm, demonstrando que a mola T com pré-ativação de 45° apresenta um acúmulo de energia discretamente menor em relação à mola T com pré-ativação de 30°, quando ativada a 2,5mm.

## GRÁFICO 14

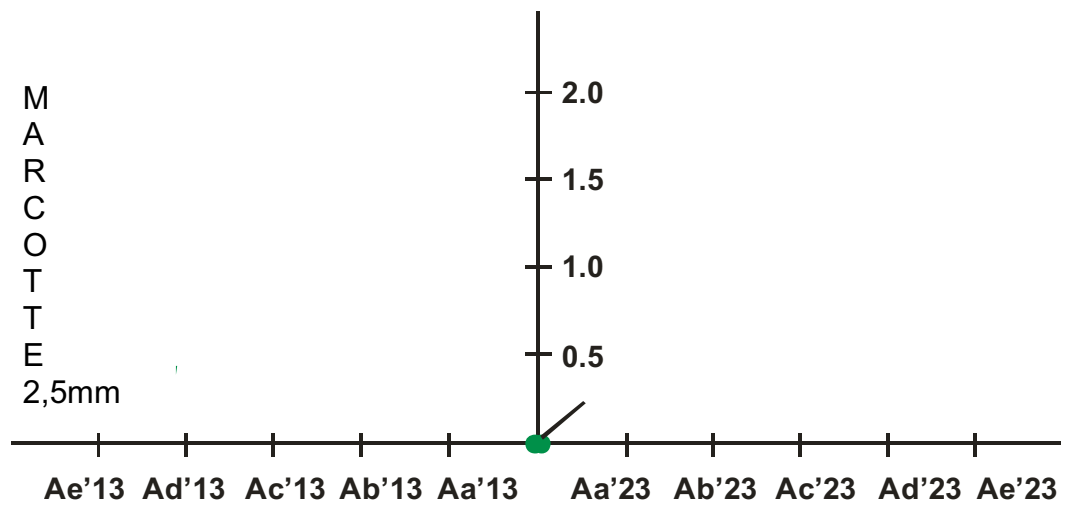
Ordem de franja na face mesial



Representação gráfica da mola T com 2,5mm de ativação e com pré-ativação preconizada por Marcotte. Observou-se concentração de franjas entre 0,0mm no terço médio da superfície radicular e 1,5mm no terço cervical (Gráfico 14).

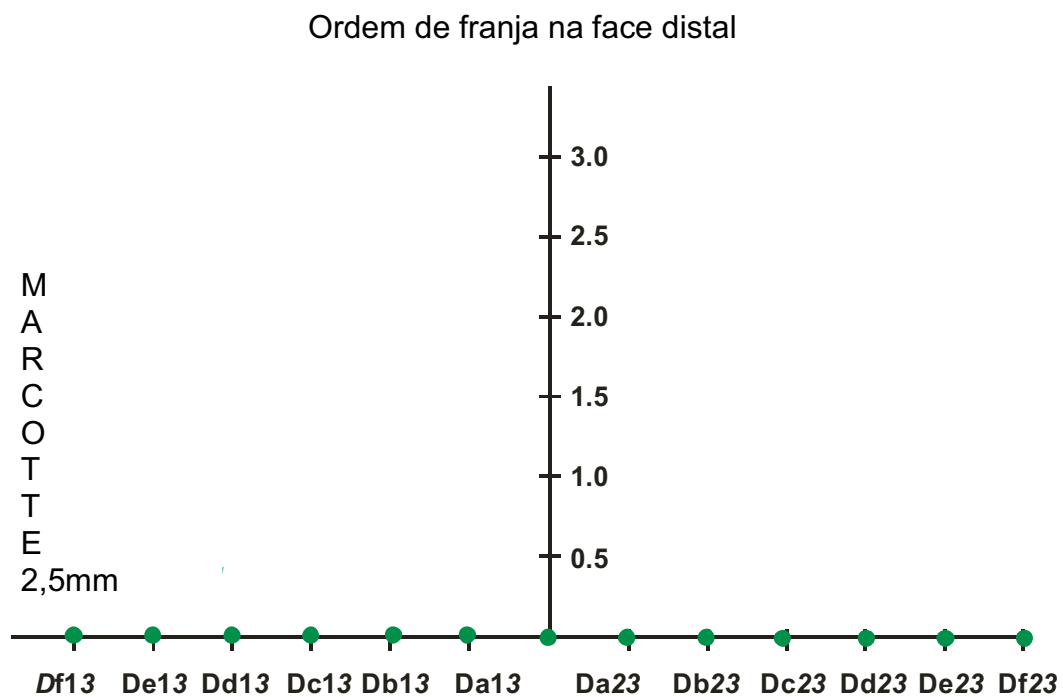
**GRÁFICO 15**

Ordem de franja na face apical



O gráfico 15 demonstra que a mola T com 2,5mm de ativação e com pré-ativação preconizada por Marcotte gerou uma concentração de franjas próximo a 0,0mm no terço apical.

GRÁFICO 16



Representação gráfica da mola T com pré-ativação de Marcotte na ativação de 2,5mm. Em toda a extensão distal, a ordem de franja foi 0,0mm (gráfico 16).

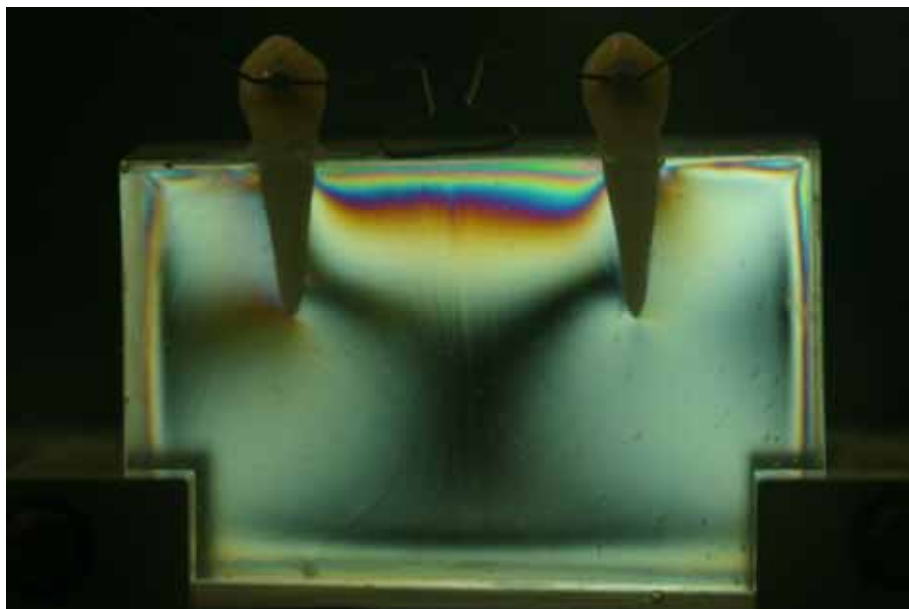
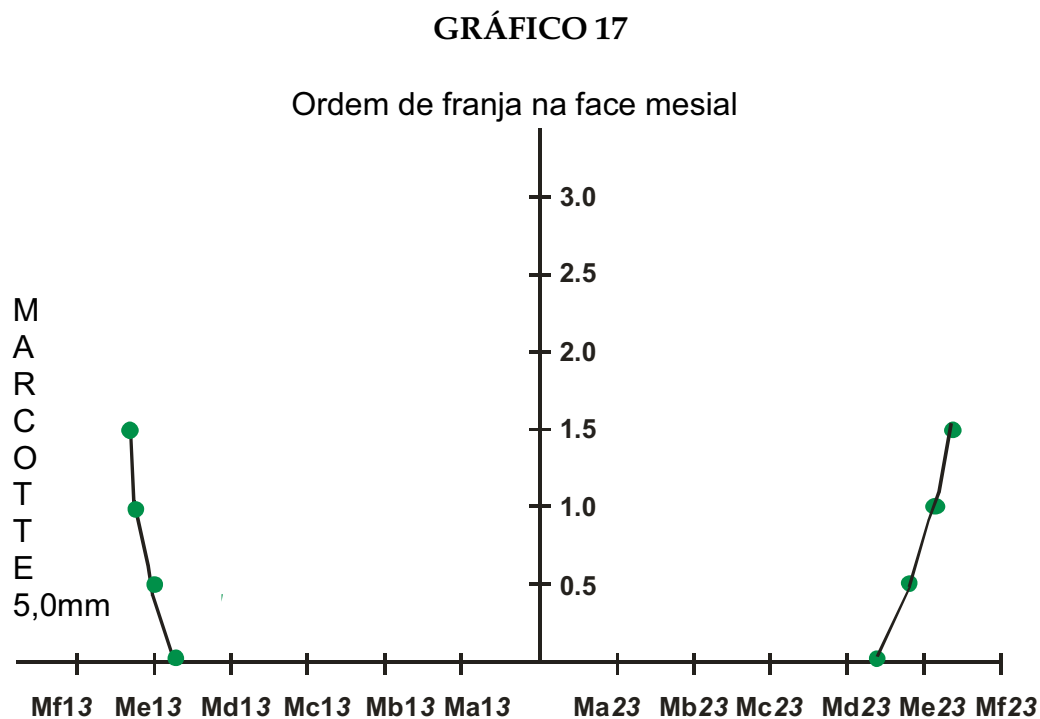


FIGURA 18. Ativação da mola em 5,0mm.

Na figura 18 observou-se ordem de franja aquém de 1,5mm, o que demonstra que a mola T com pré-ativação de 45° apresenta acúmulo de energia discretamente menor em relação à mesma mola, com pré-ativação de 30°, quando ativada a 2,5mm. Ao comparar as figuras 17 e 18, observou-se uma ordem de franja diferente entre a ativação de 2,5mm e 5,0mm, utilizando-se pré-ativação preconizada por Marcotte, sendo que houve maior energia para a ativação de 5,0mm.

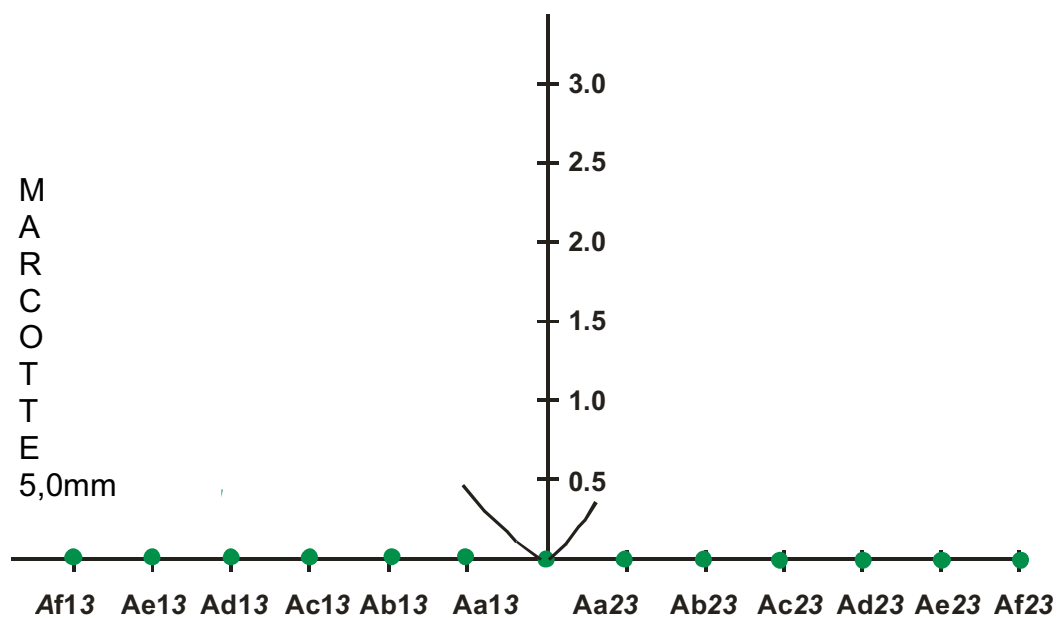




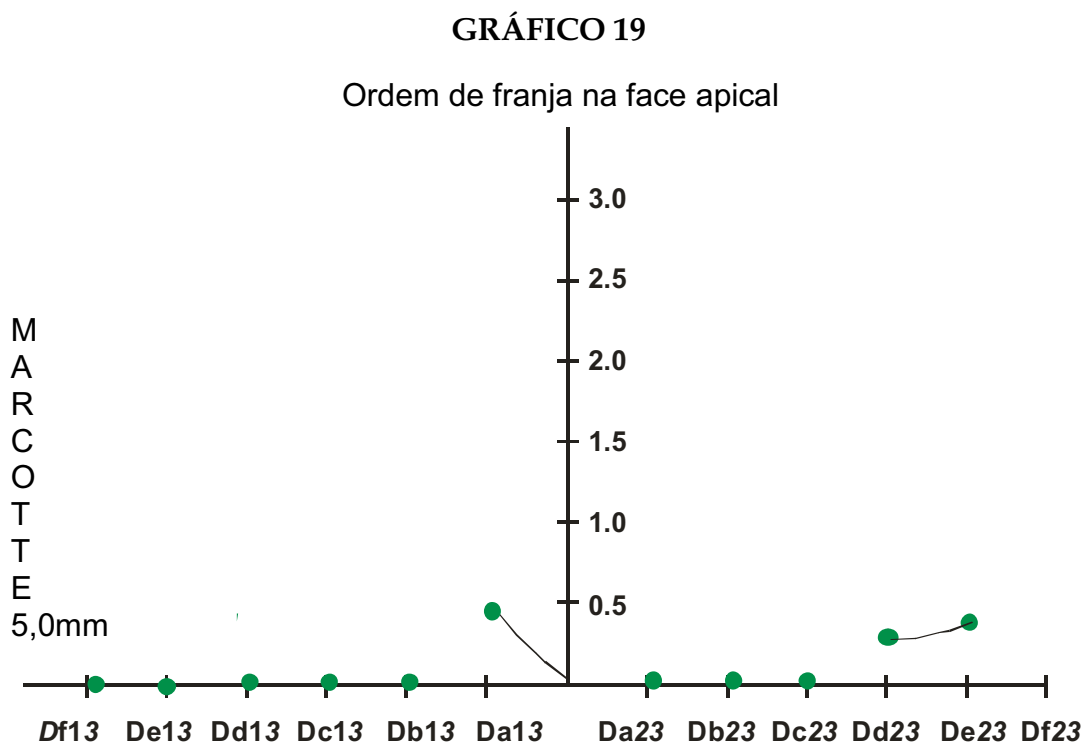
Representação gráfica da mola T com 5,0mm de ativação e com pré-ativação preconizada por Marcotte. Observou-se uma concentração de franjas entre 0,0mm no terço médio e 1,5mm no terço cervical (gráfico 17). Ao comparar este com o gráfico 8, observou-se que a ordem de franja foi mais intensa para a mola T com pré-ativação preconizada por Souza ativada a 5,0mm, demonstrando que a energia gerada por aquela mola é mais alta.

## GRÁFICO 18

Ordem de franja na face apical



Representação gráfica da mola T com 5,0mm de ativação e com pré-ativação preconizada por Marcotte. Observou-se uma concentração de franjas entre 0,0mm e 0,5mm no terço apical, porém houve energia mais alta para o dente 13 (gráfico 18).



Representação gráfica da mola T com 5,0mm de ativação e com pré-ativação preconizada por Marcotte. Observou-se uma concentração de franjas próxima de 0,5mm na região disto-cervical do dente 23 e uma ordem de franja de 0,5mm na superfície distal no terço inferior no dente 13 (gráfico 19).

Ao analisar cada figura, notou-se que, para ambas as pré-ativações, a concentração de energia desprendida é muito semelhante e acontece de forma simétrica em todos os testes. Observou-se presença de discreta assimetria e acredita-se que estas são decorrentes de discreta descentralização da mola no ato da instalação e/ou em sua ativação ou, ainda, uma assimetria ocorrida em sua confecção.

## DISCUSSÃO

O fechamento de espaços na Ortodontia deve ser realizado conforme a necessidade apresentada em cada caso específico<sup>2,3,4,5,7,11,13,14,17,18,19,20,21,22,23,24</sup>. A escolha adequada dos diversos mecanismos requer profundo conhecimento da biomecânica apresentada pelos dispositivos de retração, assim como o sistema de força liberado por eles. Para isso, as molas de fechamento de espaço deverão liberar uma baixa proporção carga/deflexão e uma alta proporção momento/força, possibilitando, desse modo, um bom controle do movimento dentário.

O objetivo deste trabalho foi avaliar, pelo método experimental fotoelástico, o sistema de força da mola T centralizada com dois tipos de pré-ativação de 30°<sup>14,20</sup> e de 45°<sup>21</sup>. O fenômeno fotoelástico foi introduzido em 1935 por um Ortodontista<sup>25</sup> que, em sua pesquisa, utilizando dentes esculpidos à base de resina com propriedade fotoelástica, avaliou as áreas de pressão e tensão nas raízes desses dentes quando forças eram aplicadas. A partir daí, a fotoelasticidade tomou seu lugar permanentemente nas pesquisas para avaliar as propriedades de materiais odontológicos que sofrem, de alguma forma, certo tipo de força intrabucal<sup>7,9,10,15</sup>.

Ela se baseia no fato de que um material transparente é opticamente ativo sob situações de carga quando iluminado por luz monocromática. Desta forma, linhas escuras e claras intercalam-se formando o que se denomina de isocromáticas e isoclínicas. Esse efeito óptico denominado de franjas fotoelásticas traduz a tensão ou deformação sofrida pelo corpo, podendo ser mensurada qualitativa e quantitativamente<sup>10</sup>.

---

Esse método avalia a situação inicial de tensão, limitando-se apenas a fase inicial do movimento dentário<sup>13</sup>, registrado por um equipamento denominado polariscópio que utiliza as propriedades da luz polarizada, em sua operação. Essas ondas são usadas para determinação do estado de tensão através do padrão de interferência luminosa<sup>8</sup> formada por um sistema de iluminação, um par de polarizadores e uma estrutura para sustentar e estabilizar o modelo analisado<sup>9</sup>.

Para determinar os resultados qualitativos da ordem de franjas isocromáticas e isoclínicas, necessitamos de um grande número de pontos e de medidas, além de tempo para obtenção e interpretação. Após a tomada fotográfica, as imagens deverão ser impressas, parâmetros deverão ser traçados e um mapa da ordem de franja deverá ser construído para obtenção dos resultados.

Inicialmente, realizamos testes experimentais em modelos-piloto, com a finalidade de permitir correta investigação da metodologia e materiais a serem utilizados, definir o número de repetições necessárias, técnica de confecção desses modelos, técnica de leitura, calibração do pesquisador e obtenção de resultados confiáveis<sup>15</sup>.

Para a construção de um modelo fotoelástico ideal, foi seguido alguns princípios básicos para que não ocorram erros. A utilização de dentes multirradiculares em modelos fotoelásticos pode comprometer a interpretação dos resultados devido à sobreposição de franjas que, possivelmente, irão ocorrer em função da proximidade entre as raízes<sup>5,7</sup>.

Evitou-se material resinoso com retorno lento em condição de estresse e que apresente tensão residual antes e depois da suspensão das forças aplicadas, além de, obrigatoriamente, ter baixo

módulo de elasticidade, alta constante ótica e resistência, ser de fácil manipulação e baixo custo<sup>15</sup>.

Ao surgir o interesse pela análise da mola T em modelo fotoelástico, e considerando que seríamos limitados aos movimentos iniciais do dente, despertamos para a análise de um padrão de ativação inicial (posição neutra), posteriormente, para a análise de ativação da mola T com ativação intermediária e, finalmente, a uma ativação máxima. Segundo Burstone<sup>2,3</sup>, a ativação máxima da mola T seria de 6,0mm e a posição neutra seria de 0,0mm. Outros autores consideram que a ativação máxima desse dispositivo seria de 5,0mm, sendo que em posição neutra ela apresentaria uma ativação de -2,0mm<sup>14,20,21</sup>.

Em relação ao tipo de liga utilizada na confecção da mola T, optamos pela liga de titânio-molibdênio, uma vez que, clinicamente, seria mais indicada devido à magnitude de força ser menor<sup>24</sup>, quando comparada àquelas confeccionadas com fio de aço inoxidável<sup>19,22,23</sup>.

A mola T centralizada no espaço interbraquete apresenta valores semelhantes para o sistema de força liberado entre o segmento da unidade de ancoragem e da unidade de retração<sup>11,17,20,21</sup>, resultantes da dobra de pré-ativação, em “V” simétrico, clinicamente, resultando em movimentos dentários mais simétricos.

Na análise dos gráficos, notamos que tanto para a pré-ativação de 30 e 45 graus na base apical, podemos observar que em posição neutra a distribuição das franjas fotoelásticas ocorreu simetricamente em ambas as pré-ativações. A diferença ocorrida foi a quantidade das franjas que aumentaram gradativamente, conforme o aumento da ativação, o que gerou, conseqüentemente, maior magnitude de força. Ao comparar a magnitude de força entre as duas pré-ativações

(Gráficos 8 e 17), pode-se afirmar que a maior magnitude foi observada na pré-ativação de 30 graus.

O posicionamento da mola T no espaço interbraquete e a quantidade de ativação estão diretamente relacionados ao tipo de movimento gerado por esse dispositivo. Ao ativar a mola T em 5,0mm, a proporção M/F é de 7,6 e isso proporciona um movimento de inclinação controlada porque seu centro de rotação estará posicionado mais apical<sup>3</sup>. Após 1,0mm de desativação, a proporção M/F será de 9,1. Nesta, os dentes se movimentar-se-ão por translação. Se essa desativação continuar, o movimento dentário irá ocorrer por movimento radicular<sup>3</sup> e nessa hora, a mola deverá ser reativada para evitar contato entre as raízes dos dentes adjacentes às extrações dentárias.

Neste estudo experimental em modelos fotoelástico, observou-se uma concentração maior de franjas fotoelásticas na região cervico-mesial e nenhuma franja na região disto-apical na ativação máxima de ambas as molas. Conforme a desativação acontecia, esta ordem de franja ia diminuindo na região cervico-mesial e aumentando na região meso-apical, até a ordem de franja alcançar maior concentração de energia na região meso-apical, e menor na região cervico-mesial e disto-apical. Com essas características qualitativas, podemos deduzir que em ativação máxima, as molas promoveram tendência de movimento radicular na ativação de 0,0mm, movimento de corpo na ativação média e finalmente, na ativação máxima, movimento de inclinação controlada.

Observou-se pela análise dos gráficos 2, 5, 6, 7, 9, 15, 18, e 19 que, nos testes das molas, formaram-se franjas de ordem menor que 0,5mm. A avaliação dessa ordem apesar de, do ponto de vista qualitativo, mostrar-se insignificante, é importante ressaltar que esta assimetria pode

ter sido gerada resultante de uma excentricidade no posicionamento da mola T ou de assimetria ocorrida no desenho final da mola T.

Também notou-se, que o sistema de força liberado, em todos os grupos de teste, mostrou-se simétrico para ambos os dentes (13 e 23). Os resultados são coerentes se observarmos os testes realizados em ensaio mecânico<sup>3,4,11,19,20,21,23,24</sup> que mostram-se significativamente semelhantes.



---

## CONCLUSÃO

Utilizando o método experimental fotoelástico para análise qualitativa do sistema de força liberado pela mola T centralizada e confeccionada com fio de TMA 0,017" x 0,025", pode-se concluir que:

1. Em posição neutra, a mola T apresentou uma ordem de franjas muito baixa em toda a superfície radicular, o que sugere uma tendência de movimento de translação ou até apical ou radicular;
2. Com ativação de 2,5mm e 5,0mm, a ordem de franjas exibiu uma tendência de movimento de inclinação controlada;
3. A ordem de franjas não se mostrou muito diferente na ativação de 2,5mm entre a pré-ativação de 30° e 45°.
4. Com ativação de 5,0mm, a concentração de energia, ou de força, mostrou-se claramente maior em ambas as pré-ativações.

---

**ABSTRACT**

**A photo-elastic qualitative study of the force systems created by a retraction T loop in different pre-activation positions.**

**Objective:** To evaluate the force system created by a T spring with pre-activation centralized in the inter-bracket space recommended by Burstone. **Material and method:** The T spring with pre-activation, recommended by Burstone, was evaluated using photo-elastic models made with rectangular titanium-molybdenum wire (TMA) measuring 0,017" X 0,025", centralized and with activation positions of 6,0mm, 3,0mm and neutral. For better confidence in the results, the tests were repeated in three equally duplicated models which were constructed by the same technician. An inter-bracket distance of 27,0mm was used. To understand the results, the fringes were visualized through a polariscope, photographed and qualitatively analyzed. **Results:** By way of qualitative analyses of the order of the fringes in the photo-elastic model, it was observed that at the extremities of retraction and anchorage, both presented symmetry in the force system throughout the whole root extension.

**Key words:** Closing of orthodontic space.

---

**REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA**

1. ARTICOLO, L. C.; KUSY, K.; SAUNDERS, C. R.; KUSY, R.P. Influence of ceramic and stainless steel brackets on the notching of archwires during clinical treatment. **Eur J Orthod**, v.4, n. 22, p. 409-25, 2000.
2. BURSTONE, C, J. The segmented arch approach to space closure. **Am J Orthod**, v. 82, n. 5, p. 361-78, nov. 1982.
3. BURSTONE, C. J.; KOENIG, H. A. Optimizing anterior and canine retraction. **Am J Orthod**, v. 70, n. 1, p. 1-19, jul. 1976.
4. BURSTONE, C. J.; KUHMBERG, A. J. T - loop position and anchorage control. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 112, n. 1, p. 12-18, 1997.
5. BURSTONE, C, J.; PRYPUTNIEWICZ, R. J. Holographic determination of centers of rotation produced. **Am J Orthod**, v. 77, n. 4, p. 396-409, april. 1980.
6. CHACONAS, S. J.; CAPUTO, A. A.; DAVIS, J. C. The effects of orthopedic forces on the craniofacial complex utilizing cervical and headgear appliance. **Am J. Orthod**, v. 69, n. 5, p. 527-39, may, 1976.
7. CHACONAS, S. J.; CAPUTO, A. A.; MIYASHITA, k. Force distribution comparisons of various retraction archwires. **Angle Orthod**, v. 59, n. 1, p. 25-30, may, 1989.

- 
8. DALLY, J. W.; RILLEY, W. F. **Experimental stress analysis**. New York: McGrall-Hill. 1965.
  9. GLICKMAN, I.; ROEBER, F. W.; BRION, M.; PAMEIJER, J. H. N. Photoelastic analysis of internal stresses in the periodontium created by occlusal forces. **J Periodontol**, v. 41, n. 1 p. 30-5, jan, 1970.
  10. HARALDSON, T. Photoelastic study of some biomechanical factors affecting the anchorage of osseointegrated implants in the jaw. **Scand J Plast Reconstr Surg**, v. 14, n. 3, p. 209-214, 1980.
  11. HOENIGL, K. D.; FREUDENTHALER, J.; MARCOTTE, M. R.; BANTLEON, H. P. The centered T-loop- a new way of preactivation. **Am J Orthod and Dentof Orthop**, v. 108, n. 2, p. 149-53, aug, 1995.
  12. KUSY, R. P.; Whitley, J. Q. Friction Between Different Wire-Bracket Configurations and Materials. **Seminars in Orthodontics**, v. 3, n. 3, p. 166-77, 1997.
  13. LOTTI, R. S.; MAZZIEIRO, E. T.; LANDRE JÚNIOR, J. A influência do posicionamento da alça t segmentada durante o movimento de retração inicial. Uma avaliação pelo método dos elementos finitos. **Rev Dental Press Ortodon Ortop Facial**, Maringá, v. 11, n. 3, p. 41-54, maio/jun, 2006.
  14. MARCOTTE, M. R. **Biomecânica em Ortodontia**. São Paulo: Editora Santos, 1993.

- 
15. OLIVEIRA, E. J. **Material e técnica para análise fotoelástica plana da distribuição de tensões produzidas por implantes odontológicos.** 2003. (Mestrado em Reabilitação Oral)-Faculdade de Odontologia de Uberlândia, UFU.
  16. REITAN, k. Continuous bodily tooth movement and its histological significance. **Acta Odontol Scand**, v. 7, p. 115-44, 1947.
  17. SHIMIZU, R. H. **Fechamento de espaços após exodontias de primeiros pré-molares.** 1995. (Mestrado)-Faculdade de Odontologia de Araraquara, UNESP.
  18. SHIMIZU, R. H. **Estudo dos sistemas de forças gerados pelas alças ortodônticas para fechamento de espaços.** 1999. (Doutorado)-Faculdade de Odontologia de Araraquara, UNESP.
  19. SHIMISU, R. H.; SAKIMA, T.; SANTOS-PINTO, A.; SHIMIZU, I. A. Desempenho biomecânico da alça "T", construída com fio de aço inoxidável, durante o fechamento de espaços no tratamento ortodôntico. **Rev Dental press Ortodon Ortop Facial**, Maringá, v. 7, n. 6, p. 49-61, nov./dez, 2002.
  20. SOUZA, R. S.; SANTOS PINTO, A. SHIMIZU, R. I.; SAKIMA, M. T.; GANDINI JÚNIOR, L. G. Avaliação do sistema de forças gerado pela alça T de retração, pré-ativada segundo o padrão UNESP-Araraquara. **R Dental Press Ortodon Ortop Facial**, Maringá, v. 8, n. 5, p. 113-22, set./out, 2003.

- 
21. SOUZA, R. S.; SHIMIZU, R. I.; SAKIMA, M. T.; SANTOS PINTO, A.; GANDINI JÚNIOR, L. G. Avaliação do sistema de forças gerado pela alça T de retração pré-ativada segundo o padrão Marcotte. **JBO: J Bras Ortod Ortop Facial**, v.10, n.55, p.50-8, 2005.
  22. THIESEN, G.; REGO, M. V. N. N.; MENEZES, L. M. SHIMIZU, R. H. Avaliação biomecânica de diferentes alças ortodônticas de fechamento de espaços confeccionadas com aço inoxidável. **Rev Associação Paulista de Especialista em Ortodontia - Ortopedia Facial**, v. 2, n. 2, p. 77 -92, abr./maio/jun, 2004.
  23. THIESEN, G.; REGO, M. V. N. N.; MENEZES, L. M. A pré-ativação de alças Ortodônticas para fechamento de espaços e seu efeito no sistema de forças gerado. **Ortodontia Gaúcha**, v. 8, n. 1, p. 42-59, jan./jun, 2004.
  24. THIESEN, G.; REGO, M. V. N. N.; MENEZES, L. M; SHIMIZU, R. H. A utilização de diferentes configurações de molas T para obtenção de sistemas de forças otimizados. **Rev Dental Press Ortodon Ortop Facial**, v. 11, n. 5, p. 57 - 77, set./out, 2006.
  25. ZAK, B., Photoelastische Analyse in der Orthodontischen Mechanik. **Zeitschrift Feir Stomatologie**, v. 33, p. 22-37, 1935.

## **REFERÊNCIAS**

---

**Referências\***

1. Badaró Filho C. Análise do campo de tensões em um sistema barra dolder utilizando a técnica fotoelástica (Dissertação de Mestrado). Uberlândia: Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia; 2003.
2. Baeten LR. Canine retraction: a photoelastic study. *Am J Orthod.* 1975;67:111- 23.
3. Brodsky JF, Caputo AA, Furstman, L.L. Root tipping: a photoelastic-histopathologic correlation. *Am J Orthod.* 1975;67:1-10.
4. Bull HL. Obtaining facial balance in the treatment of Class II, Division 1. *Angle Orthod.* 1951;21:139-48.
5. Burstone CJ. Rationale of the segmented arch. *Am J Orthod.* 1962; 48:805-22.
6. Burstone CJ. The segmented arch approach to space closure. *Am J Orthod.* 1982;82:361-78.
7. Burstone CJ, Koenig HA. Optimizing anterior and canine retraction. *Am J Orthod.* 1976;70:1-19.
8. Burstone CJ, Kuhlberg AJ. T - loop position and anchorage control. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1997;112:12-8.

---

\* De acordo com o estilo Vancouver. Disponível no site: [http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform\\_requirements.html](http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html)



- 
9. Burstone CJ, Pryputniewicz RJ. Holographic determination of centers of rotation produced. *Am J Orthod.* 1980;77:396-409.
  10. Caputo AA, Standlee JP. *Biomechanics in clinical dentistry.* Chicago: Quintessence; 1987.
  11. Caputo AA, Chaconas SJ, Hayashi RK. Photoelastic visualization of orthodontic forces during canine retraction. *Am J Orthod.* 1974;65:250 -9.
  12. Clelland NL, Gilat A, Mcglumphy EA, Brantley WA. A photoelastic and strain gauge analysis of angled abutments for an implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants.*1993;8:541-8.
  13. Clifford PM, Orr JF, Burden DJ. The effects of increasing the reverse curve of Speed in a lower archwire examined using a dynamic photo-elastic gelatine model. *Eur J Orthod.* 1999;21:213-22.
  14. Chaconas SJ, Caputo AA, Davis JC. The effects of orthopedic forces on the craniofacial complex utilizing cervical and headgear appliance. *Am J Orthod.* 1976;69:527-39.
  15. Chaconas SJ, Caputo AA, Brunetto AR. Force transmission Characteristics of lingual appliances. *JCO.* 1990;24:36-43.
  16. Chaconas SJ, Caputo AA, Miyashita K. Force distribution comparisons of various retraction archwires. *Angle Orthod.* 1989;59:25-30.

- 
17. Dally JW, Rilley WF. Experimental stress analysis. New York: McGrall-Hill; 1965.
  18. Deines DN, Eick JD, Cobb CM, Bowles CQ, Johnson CM. Photoelastic stress analysis of natural teeth and three osseointegrated implant designs. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 1993;13:541-9.
  19. Ernst CP, Kurschner R, Rippin G, Willershausen B. Stress reduction in resin-based composites cured with a two-step light-curing unit. *Am J Dent*. 2000;13:69-72.
  20. Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Setting stresses in composites for two different curing modes. *Dent Mater*. 1993;9:2-5.
  21. Fuziy A. Estudo cefalométrico comparative de três formas de retração parcial dos caninos (Dissertação de Mestrado). Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 1997.
  22. Gjessing P. Biomechanical design and clinical evaluation of a new canine retraction spring. *Am J Orthod*. 1985; 87:353-62.
  23. Glickman I, Roeber FW, Brion M, Pameijer JHN. Photoelastic analysis of internal stresses in the periodontium created by occlusal forces. *J Periodontol*. 1970;41:30-5.
  24. Gross MD, Nissan J, Samuel R. Stress distribution around maxillary implants in anatomic photoelastic models of varying geometry. Part I. *J Prosthet Dent*. 2001;85:442-9.

- 
25. Haraldson T. Photoelastic study of some biomechanical factors affecting the anchorage of osseointegrated implants in the jaw. *Scand J Plast Reconstr Surg.* 1980;14:209-14.
  26. Hoenigl KD, Freudenthaler J, Marcotte MR, Bantleon HP. The centered T-loop- a new way of preactivation. *Am J Orthod and Dentof Orthop.* 1995;108:149-53.
  27. Itoh T, Chaconas SJ, Caputo AA, Matyas J. Photoelastic effects of maxillary protraction on the craniofacial complex. *Am J Orthod.* 1985;88:117-24.
  28. Jedrychowski JR, Bleier RG, Caputo AA. Shrinkage stress associated with incremental composite filling techniques. *J Dent Child.* 1998;65:111-5.
  29. Karasz I, Korondi L, Szabo G. Photoelastic stress analysis on mandibular osteosynthesis. *J Oral Maxillofac.* 1986;15:259-62.
  30. Kinomoto Y, Torii M. Photoelastic analysis of polymerization contraction stresses in resin composite restorations. *J Dent.* 1998;27:165-71.
  31. Kinomoto Y, Torii M, Takeshige F, Ebisu S. Comparison of polymerization contraction stresses between self-and light-curing composites. *J Dent.* 1999;27:383-9.
  32. Kratochvil FJ, Thompson WD, Caputo AA. Photoelastic analysis of stress patterns on the teeth and bone with attachment retainers for removable partial dentures. *J Prosthet Dent.* 1981;46:21-8.

- 
33. Kuhlberg AJ, Burstone CJ. T-loop position and anchorage control. *Am J Orthod.* 1997;112:12 - 8.
  34. Lanes MA, Fuchs G, Thiesen G. Menezes, L. Comparação entre as forças liberadas por alças de fechamento de espaço, com diferentes comprimentos, utilizadas em Ortodontia. *Ortodontia Gaúcha.* 2004;8:11-7.
  35. Lehman ML, Meyer ML. Relationship of dental caries and stress: Concentrations in teeth as revealed by photoelastic test. *J Dent Res.* 1966;45:1707-14.
  36. Lotti RS, Mazzeiro ET, Landre JJ. A influência do posicionamento da alça t segmentada durante o movimento de retração inicial. Uma avaliação pelo método dos elementos finitos. *Rev Dental Press Ortod Ortop Facial.* 2006;11:41-54.
  37. Mahler DB, Peyton FA. Photoelasticity as a research technique for analysis stresses in dental structures. *J Dent Res.* 1955;34:831-8.
  38. Manhartsberger C, Morton JY, Burstone CJ. Space closure in adult patients using the segmented arch technique. *Angle Orthod.* 1989;59:205-10.
  39. Marcotte MR. Fechamento de espaço em massa. In: Marcotte MR. *Biomecânica em Ortodontia.* São Paulo: Editora Santos; 1993. P.127-35.
  40. Melsen B, Baggio PE, Bolognese AM. Fechamento de espaços. *Rev Soc Bras Ortod.* 1990;2:89-96.

- 
41. Oliveira EJ. Material e técnica para análise fotoelástica da distribuição de tensões produzidas por implantes odontológicos (Dissertação de Mestrado). Uberlândia: Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia; 2003.
  42. Oliveira LCA. Análise das tensões geradas durante a contração de polimerização e aplicação de cargas em restaurações diretas de resina composta. Efeito da utilização de materiais para base ou forramento. (Tese de Doutorado) Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2004.
  43. Ricketts R M. Bioprogressive therapy as an answer to orthodontic needs. Part II. Am J Orthod. 1976;70:359-475.
  44. Rossato C, Martins DR, Alves MEAF. Distalização do canino pelo método convencional e com "power arm" - estudo fotoelástico das áreas de pressão. Ortodontia. 1983;16:5-11.
  45. Shimizu, RH. Estudo dos sistemas de forças gerados pelas alças ortodônticas para fechamento de espaços (Tese de Doutorado). Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 1999.
  46. Shimizu RH, Sakima T, Santos-Pinto A, Shimizu IA. Desempenho biomecânico da alça "T", construída com fio de aço inoxidável, durante o fechamento de espaços no tratamento ortodôntico. Rev Dental Press Ortodon Ortop Facial. 2002;7:49-61.

- 
47. Souza RS, Santos-Pinto A, Shimizu RI, Sakima MT, Gandini-Júnior, LG. Avaliação do sistema de forças gerado pela alça T de retração, pré-ativada segundo o padrão UNESP-Araraquara. *Rev Dental Press Ortodon Ortop Facial*. 2003;8:113-22.
  48. Souza RS, Shimizu RI, Sakima MT, Santos-Pinto A, Gandini Júnior LG. Avaliação do sistema de forças gerado pela alça T de retração pré-ativada segundo o padrão Marcotte. *JBO: J Bras Ortod Ortop Facial*. 2005;10:50-8.
  49. Stagers JA, Germane N. Clinical considerations in the use of retraction mechanics. *J Clin Orthod*. 1991;25:364-9.
  50. Tachibana K, Kuroe T, Tanino Y, Satoh N, Ohata N, Sano H, Caputo AA. Effects of incremental curing on contraction stresses associated with various resin composite buildups. *Quintessence Int*. 2004;35:299-306.
  51. Thiesen G, Rego MVNN, Menezes LM. A pré-ativação de alças Ortodônticas para fechamento de espaços e seu efeito no sistema de forças gerado. *Ortodontia Gaúcha*. 2004;8:42 - 59.
  52. Thiesen G, Rego MVNN, Menezes LM, Shimizu RH. Avaliação biomecânica de diferentes alças ortodônticas de fechamento de espaços confeccionadas com aço inoxidável. *Rev Assoc Paul Especialista Ortodontia - Ortopedia Facial*. 2004;2:77 -92.
  53. Thiesen G, Rego MVNN, Menezes LM, Shimizu RH. A utilização de diferentes configurações de molas T para obtenção de sistemas de forças otimizados. *Rev Dental Press Ortodon Ortop Facial*. 2006;11:57- 77.

- 
54. Vieccili R. Self-corrective T-loop design for differential space closure. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2006; 129:48-53.
  55. Waskewicz GA, Ostrowski JS, Parks VJ. Photoelastic analysis of stress distribution transmitted from a fixed prosthesis attached to osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1994;9:405-11.
  56. Watanabe P, Nouer PRA, Garbui IU, Rondelli CEM. Desenvolvimento de tyodont fotoelástico para visualização de linhas de tensão de forças na técnica segmentada (2X4). *Rev assoc Paul Especialista Ortodontia - Ortopedia Facial.* 2004;2:126-35.
  57. Yoon YJ, Jeong WJ, Jang SH, Hwang GW, Kim KW. Stress distribution produced by the correction of the mandibular second molar in lingual crossbite. *Angle Orthod.* 2002;72:593-8.
  58. Zak B. Photoelastische analyse in der orthodontischen mechanik. *Zeitschrift Feir Stomatologie.* 1935; 33:22-37.

Autorizo a reprodução deste trabalho.  
(Direitos de publicação reservados ao autor)

Araraquara, 10 de julho de 2007.

Luiz Guilherme Martins Maia



## **Avaliação em modelo fotoelástico do sistema de força gerado pela mola T de retração**

A fotoelasticidade é um fenômeno ótico muito utilizado em pesquisa da engenharia e da mecânica. Este método avalia áreas sujeitas às tensões provenientes de sistemas mecânico complexo. Esse método de avaliação foi, inicialmente, utilizado na Odontologia em 1935, por Zak, quando observou os tipos de movimentos de um incisivo, quando forças eram aplicadas a eles. Esse fenômeno pode ser visto quando utilizamos materiais resinosos com propriedades óticas que transforma essas áreas de tensão em padrões de luz visível denominado franjas fotoelásticas. Baseado nisso, utilizamos o método experimental fotoelástico para avaliar o comportamento da Mola T, utilizada em Ortodontia, para retração de dente no fechamento de espaço, com três tipos de pré-ativação.

Resumo exigido pelo Departamento de Pós-Graduação para a homologação da Dissertação de Mestrado do Aluno Luiz Guilherme Martins Maia.

Araraquara, 10 Agosto de 2007.

---

Luiz Guilherme Martins Maia