

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

Luiz Guilherme Martins Maia*, Vanderlei Luiz Gomes**, Ary dos Santos-Pinto***, André da Costa Monini****, Luiz Gonzaga Gandini-Jr*****

Resumo

Objetivo: avaliar o sistema de forças gerado pela mola T centralizada no espaço interbraquete, com pré-ativação preconizada por Burstone. **Métodos:** 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 6mm, 3mm 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 interbraquetes de 27mm. 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 dos princípios histológicos, anatômicos e fisiológicos²⁴. O fechamento do espaço poderá

ocorrer pela distalização dos dentes anteriores, mesialização do segmento posterior ou uma combinação entre elas^{4,21}. 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^{1-7,12,13,15,16,21,27,28,30}.

* Professor do curso de Odontologia da Universidade Tiradentes/SE. Especialista em Ortodontia – EAP/APCD - UNESP – Araraquara. Mestre em Ciências Odontológicas – Ortodontia, da Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP. Aluno do curso de Pós-Graduação (Doutorado) da UNESP/FOAr.

** Professor Titular de Prótese Removível e Materiais Odontológicos da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Uberlândia. Mestre e Doutor em Odontologia pela USP - Ribeirão Preto - São Paulo.

*** Professor Livre Docente/ Adjunto da Disciplina de Ortodontia do Departamento de Clínica Infantil da Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP.

**** Especialista e Mestre em Ortodontia pela Faculdade de Odontologia de Araraquara/UNESP. Aluno do curso de Pós-graduação (Doutorado) da UNESP/FOAr.

***** Professor Livre Docente/Adjunto da Disciplina de Ortodontia do Departamento de Clínica Infantil da Faculdade de Odontologia de Araraquara - UNESP. Pós-Doutorado e Professor Assistente Adjunto Clínico do Departamento de Ortodontia da "Baylor College of Dentistry-Dallas-TX".

Pensando nesse sistema de força e considerando os princípios da técnica do arco segmentado³, Burstone⁶, em 1982, idealizou a mola T confeccionada com fio de titânio-molibdênio, de seção 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 forças liberado seria intimamente relacionado à quantidade de ativação e à incorporação das dobras de pré-ativação⁶. 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^{6,7,21,25,26,27,28,30}. 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 comparada à de 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 nos trabalhos de ensaio mecânico e pesquisa clínica demonstra que a mola T preconizada por Burstone⁶ gera um sistema de forças eficiente para movimentos dentários controlados, porém pouco se estudou sobre esse dispositivo utilizando o método fotoelástico¹⁸. Esse método consiste na observação qualitativa e/ou quantitativa

de áreas de tensão em modelos resinosos que opticamente são visualizados através da ordem de franjas, quando submetidos à tensão^{2,8,9,10,11,14,16,19,23,29}.

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

MATERIAL E MÉTODOS

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 que, quando um feixe de luz polarizada passa através de um material birrefringente, essa diferença entre as velocidades 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 posterior análise dos resultados^{19,23} (Fig. 1D).

Inicialmente, realizaram-se testes experimentais em cinco modelos-piloto, com a finalidade de permitir uma correta investigação da

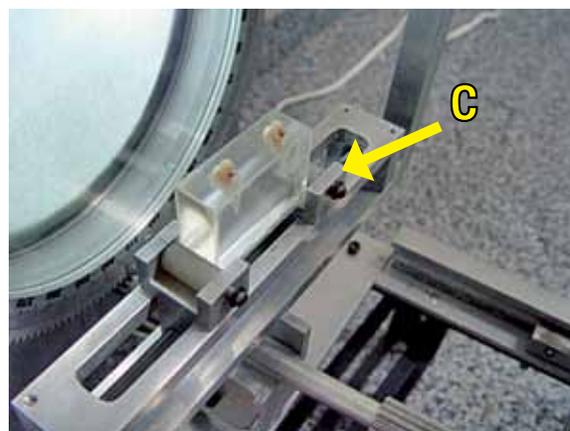
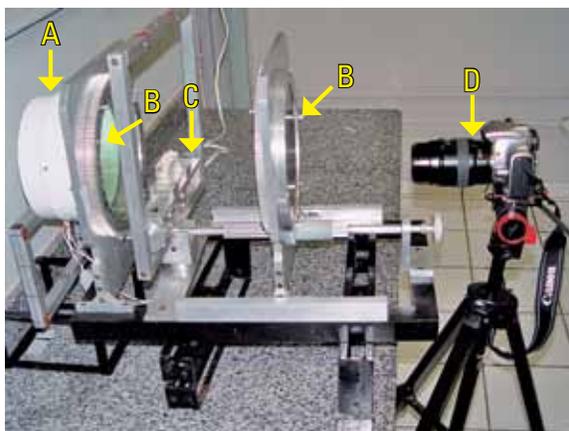


FIGURA 1 - Polariscópio circular, projetado e produzido pelos docentes da Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia.

metodologia e dos materiais a serem utilizados, definir o número de repetições necessárias, a técnica de confecção dos modelos, técnica de leitura e a calibração do pesquisador para a obtenção de resultados precisos²³.

O estudo piloto e a revisão da literatura permitiram definir o 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 utilizam-se 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. Utilizar material de retorno rápido à condição inicial quando cessada a aplicação de forças e por não apresentarem tensões residuais antes e após a suspensão dessas forças²³.
3. O material ideal para a obtenção do modelo deve apresentar alta constante óptica, baixo módulo de elasticidade, alta resistência óptica e mecânica, alto limite de proporcionalidade relativo à deformação e flexibilidade, fácil obtenção, facilidade de usinagem, transparência, ausência de manchas e de tensões residuais, além de baixo custo²³.

Após a confecção dos pilotos, foram produzidos três modelos fotoelásticos a partir de um modelo-mestre (Fig. 2), confeccionado em fórmica, com dimensões de 60mm de comprimento, 40mm de altura e 20mm 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, posteriormente, os braquetes a 27mm.

Uma caixa de cera utilidade foi confeccionada com as seguintes dimensões: 120mm de largura, 140mm de comprimento e 90mm de altura para que pudesse ser posicionado o modelo-mestre e, posteriormente despejou-se a borracha de

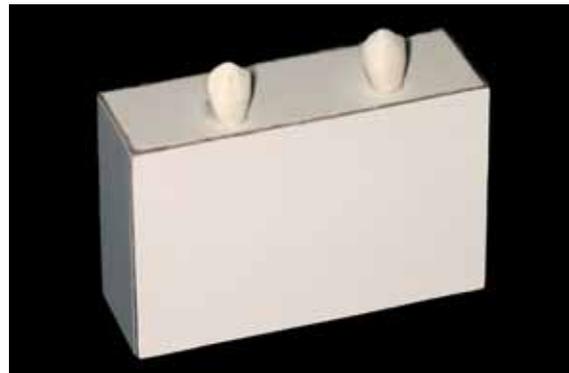


FIGURA 2 - Modelo-mestre confeccionado de fórmica para servir de duplicador. Observa-se o posicionamento das coroas dos caninos que serviram de parâmetro para o modelo fotoelástico.

silicona ASB-10 azul (Polipox indústria e comércio Ltda., São Paulo, Brasil) devidamente manipulada com o catalisador para borracha (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 (Fig. 4) para a obtenção do modelo fotoelástico definitivo.

Na manipulação da resina fotoelástica, misturou-se gradativamente 20ml do componente A e 10ml do componente B (Fig. 5) em um recipiente de vidro escalonado em mililitros. Adicionou-se 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 ópticas satisfatórias²³ prejudicando a análise, deveremos descartá-lo e repetir novamente os passos até ser obtido o modelo ideal.

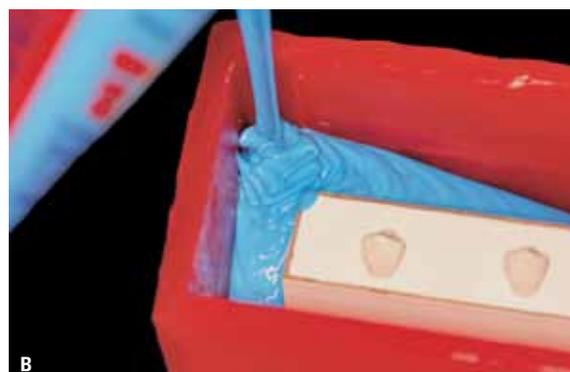


FIGURA 3 - Borracha de silicone ASB-10 azul, despejada após uma correta manipulação para obtenção do negativo.



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.



FIGURA 5 - Vista da resina EPOXI, CRM-201 flexível e do endurecedor CME-252 flexível.

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).

Para cada modelo, utilizou-se uma 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 Burstone⁶, quando de sua confecção, foi feito um template cujas medidas foram: 10mm de comprimento e 7mm de altura. Em seguida, dobras de pré-ativação foram incorporadas às molas, seguindo o padrão definido por Burstone⁶ (Fig. 7).

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

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 para a posterior avaliação e 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

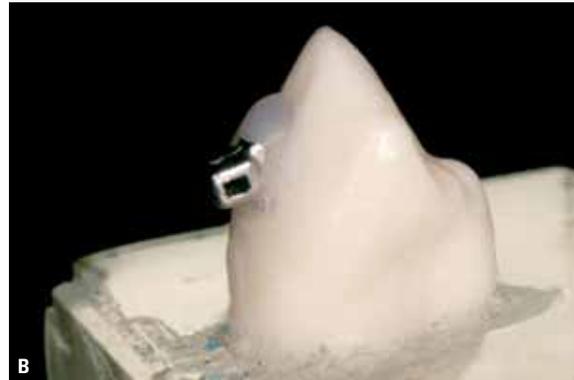
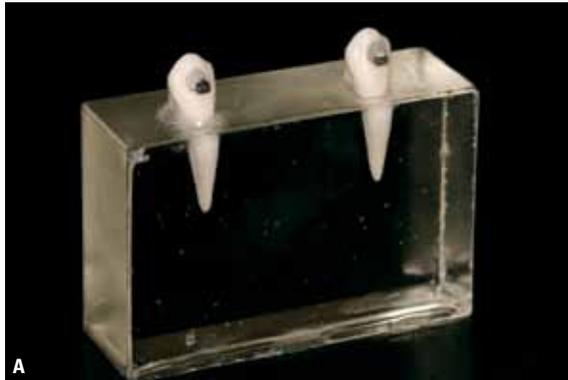


FIGURA 6 - A) Modelo fotoelástico com os tubos cruzados devidamente posicionados. B) Vista aproximada dos tubos cruzados inseridos nas coroas dos dentes de acrílico.



FIGURA 7 - Template para padronização na confecção das molas.

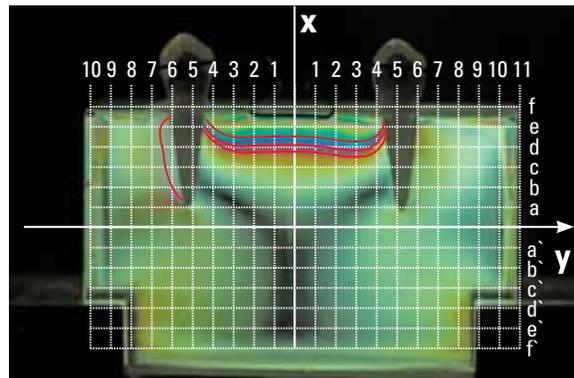


FIGURA 8 - Diagramação do eixo cartesiano para facilitar a leitura dos pontos da ordem de franja no modelo fotoelástico:
Eixo X, leitura realizada das ordens de franjas, variando-se 0,5mm;
Eixo Y, leitura realizada em milímetros com nomenclatura numérica e alfabética.

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 e verde (Fig. 8).

RESULTADOS E DISCUSSÃO

A literatura ortodôntica tem demonstrado que várias técnicas para avaliação do sistema de forças gerado pela mola T são utilizadas^{6,7,12,15,17,21,25,27,28,30}. Se por um lado o ensaio mecânico^{4,6,7,15,21,25,27,28,30} e o método de elementos finitos¹⁷ 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 clínicas¹² demonstram essa eficiência através de resultados satisfatórios sem danos aos tecidos adjacentes.

No presente estudo optamos pela avaliação do sistema de forças gerado pela mola T, com pré-ativações de Burstone⁶ centralizada, utilizando o método experimental fotoelástico para análise qualitativa das áreas de pressão e tensão^{1,2,8,9,10,11,14,16,19,23,29}. Esse método é muito utilizado na Odontologia em pesquisas de biomateriais — principalmente nas áreas 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^{2,8,9,10,19,23}. Nesse estudo, os resultados foram obtidos por meio da leitura qualitativa das franjas fotoelásticas formadas nos modelos, com a utilização das molas T, posicionadas centralizadas e com pré-ativação determinada por Burstone⁶. Cada mola foi analisada em três diferentes ativações, sendo a primeira em posição neutra, a segunda com ativação de 3mm e a última com ativação de 6mm⁶.

As interpretações foram avaliadas de maneira descritiva e representadas por gráficos para as faces mesial, apical e distal das raízes, analisadas uma a uma separadamente (Fig. 9). A ordem das franjas formadas no modelo fotoelástico resultante do estresse gerado pelas ativações foi representada em um eixo cartesiano formado por uma linha amarela (posição neutra), uma azul (ativação de 3mm) e outra vermelha (ativação de 6mm).

Na Figura 10, observa-se que com a ausência da mola T não há formação das franjas fotoelásticas. O ponto localizado no vértice do Gráfico 1 representa o modelo fotoelástico livre de tensão com ordem de franja igual a 0 em toda a superfície radicular de ambos os dentes.

Ao instalar a mola T de Burstone em posição neutra (Fig. 11), formou-se uma ordem de franja inferior a 0,5 em toda a superfície radicular. 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 a existência de uma magnitude de força muito baixa aplicada neste dente (Gráf. 2, 3, 4).

Na ativação de 3mm da mola T, o estresse formou-se simetricamente, com ordem de franja de 1,5 para a região mais cervical da face mesial (Fig. 12, Gráf. 2). Nessa mesma ativação, a ordem de franja para a face apical (Gráf. 3) e para a face distal das raízes (Gráf. 4), formou-se abaixo de 0,5, demons-

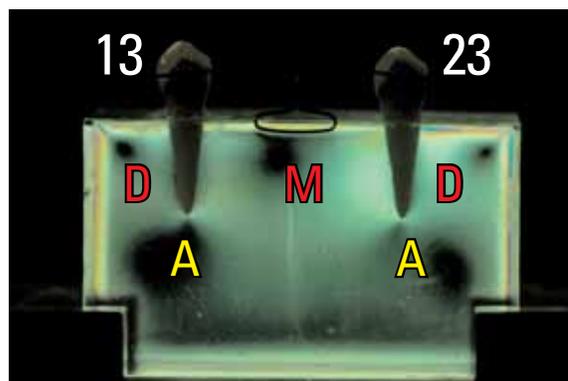


FIGURA 9 - Nomenclatura sugerida para leitura e interpretação da ordem de franja do modelo fotoelástico. **13** - Dente esquerdo ao observador. **23** - Dente direito ao observador. **D** - Distal dos dentes. **M** - Mesial dos dentes. **A** - Apical dos dentes.

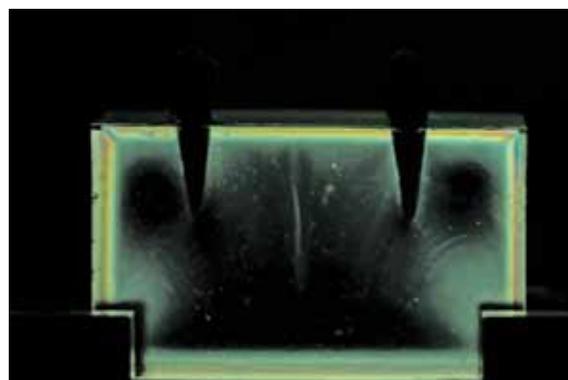


FIGURA 10 - Na ausência da mola T observamos, através do polariscópio, a ordem de franjas igual a zero, indicando ausência de forças e momentos.

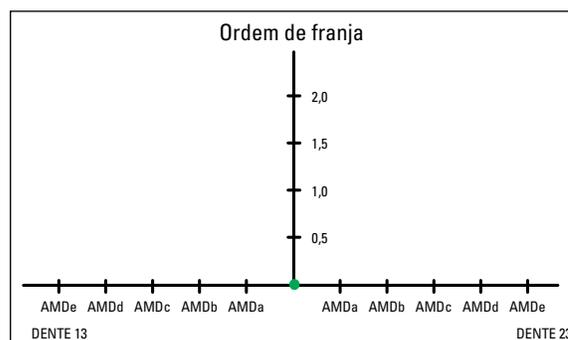


GRÁFICO 1 - O ponto verde no vértice do gráfico representa a ordem de franja igual a zero.

trando que o estresse gerado nessas regiões é menor do que o estresse formado para a região cervical da face mesial, demonstrando o início de movimento com características de inclinação controlada.

A ativação de 6mm (Fig. 13) apresentou franjas, em toda superfície mesial, também de forma simétrica para ambos os dentes. Obser-

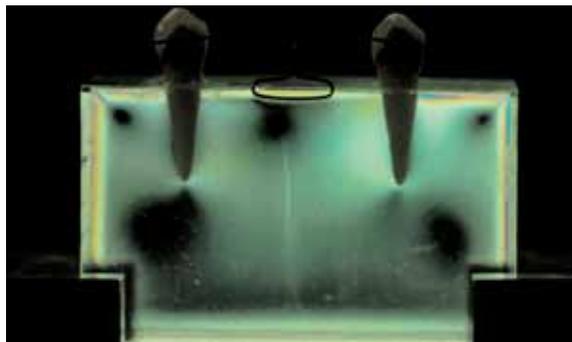


FIGURA 11 - A instalação da mola T em posição neutra gerou uma ordem de franja muito próxima a zero em toda a superfície radicular.

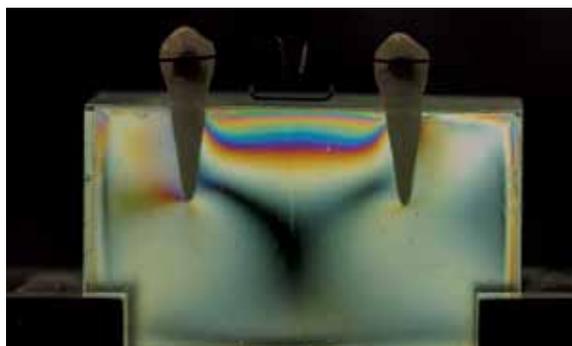


FIGURA 12 - Visualização do modelo fotoelástico com ativação de 3mm.

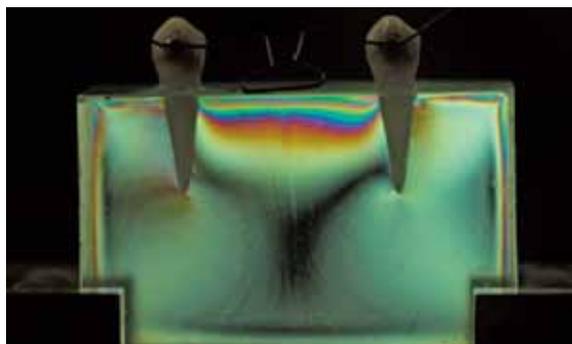


FIGURA 13 - Ativação da mola T em 6mm.

vou-se uma ordem de franja próxima a 0,5 na superfície apical do dente 13 e mais baixa para o 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 que ela deverá desempenhar, como a de fechamento dos espaços por inclinação controlada. A ordem de franja na região mesial da raiz mais próxima ao terço cervical foi de 2,5, o que sugere que a concentração de estresse é maior nessa região. Já na superfície distal das raízes a ordem de franja foi de 0, indicando que não ocorre um estresse significativo nessa face.

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 Pryputniewicz⁵ 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.

Em 1984, Smith e Burstone²⁶ 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. Neste estudo, a desativação da mola T resultou em perda de energia na região cervico-mesial e aumento de energia na região disto-apical; constatamos mudança do movimento de inclinação controlada para movimento de corpo e, finalmente, correção radicular. Em nenhum momento deste estudo foi observada a formação de franja acima de 0,5 na região disto-apical da raiz dos

dentés, o que, neste caso, demonstraria a tendência de movimento de inclinação descontrolada.

As assimetrias avaliadas apresentaram-se desprezíveis, com ordem de franja inferior a 0,5. A hipótese para o aparecimento dessas assimetrias pode ter sido em decorrência de alguma interferência no posicionamento central da mola

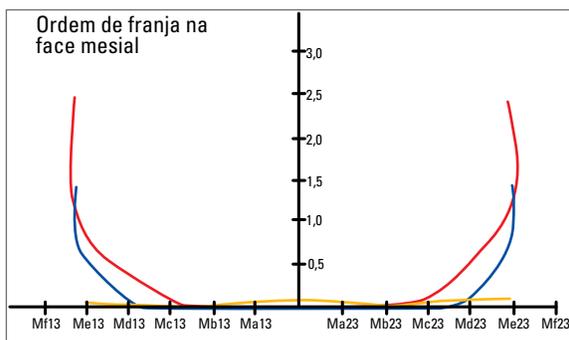


GRÁFICO 2 - Representação da face mesial.

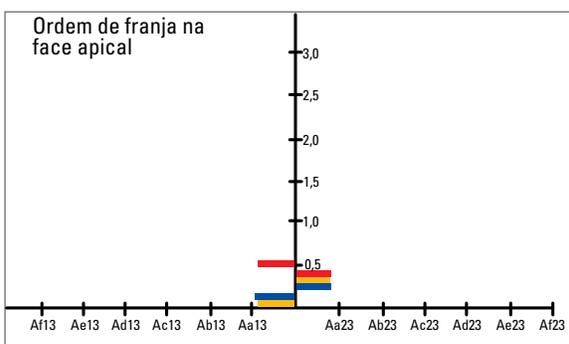


GRÁFICO 3 - Representação da face apical.

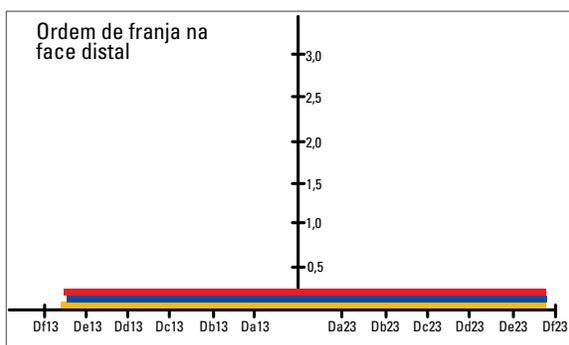


GRÁFICO 4 - Representação da face distal.

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, independentemente da ativação da mola T, quando essa se encontra centralizada no espaço interbraquetes, as proporções M/F e C/D serão as mesmas tanto para a unidade ativa (retração), quanto para a unidade reativa (ancoragem). Esse sistema de forças liberado entre o segmento da unidade ativa e o da unidade reativa também foi observado em estudos utilizando ensaio mecânico^{4,7,24,27,28}, ou seja, momentos de magnitude igual e em sentidos opostos serão gerados pela dobra de pré-ativação em “V” simétrico e, quando essa extremidade for inserida na canaleta dos braquetes, será liberado um momento de ativação. Thiesen et al.³⁰ afirmaram que, quanto maior a dobra de pré-ativação, maior a proporção M/F.

A aplicação da mola T para o fechamento de espaços 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 seção do fio utilizado, o tipo de liga, as proporções momento/força e carga/deflexão, a incorporação ou não de helicoides nessas molas e o aumento da altura e comprimento em seu desenho^{6,7,12,15,20,21,22,25,27,28,30}.

CONCLUSÃO

Utilizando o método experimental fotoelástico para análise qualitativa do sistema de forças 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 em toda a superfície radicular.

2. Com ativação de 3mm, a ordem de franja mostrou-se com tendência de movimento de inclinação controlada.
3. Com ativação de 6mm, a concentração de energia, ou de força, foi claramente maior.
4. Em nenhuma das ativações observadas, a ordem de franja mostrou-se com característica de movimento de inclinação descontrolada.

Qualitative evaluation in photoelastic experimental models of the force system generated by T-springs placed in the center of the interbracket space with pre-activations advocated by Burstone

Abstract

Objective: To evaluate the force system generated by T-springs placed in the center of the interbracket space using the pre-activations advocated by Burstone. **Methods:** Photoelastic models were used to assess T-springs fabricated with 0.017x0.025-in rectangular titanium-molybdenum alloy wire (TMA), centrally positioned, with 6.0 mm activation, 3 mm activation, and in neutral position. To ensure reliable results, tests were repeated on three photoelastic models equally duplicated and fabricated by the same operator. An interbracket distance of 27.0 mm was used. For a better understanding of the results, the fringes were viewed in a polariscope, then photographed and qualitatively analyzed. **Results:** Through qualitative analysis of the fringe order in the photoelastic model it was noted that both the retraction and anchorage ends displayed force system symmetry across the full extent of the root.

Keywords: Orthodontic space closure. Biomechanics.

REFERÊNCIAS

1. Baeten LR. Canine retraction: a photoelastic study. *Am J Orthod.* 1975 Jan;67(1):11-23.
2. Burns DR, Unger JW, Elswick RK, Giglio JA. Prospective clinical evaluation of mandibular implant overdentures: Part II - patient satisfaction and preference. *J Prosthet Dent.* 1995 Apr;73(4):364-9.
3. Burstone CJ. Rationale of the segmented arch. *Am J Orthod.* 1962 Nov;48(11):805-22.
4. Burstone CJ, Koenig HA. Optimizing anterior and canine retraction. *Am J Orthod.* 1976 Jul;70(1):1-19.
5. Burstone CJ, Pryputniewicz RJ. Holographic determination of centers of rotation produced by orthodontic forces. *Am J Orthod.* 1980 Apr;77(4):396-409.
6. Burstone CJ. The segmented arch approach to space closure. *Am J Orthod.* 1982 Nov;82(5):361-78.
7. Kuhlberg AJ, Burstone CJ. T loop position and anchorage control. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1997 Jul;112(1):12-8.
8. Caputo AA, Chaconas SJ, Hayashi RK. Photoelastic visualization of orthodontic forces during canine retraction. *Am J Orthod.* 1974 Mar;65(3):250-9.
9. Caputo AA, Standlee JP. Biomechanics in clinical dentistry. Chicago: Quintessence; 1987. p. 13-28.
10. Chaconas SJ, Caputo AA, Miyashita K. Force distribution comparisons of various retraction archwires. *Angle Orthod.* 1989 May;59(1):25-30.
11. 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(5):541-8.
12. Fuziy A. Estudo cefalométrico comparativo de três formas de retração parcial dos caninos [dissertação]. Araraquara (SP):UNESP;1997.
13. Gjessing P. Biomechanical design and clinical evaluation of a new canine retraction spring. *Am J Orthod.* 1985 May;87(5):353-62.

14. Glickman I, Roeber FW, Brion M, Pameijer JHN. Photoelastic analysis of internal stresses in the periodontium created by occlusal forces. *J Periodontol.* 1970 Jan;41(1):30-5.
15. Lanes MA, Fuchs G, Thiesen G, Menezes L. Comparação entre forças liberadas por alças de fechamento de espaço, com diferentes comprimentos, utilizadas em Ortodontia. *Ortodon Gaúch.* 2004 jul-dez;8(2):11-7.
16. Lehman ML, Meyer ML. Relationship of dental caries and stress: Concentrations in teeth as revealed by photoelastic test. *J Dent Res.* 1966 Dec;45(6):1707-14.
17. Lotti RS, Mazzeiro ET, 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 Ortod Ortop Facial.* 2006 maio-jun;11(3):41-54.
18. Maia LGM, Gomes VL, Santos-Pinto A, Júnior IL, Gandini Júnior LG. Estudo qualitativo fotoelástico do sistema de forças gerado pela mola "T" de retração com diferentes pré-ativações. *Dental Press J Orthod.* 2010;15(4):103-16.
19. Mahler DB, Peyton FA. Photoelasticity as a research technique for analysis stresses in dental structures. *J Dent Res.* 1955 Dec;34(6):831-8.
20. Manhartsberger C, Morton JY, Burstone CJ. Space closure in adult patients using the segmented arch technique. *Angle Orthod.* 1989;59(3):205-10.
21. Marcotte MR. *Biomecânica em Ortodontia.* São Paulo: Ed. Santos; 1993.
22. Mendes AM, Baggio PE, Bolognese AM. Fechamento de espaços. *Rev Soc Paul Ortod.* 1992;2:11-9.
23. Oliveira EJ. Material e técnica para análise fotoelástica da distribuição de tensões produzidas por implantes odontológicos [dissertação]. Uberlândia (MG): Universidade Federal de Uberlândia; 2003.
24. Shimizu RH. Fechamento de espaços após exodontias de primeiros pré-molares [dissertação]. Araraquara (SP): UNESP; 1995.
25. Shimizu R H. Estudo dos sistemas de forças gerados pelas alças ortodônticas para fechamento de espaços [tese]. Araraquara (SP): UNESP; 1999.
26. Smith RJ, Burstone CJ. Mechanics of tooth movement. *Am J Orthod.* 1984 Apr;85(4):295-307.
27. 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 Ortod Ortop Facial.* 2003 set-out; 8(5):113-22.
28. 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 Orthod Ortop Facial.* 2005;10(55):50-8.
29. Tachibana K, Kuroe T, Tanino Y, Satoh N, Ohata N, Sano H, et al. Effects of incremental curing on contraction stresses associated with various resin composite buildups. *Quintessence Int.* 2004 Apr;35(4):299-306.
30. 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 Ortod Ortop Facial.* 2006 set-out;11(5):57-77.

Enviado em: outubro de 2007

Revisado e aceito: novembro de 2009

Endereço para correspondência

Luiz Guilherme Martins Maia
Rua Terêncio Sampaio, 309, Grageru
CEP: 49.025-700 - Aracaju / SE
E-mail: orthomaia2003@yahoo.com.br