

Ronan Machado de Alcântara

Estudo da distribuição das tensões provenientes de molas helicoidais utilizadas na verticalização de molares pelo método da Fotoelasticidade de Transmissão Plana.

Ronan Machado de Alcântara

Estudo da distribuição das tensões provenientes de molas helicoidais utilizadas na verticalização de molares pelo método da Fotoelasticidade de Transmissão Plana.

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Araçatuba da Universidade Estadual Paulista, como parte dos requisitos para obtenção do título de Mestre em Ortodontia.

Orientador: Prof. Dr. Osmar Aparecido Cuoghi
Co-orientador: Prof. Dr. Cleudmar Amaral Araújo

Araçatuba
2006

Aos meus pais, **Benedito Rosa de Alcântara** e **Maria Magalhães Machado Alcântara**, a quem devo toda minha existência.

À minha esposa **Marli** e aos meus filhos **Carolina e André**, vocês são a razão de minha vida e estímulo nas horas difíceis.

Aos Professores da Disciplina de Ortodontia da Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP: **Prof. Dr. Eduardo César Almada Santos; Prof. Dr. Francisco Antônio Bertoz ; Prof. Dr. Marcos Rogério de Mendonça e; Prof. Dr. Osmar Aparecido Cuoghi**, pela contribuição ao meu crescimento profissional e pessoal.

Muito obrigado!

Aos colegas de mestrado, Fernanda, Lílian e Túlio.

Aos colegas de mestrado da turma anterior: Alex, Isabel, Omar e Rodrigo.

Aos colegas da nova turma de mestrado: Bruna, Carlos, Flávia, Geraldo, Leila e Pedro.

Aos colegas da turma de doutorado: Agnaldo, André, An Tien, Carla, Galdino, Maurício e Mauro.

Aos companheiros de luta: Alex, Galdino e Geraldo, amigos incondicionais.

... a todos vocês, sucesso profissional e pessoal!

Muito obrigado!

À Faculdade de Odontologia de Araçatuba – UNESP, na
pessoa de seu Diretor Prof. Dr. Paulo Roberto Botacin, pela
oportunidade de realizar o curso de pós-graduação.

Ao Prof. Dr. Wilson Roberto Poi, coordenador do
Programa de Pós-graduação em Odontologia da Faculdade de
Odontologia de Araçatuba – UNESP.

Às funcionárias da pós-graduação: Marina e Valéria.

Aos funcionários da Disciplina de Ortodontia: Bertolina, D.
Fátima e Ilídio.

Muito obrigado!

Ao Prof. Dr. Guilherme Araújo de Almeida

Ponto de partida para esse mestrado.

Ao Prof. Dr. Vanderlei Luiz Gomes

Dedicação e amizade na nobre arte de ser Professor.

Muito obrigado!

Agradecimentos Especiais

Ao Co-orientador **Prof. Dr. Cleudmar Amaral Araújo**

Sem você esse trabalho não se realizaria.

Ao Laboratório de Projetos Mecânicos da Faculdade de
Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia

Muito obrigado!

Ao Orientador **Prof. Dr. Osmar Aparecido Cuoghi**

Soube cobrar nas horas certas.

Nos momentos de dificuldades, soube incentivar e elogiar,
mostrando sensibilidade e altivez, qualidades
indispensáveis aos grandes Professores.

Muito obrigado Professor!

“Terminei meu trabalho, ele é
tão perfeito quanto me foi
possível fazê-lo.”

Edward H. Angle (1855 - 1930)

RESUMO

O objetivo deste estudo foi analisar o aspecto qualitativo e quantitativo da distribuição das tensões provenientes de molas helicoidais utilizadas na verticalização de molares pelo método da fotoelasticidade de transmissão plana. Foram confeccionados seis modelos fotoelásticos simulando um quadrante inferior direito com canino, primeiro e segundo pré-molares, bem como com o segundo molar inclinado para mesial. As molas foram confeccionadas em fios retangulares .019 x .025" em aço inoxidável com comprimentos de 20mm (AI 20), 25mm (AI 25) e em TMA com 20mm (TMA 20) e 25mm (TMA 25), ativadas com força de 100cN. A análise fotoelástica demonstrou maior concentração de franjas de tensões adjacentes ao molar do que na unidade de ancoragem. A região cervical mesial do molar apresentou os maiores níveis de tensões. A região da bifurcação radicular apresentou os menores níveis de tensões. A mola AI 25 apresentou os maiores índices de tensões nas regiões cervicais mesial e distal bem como nas apicais mesial distal da raiz. A mola TMA 20 apresentou os menores índices de tensões, exceto na região intermediária da raiz.

Palavras-chave: Verticalização dentária; molares; movimentação dentária; fotoelasticidade.

Abstract

This paper is given purpose to analyze the quantitative and qualitative aspect of the stress distribution resulting for the helicoidal springs used in the uprighting of the molars through the photoelasticity method of transmission. Six models of photoelastic resin was made simulating a right lower hemiarc with canine, first and second premolar and second molar for mesial inclined. The springs was made with rectangular wire .019 x .025" in stainless steel with length of 20mm (AI 20), 25mm (AI 25) and in TMA with 20mm (TMA 20) and 25mm (TMA 25), active with 100cN of force. The photoelastic analyses showed highest concentration of stress fringes adjacent in the molar as compared with the anchorage unity. In the cervical mesial region occurred of higher levels of the tensions. In the radicular bifurcation regions showed the lowest levels of the tensions. Spring AI 25 showed the highest rates of tensions in the regions cervical mesial and distal as well as in the apical mesial and distal of the root. Springs TMA 20 showed the lowest rates of tension, except in the intermediate region of the root.

Key words: Dental uprighting; molars; dental movement; photoelasticity.

SUMÁRIO

1. Introdução	22
2. Proposição.....	28
3. Análise Fotoelástica.....	29
4. Revisão da Literatura.....	32
5. Materiais e Método	37
5.1 Determinação da posição dos dentes para a montagem dos modelos experimentais	39
5.2 Montagem dos modelos experimentais	45
5.3 Considerações básicas sobre molas	48
5.4 Formação dos grupos experimentais	51
5.5 Intensidade da força utilizada	52
5.6 Coleta dos resultados	53
5.7 Análise estatística	57
6. Resultados	58
6.1 Avaliação Qualitativa	59
6.2 Avaliação Quantitativa	62
7. Discussão	70
8. Conclusões	81
Referências Bibliográficas.....	83
Anexos.....	90

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

col. – colaboradores

Al – liga de aço inoxidável

TMA – liga de titânio molibdênio

Al 20 – grupo em que se utilizou a mola de aço inoxidável com 20mm de comprimento

Al 25 – grupo em que se utilizou a mola de aço inoxidável com 25mm de comprimento

TMA 20 – grupo em que se utilizou a mola de titânio molibdênio com 20mm de comprimento

TMA 25 – grupo em que se utilizou a mola de titânio molibdênio com 25mm de comprimento

Cres – centro de resistência

Crot – centro de rotação

M – momento

d – distância

f – força

cm – centímetro

mm – milímetro

⁰ – graus

cN – centinewton, unidade de força

cNmm – centinewton vezes milímetro, unidade de tensão

KPa – Kilo Pascal, unidade de tensão

LISTA DE FIGURAS

Figura 5.1 Modelo em resina fotoelástica com ausência de primeiro molar permanente e com segundo molar inclinado.	38
Figura 5.1.1 Determinação do ângulo de inclinação do segundo molar	40
Figura 5.1.2 Dentes em resina acrílica com características anatômicas semelhantes a dentes naturais	40
Figura 5.1.3 Acessórios pré-ajustados com canaletas de encaixes com dimensões de .022 x .025”	41
Figura 5.1.4 A) Base de cera com dentes posicionados e cola de secagem rápida. B) Acessórios colados e arco .021 x .025” instalado para estabelecimento das inclinações e angulações consideradas Normais	42
Figura 5.1.5 Tubos pré-ajustados para colagem	43
Figura 5.1.6 A) Arco retangular .021 x .025” utilizado para estabelecer a inclinação de 32° do segundo molar. B) Conferindo a inclinação do segundo molar.....	44
Figura 5.1.7 Bloco de cera esculpido com características de um hemi-arco em que o primeiro molar foi extraído e houve inclinação do segundo molar.	44
Figura 5.1.8 A) Borracha de silicone para moldagem. B) Molde do bloco de cera em borracha de silicone.....	45
Figura 5.2.1 A) Resina fotoelástica CMR 202 e catalisador CMF 252. B) Molde com dentes posicionados após a colocação da mistura de resina e catalisador.....	46

Figura 5.2.2 Modelo experimental em resina fotoelástica. A) Com acessórios unidos ao segmento de arco e tubo duplo. B) Acessórios com segmento de arco e tubo duplo colados aos dentes.	47
Figura 5.2.3 Modelo fotoelástico em campo de luz polarizada demonstrando ausência de tensões residuais.....	47
Figura 5.3.1 Mola de verticalização helicoidal.	49
Figura 5.3.2 Molas de verticalização nos comprimentos de 25mm e 20mm: A) Em aço inoxidável e B) Em TMA.	49
Figura 5.4 Modelos fotoelásticos analisados.	51
Figura 5.5.1 A) Base com célula de carga adaptada. B) Célula de carga.	52
Figura 5.5.2 A) Mola encaixada no tubo auxiliar do tubo duplo colado ao molar e no suporte da célula de carga para mensuração da força. B) Leitor digital apontando 100cN.....	53
Figura 5.6.1 A) Polariscópio de transmissão com modelo fotoelástico. B) Polariscópio de Transmissão vertical com ampliador de imagens.....	53
Figura 5.6.2 Gabarito com os doze pontos demarcados no contorno da imagem da raiz do segundo molar de acordo com os eixos de coordenadas X e Y.	55
Figura 6.1.1 Modelos experimentais em resina fotoelástica com molas ativadas em 100cN sob luz polarizada. A) Mola AI 25. B) Mola TMA 25. C) Mola AI 20. D) Mola TMA 20.....	59
Figura 6.1.2 Modelos experimentais em campo de luz polarizada para comparação entre os comprimentos de molas de mesma liga. A) Molas AI 20 e AI 25. B) Molas TMA 20 e TMA 25.....	61

Figura 6.1.3 Modelos experimentais em campo de luz polarizada para comparação entre as ligas de mesmo comprimento. **A)** Molas TMA 25 e Al 25. **B)** Molas TMA 20 e Al 20.63

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	Especificação das inclinações e angulações dos acessórios pré-ajustados.....	41
Tabela 2	Especificações do Tubo Duplo GAC, Ovation, .022 x .025”.....	43
Tabela 3	Medidas das molas helicoidais.	50
Tabela 4	Coordenadas dos doze pontos em relação aos eixos X e Y.....	55
Tabela 5	Valores de F e das probabilidades obtidos pela Análise de Variância aos valores relativos às tensões, dos seis modelos, considerando-se as ligas TMA e Al, nos comprimentos 20 e 25mm.	63
Tabela 6	Tensões em KPa para Al 25 nos seis modelos e doze pontos.....	64
Tabela 7	Tensões em KPa para TMA 25 nos seis modelos e doze pontos.....	65
Tabela 8	Tensões em KPa para Al 20 nos seis modelos e doze pontos.....	66
Tabela 9	Tensões em KPa para TMA 20 nos seis modelos e doze pontos.....	67
Tabela 10	Valores médios das tensões em KPa nos 12 pontos para as duas ligas nos dois comprimentos de molas.	68
Tabela 11	Variáveis analisadas com valores de t e das probabilidades obtidas com a aplicação do teste t de Student.	69

LISTA DE GRÁFICOS

- Gráfico 1** O eixo X representa os 12 pontos analisados. O eixo Y representa os níveis das tensões em KPa obtidos para os seis modelos com a mola AI 25.64
- Gráfico 2** O eixo X representa os 12 pontos analisados. O eixo Y representa os níveis das tensões em KPa obtidos para os seis modelos com a mola TMA 25.65
- Gráfico 3** O eixo X representa os 12 pontos analisados. O eixo Y representa os níveis das tensões em KPa obtidos para os seis modelos com AI 20.....66
- Gráfico 4** O eixo X representa os 12 pontos analisados. O eixo Y representa os níveis das tensões em KPa obtidos para os seis modelos com TMA 20..67
- Gráfico 5** O eixo X representa os 12 pontos analisados. O eixo Y representa os níveis das tensões e KPa obtidas pela média das tensões nos seis modelos para as quatro molas.68

1 INTRODUÇÃO

Atualmente, uma parte significativa dos tratamentos ortodônticos é realizada em pacientes adultos. Dentre os problemas mais comuns apresentados por esses pacientes está a perda prematura de dentes, sobretudo dos primeiros molares permanentes inferiores. As perdas precoces desses dentes devem ser seguidas de imediato tratamento protético ou fechamento ortodôntico do espaço, quando possível. Caso contrário, os dentes adjacentes, distais à perda, podem inclinar, migrar e girar em sentido mesial e lingual, assim como o primeiro molar superior antagonista pode apresentar extrusão^{23,29,38,40,47,48}. Também, ocorre com frequência o deslocamento distal dos dentes mandibulares anteriores ao espaço da extração^{10,23}. Outros fatores como agenesias, erupções ectópicas, trauma, cáries proximais com perda de estrutura, também podem levar à diminuição do perímetro do arco, deslocamento e inclinação dentária¹².

A ocorrência destas inclinações dos segundos e terceiros molares é atribuída aos componentes mesiais de forças da oclusão e à falta de pontos de contatos proximais acarretados pela ausência do primeiro molar^{10,12,38,40,47}.

À medida que os dentes se inclinam haverá alterações no tecido gengival adjacente, formando pseudo-bolsas ou bolsas periodontais verdadeiras, que favorecem o acúmulo de placa bacteriana ao mesmo tempo em que dificultam a higienização^{47,48}. Esta situação, associada a danos adicionais ao periodonto por contatos oclusais prematuros, gera forças de oclusão fora dos eixos axiais dos dentes e predispõe o surgimento ou agravamento de alterações periodontais, com evolução altamente danosa às estruturas de suporte dos dentes envolvidos^{40,43,47,48}.

Associados às perdas prematuras de primeiros molares inferiores, com frequência são encontrados defeitos infra-ósseos, bolsas infra-ósseas, e a formação de crista óssea angular na região mesial dos molares inclinados onde, geralmente, existe um defeito ósseo vertical. A redução do espaço entre as raízes dos segundos e terceiros molares também é freqüentemente encontrada^{10,23,29,40,43,47}. Além destas alterações, a inclinação do segundo molar inferior pode iniciar um ciclo vicioso de traumatismo oclusal e problemas periodontais³².

A verticalização de molares inclinados propicia diversas alterações periodontais, em sua maioria, favoráveis. Com a correção do posicionamento dentário ocorre aumento da coroa clínica e redução da profundidade de bolsa com reposicionamento do tecido gengival. Dessa forma, facilita-se a higienização com conseqüente diminuição do biofilme eliminando o ambiente periodontal patológico^{7,8,19,23,29,40,43,47}. Acompanhando o dente verticalizado ocorrem, ainda, a manutenção da relação entre a crista alveolar e junção amelo-cementária e a correção de defeito ósseo angular atribuído à erupção forçada do dente com neoformação óssea na região^{7,8,12,19,23,26,29,40,43,47,48}. Na distal do segundo e terceiro molares, se este último estiver presente, a verticalização pode gerar alterações na profundidade de bolsa e na arquitetura da crista alveolar^{23,26}. Estas alterações podem ser consideradas de caráter fisiológico³⁸. Se associadas, entretanto, a locais de difícil higienização, em pacientes susceptíveis, favorecem as patologias periodontais^{10,26}. Neste caso, terapias periodontais são recomendadas^{40,43}.

Durante a verticalização, deve-se controlar a placa bacteriana evitando-se a inflamação gengival. Também, são necessários ajustes oclusais para eliminação de interferências oclusais permitindo a remodelação óssea sem o surgimento ou agravamento de lesões na região da bifurcação^{24,34,40,47,48}.

A verticalização de molares inclinados propicia a distribuição de forças nos longos eixos axiais dos dentes^{40,48}, restabelece o paralelismo radicular, melhora a relação coroa/raiz^{40,48} e redimensiona o espaço da perda dentária^{12,40}, criando condições favoráveis à reabilitação e ao equilíbrio da oclusão^{19,21,23,33,40,43,44}.

Quando possível, a verticalização deverá ser feita com o movimento mesial de raiz e fechamento do espaço da perda dentária, eliminando a necessidade de reabilitação com implantes e/ou próteses. Se não for viável esse movimento, as inclinações distais de coroa, recuperando o espaço, devem ser implementadas^{40,43}. Neste caso, o planejamento do tratamento odontológico será multidisciplinar com integração de ortodontistas, periodontistas, implantodontistas e protesistas para o bom planejamento da reabilitação.

A decisão de estabelecer se o espaço edentado será fechado pelo movimento mesial de raiz ou recuperado para reabilitação com prótese e/ou implantes dependerá de fatores como a posição dos dentes antagonistas, ancoragem disponível para tal movimento, quantidade de osso alveolar, condições periodontais na região, idade do paciente, tempo decorrido da perda do elemento dentário e severidade da inclinação^{38,40}.

Celenza e Mantzikos¹² (1996) sugeriram que a decisão sobre abertura ou fechamento do espaço inclui: (1) O Ângulo θ (angulação dos eixos axiais dos dentes adjacentes à perda). Se este ângulo é próximo, ou maior que 25° , dificultará a adaptação de próteses por alteração no paralelismo radicular, justificando a abertura do espaço. Se for menor que 25° , o movimento mesial de raiz deverá ser considerado; (2) Na presença de espaço com dimensão mesio-distal de até 3mm está indicada a movimentação mesial de raiz e fechamento do espaço. Entretanto, em espaços superiores a 3mm de comprimento, o movimento distal de coroa

recuperando o espaço deverá ser considerado; (3) Na presença de crista alveolar angular, o movimento distal de coroa, recuperando o espaço é mais efetivo, pois posiciona melhor o dente e traz melhora ao aspecto periodontal.

Vários tipos de aparelhos podem ser utilizados para a verticalização de molares inclinados^{31,43,47}. Com formas e aplicações apresentando algumas diferenças, estes aparelhos podem ser divididos em duas unidades básicas, uma de ancoragem e outra ativa⁴⁷. A unidade de ancoragem deverá ser estável o suficiente para que, na parte ativa do mecanismo, o molar possa ser verticalizado com o mínimo de efeitos adversos³⁸.

Grande diversidade de aparelhos pode ser utilizada como ancoragem. Aparelhos removíveis, arcos linguais bandados ou colados, aparelhos fixos com braquetes colados^{38,43,47}, mini-implantes e mini-placas de titânio colocadas cirurgicamente^{22,45}. Estes últimos utilizam as corticais ósseas como ponto de apoio e por isso apresentam vantagens sobre aqueles que se apóiam nos arcos dentários, por não apresentarem efeitos adversos nos dentes da unidade de ancoragem^{21,47}. Entretanto, a necessidade de intervenções cirúrgicas e custos mais elevados são fatores que ainda limitam a ancoragem esquelética na clínica ortodôntica.

Na unidade ativa, a variedade de aparelhos também não é menor. Frequentemente, a verticalização é realizada com a mecânica de “tip back” ou “cantilever”, utilizando segmentos de arcos com alças ou molas que se encaixam no molar inclinado e se estendem até a região anterior do arco. As molas helicoidais são as mais utilizadas para a verticalização de molares^{8,48}. Em sua maioria, os supostos efeitos dessas molas nos molares, são os movimentos de distalização de coroa associados à extrusão, sendo este último, um efeito não desejado, na maioria dos casos^{31,37,40,43,47}. Normalmente, as forças de oclusão associadas a ajustes

oclusais são suficientes para minimizar os problemas do efeito extrusivo sobre a oclusão^{40,43}. Quando a possibilidade de pequena extrusão ou redução da altura coronária não for aceitável, mecânicas que possibilitam a manutenção ou mesmo a intrusão do molar ou procedimentos corretivos adequados devem ser implementados^{10,32,38,40,43}. Por causar considerável extrusão e distalização, as molas helicoidais não são recomendadas para situações clínicas em que o dente a ser verticalizado não possua antagonistas⁴⁷. Quando contatos oclusais interferem, dificultando o movimento de verticalização, são indicadas placas acrílicas com plano de mordida anterior, juntamente com desgastes oclusais nos molares extruídos⁴⁰ que, em casos com perda de suporte periodontal, pode, inclusive, melhorar a relação coroa raiz^{23,47}.

Diversos métodos de estudos são utilizados na biomecânica da movimentação dentária induzida. O aspecto biológico dos efeitos das forças aplicadas aos dentes é amplamente realizado por métodos experimentais em humanos e animais. Os princípios mecânicos, por sua vez, são pesquisados, principalmente, por modelos matemáticos analíticos⁴⁰, método do elemento finito²⁸ e análises fotoelásticas^{2,4,5,6,13,14,20,42,50,51}.

2 PROPOSIÇÃO

O objetivo desse estudo foi analisar a distribuição das tensões provenientes de molas helicoidais utilizadas na verticalização de molares, confeccionadas em dois tipos de ligas metálicas e dois comprimentos, por meio de modelos experimentais e da fotoelasticidade de transmissão plana.

3 ANÁLISE FOTOELÁSTICA

A fotoelasticidade é um método experimental utilizado para analisar o campo das tensões e deformações das estruturas. Divide-se em fotoelasticidade de transmissão, que pode ser plana ou tridimensional e fotoelasticidade de reflexão. A técnica da fotoelasticidade de transmissão plana é a mais utilizada para estudar os efeitos decorrentes da movimentação dentária induzida^{2,4,5,6,11,13,14,16,42,50,51}.

A fotoelasticidade baseia-se na propriedade de alguns materiais transparentes, que, sob luz polarizada, transformam estímulo mecânico em padrões de luz visível. Naturalmente isotrópicos, esses materiais tornam-se birrefringentes, promovendo defasagem na propagação do feixe de luz polarizada, gerando os parâmetros fotoelásticos em forma de franjas, que ocorrem ao longo das áreas de compressão ou tração. Podem variar de acordo com o tipo de luz; sob luz polarizada monocromática aparecem como zonas escuras; sob luz polarizada branca aparecem como faixas de cores diversas. Essas franjas são os parâmetros utilizados para as análises qualitativa e quantitativa^{3,15,30}.

As franjas são identificadas na transição de uma banda para a outra, denominada de Ordem de Franjas, essa numeração é feita a partir da coloração da franja. A primeira franja, de cor negra, é a de ordem zero, a de cor violeta, ordem um, a transição violeta/azul, ordem dois, transição de vermelho para verde ordem três. A partir da franja de ordem três, as franjas subseqüentes são contadas sempre na transição vermelho para o verde^{3,15,30}.

Para a análise fotoelástica de transmissão plana, devem ser construídos modelos experimentais em material fotoelástico simulando uma situação real. Quando esses modelos são submetidos a um sistema de forças, permitem uma

visualização global das tensões e possibilitam a determinação dos gradientes de tensões em pontos de interesse e a observação, em tempo real, dos efeitos proporcionados pelo sistema de forças.

A análise das áreas de tensões no modelo experimental pode ser feita de forma qualitativa ou quantitativa. Na análise qualitativa são observadas as regiões onde as franjas se formaram, sua morfologia e concentração. Na análise quantitativa são calculados os valores das diferenças das tensões principais em áreas ou pontos de interesse.

A “Lei Ótica das Tensões” estabelece a proporcionalidade entre as ordens de franjas e a distribuição das tensões no modelo¹⁵. A diferença das tensões principais é proporcional à diferença entre os índices de refração nos dois planos principais^{15,30}. Dessa forma, a tensão cisalhante máxima ($\tau_{\max}$) é dada por:

$$\sigma_1 - \sigma_2 = \frac{(NK)}{h}$$

$$\tau_{\max} = \frac{(\sigma_1 - \sigma_2)}{2} = \frac{(NK)}{2h} \quad \text{equação (1)}$$

Na equação (1) σ_1 e σ_2 são as tensões principais, N é ordem de franja, K é a constante ótica e h a espessura do modelo. A constante ótica K é variável para cada material fotoelástico e deve ser determinada por métodos de calibração^{3,15,36}. Neste estudo utilizou-se $K = 0.25\text{Kgf/mm.f.}$

4 REVISÃO DA LITERATURA

A análise fotoelástica de transmissão plana é utilizada principalmente na engenharia. Surgiu na França por volta de 1930. Foi introduzida na odontologia por Zak⁵¹ em 1935. Com a utilização de dentes humanos montados em modelos de material fotoelástico, ele simulou os efeitos de diversos dispositivos ortodônticos sobre o osso alveolar.

Glickman e col.¹⁶ (1970) avaliaram a aplicabilidade da análise fotoelástica em estudos do estresse produzido por forças oclusais no periodonto. Esses estudos compararam o estresse interno produzido em dentes submetidos a forças no sentido axial do dente e fora do eixo axial, antes e após a instalação de prótese parcial fixa.

Caputo, Chaconas e Hayashi¹¹ (1974) estudaram, em modelos fotoelásticos vários tipos aparelhos em arcos segmentados, utilizados para retração de caninos e analisaram a distribuição das forças. Os modelos foram confeccionados utilizando dentes em resina opaca, fixados em bases de resina fotoelástica, simulando um quadrante inferior posterior com a ausência do primeiro pré-molar. Os autores concluíram que forças intensas, durante a retração, causam mais movimento de inclinação do canino e perda de ancoragem dos dentes posteriores.

Baeten⁵ (1975) investigou, em modelos de resina fotoelástica, o controle sobre a raiz de caninos, durante a retração em casos com extrações de pré-molares. Foram analisados 17 mecanismos diferentes em arcos segmentados. Neste estudo, o autor encontrou variações quantitativas no grau de controle sobre a raiz dos caninos entre os diversos mecanismos de retração.

Brodsky, Caputo e Furstman⁶ (1975) investigaram a tendência ao movimento de inclinação dentária em modelos de resina fotoelástica associados com avaliações

histológicas. Os aparelhos foram montados de forma idêntica nos modelos “in vitro” e nos animais. Uma fina camada de material plástico birrefringente foi utilizada na montagem dos modelos, simulando o ligamento periodontal. O estudo comparou áreas de compressão e tração nos modelos fotoelásticos com áreas equivalentes em cortes histológicos em maxila de gatos. Comprovaram correlação positiva entre os modelos fotoelásticos e as peças histológicas, ou seja, áreas de tração e compressão, observadas nos modelos fotoelásticos, correspondiam respectivamente nos cortes histológicos. As áreas de ordens de franjas intensas correspondiam com áreas de hialinização no material histológico.

Ayala e col.² (1980) confeccionaram um crânio em resina fotoelástica e simularam a aplicação de forças extra bucais sobre os caninos, em casos de extrações de primeiros pré-molares superiores. Foram utilizados aparelhos extra bucais com ganchos “J” e tração alta, média ou baixa para análise da retração de caninos, a fim de avaliar a distribuição de forças ao longo das estruturas de suporte e ossos faciais. De acordo com as observações desse estudo, os autores recomendaram a utilização de tração alta, durante a retração de caninos, por apresentarem menor potencial de inclinação.

Rossato, Martins e Alves⁴² (1983) confeccionaram modelos com dentes em resina acrílica, semelhantes a dentes humanos, incluídos em resina fotoelástica, com as características de um quadrante inferior direito, com ausência de primeiro pré-molar. Estudaram a distribuição de forças nas estruturas de suporte, em casos de retração onde os caninos receberam forças diretamente nos braquetes ou em braços de força. Os autores concluíram que houve maior tendência ao movimento de corpo quando os caninos foram retraídos com tração no braço de força.

Chaconas, Caputo e Miyashita¹³ (1989) construíram um modelo tridimensional em resina fotoelástica, simulando um crânio. Foram avaliados os efeitos de três arcos de retração anterior superior, em casos com extrações de primeiros pré-molares, de acordo com intrusão, retração e torque. Os autores afirmaram que os diversos arcos de retração devem ser usados com base nos objetivos do plano de tratamento e possibilidade de inclinação de coroa e extrusão durante a retração.

Clifford, Orr e Burden¹⁴ (1999) descreveram o desenvolvimento de modelo fotoelástico para análise dinâmica *in vitro* dos efeitos de mecanismos de movimentação dentária induzida. O material foi desenvolvido a partir de uma mistura de gelatina e glicerina. Com a utilização de arcos com reversão da curva de Spee, foram analisadas a aspecto qualitativo das tensões e o deslocamento dos incisivos inferiores. A análise fotoelástica demonstrou aumento das áreas de tensões em torno das raízes dos primeiros molares e incisivos com o aumento da reversão da curva de Spee.

Yoon e col.⁵⁰ (2002) avaliaram, em modelos fotoelásticos, a distribuição das tensões provenientes de cadeias elásticas, associadas à barra transpalatina, utilizadas para correção de mordida cruzada vestibular dos segundos molares superiores. O estudo constou da análise qualitativa das tensões nas áreas adjacentes ao molar. Os autores concluíram que quando a tração elástica foi realizada na superfície lingual houve tendência de inclinação palatina descontrolada e giro do segundo molar. Quando a força no segundo molar foi por vestibular ocorreu tendência de inclinação controlada e intrusão.

Badran e col.⁴ (2003) utilizaram modelos confeccionados com gelatina fotoelástica para análise de arcos de nivelamento em casos com apinhamento moderado nos incisivos inferiores e de canino superior palatinizado. O estudo

constou da avaliação qualitativa das tensões e dos deslocamentos dentários provocados por arcos de nivelamento de diferentes ligas. Os padrões das franjas fotoelásticas demonstraram maior concentração de tensões com a utilização de arcos de nivelamento em níquel-titânio. Os arcos em liga de níquel-titânio super-elástica e em aço multi-filamentado geraram concentrações de tensões semelhantes e de menor intensidade, demonstrando equivalência em termos de tensões transmitidas às raízes dos dentes.

5 MATERIAIS E MÉTODO

Para a realização deste trabalho foram confeccionados seis modelos experimentais em resina fotoelástica com 60mm de comprimento por 30mm de altura e 9,8mm de espessura. Os modelos foram construídos assemelhando-se a hemi-arcos inferiores direito com a inclusão de caninos, primeiros e segundos pré-molares e também, segundos molares permanentes inferiores inclinados. Desta forma, os modelos apresentam a ausência de primeiros molares permanentes. Após a inclusão, os dentes ficaram imersos na resina fotoelástica ao nível do limite amelo-cementário. Os modelos apresentaram ainda, um alívio entre o segundo pré-molar e segundo molar, com 2mm de profundidade, simulando perda de dimensão no rebordo alveolar, que normalmente ocorre em decorrência da perda precoce do primeiro molar permanente (Figura 5.1).



FIGURA 5.1 Modelo em resina fotoelástica com ausência de primeiro molar permanente e com segundo molar inclinado.

5.1 Determinação das posições dos dentes para a montagem dos modelos experimentais

Os segundos molares apresentaram inclinações axiais no sentido mesial de 32° em relação ao plano oclusal. Esta inclinação foi estabelecida por meio de estudo em 20 modelos ortodônticos padronizados de pacientes com perdas prematuras de primeiros molares permanentes com inclinação mesial dos segundos molares e indicação de verticalização. Estes modelos foram avaliados por três especialistas em reabilitação oral para a confirmação da necessidade de verticalização.

Para estabelecer o ângulo de inclinação do segundo molar inferior, os modelos de gesso selecionados foram posicionados em máquina foto-copiadora devidamente regulada, para eliminar distorções, e foram obtidas fotocópias laterais dos lados em que havia molares inclinados. Posteriormente, com lapiseira 0,5mm e régua milimetrada (Desetec, Brasil), foram demarcadas linhas no sentido mésio-distal, no centro das coroas clínicas, paralelas à superfície oclusal dos molares inclinados nas fotocópias dos modelos. Em seguida, foi traçada uma linha oclusal ligando os pontos correspondentes à ponta de cúspide do canino e cúspide distovestibular do segundo molar inclinado. Na intersecção das linhas correspondentes ao centro da coroa clínica no sentido mésio-distal e ao plano oclusal demarcado, foram obtidos os ângulos de inclinações dos segundos molares, mensurados com transferidor de 180° (Desetec, modelo 8110). Após a identificação desse ângulo nos 20 modelos, obteve-se uma média de 32° para essas inclinações. Este valor foi utilizado posteriormente, como referência na montagem dos modelos experimentais em resina fotoelástica (Figura 5.1.1).

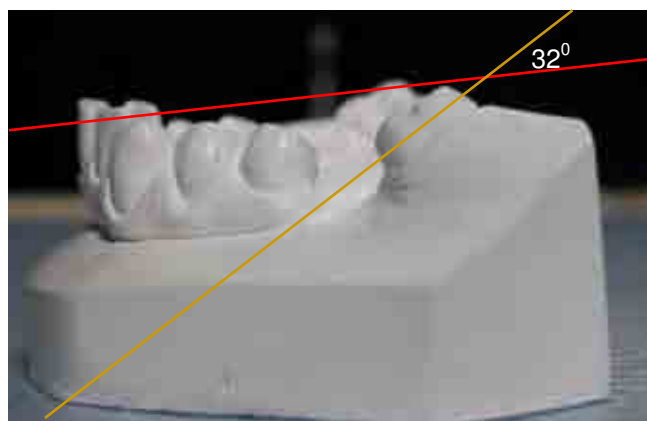


FIGURA 5.1.1 Determinação do ângulo de inclinação do segundo molar.

Os dentes utilizados nos modelos experimentais foram pré-fabricados, em resina acrílica (Real Odontológico, Brasil), com características anatômicas semelhantes aos dentes naturais em virtude da quantidade de dentes utilizada e da padronização das características morfológicas (Figura 5.1.2).



FIGURA 5.1.2 Dentes em resina acrílica com características anatômicas semelhantes a dentes naturais.

Os dentes da unidade de ancoragem compreendidos por canino, primeiro e segundo pré-molar foram posicionados com suas inclinações e angulações determinadas pela utilização de acessórios pré-ajustados com canaletas de encaixe com espessura de .022 x .025" (GAC, Ovation, código 82-055-29) (Figura 5.1.3 e tabela 1).

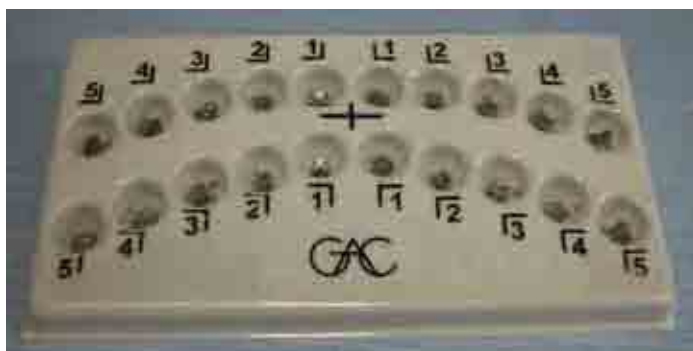


FIGURA 5.1.3 Acessórios pré-ajustados com canaletas de encaixes com dimensões de .022 x .025”.

TABELA 1 Especificação das inclinações e angulações dos acessórios pré-ajustados.

Acessório / Dente	Inclinação (Torque)	Angulação
43	-11 ⁰	5 ⁰
44	-17 ⁰	2 ⁰
45	-22 ⁰	2 ⁰

Os caninos e pré-molares foram, então, posicionados em uma base de cera para *typodont* (Orto Central Industria e Comércio), em suas respectivas posições. Os acessórios ortodônticos foram fixados, com cola de secagem rápida (Super Bonder, Loctite), no centro de suas coroas clínicas, sem inclinações ou angulações (Figura 5.1.4 A). Em seguida, um arco em fio de aço inoxidável, retangular, pré-contornado, .021 x .025” de espessura (GAC, código 03-125-58), foi adaptado nas canaletas de encaixes dos acessórios ortodônticos e amarrados com ligaduras metálicas 0.20mm de espessura (Morelli, Brasil). A base de cera, com os dentes e arco retangular, foi imersa em água aquecida à temperatura de aproximadamente 50⁰ por 10 minutos com o objetivo de plastificar a cera e dessa forma os dentes puderam estabelecer o posicionamento, angulações e inclinações pré-determinadas pelos acessórios¹. O

posicionamento correto dos dentes foi confirmado quando a base de cera juntamente com os dentes e com o arco retangular fixado aos acessórios foi levada a uma superfície plana e o arco apresentou-se paralelo ao plano horizontal em todo seu contorno (Figura 5.1.4 B).

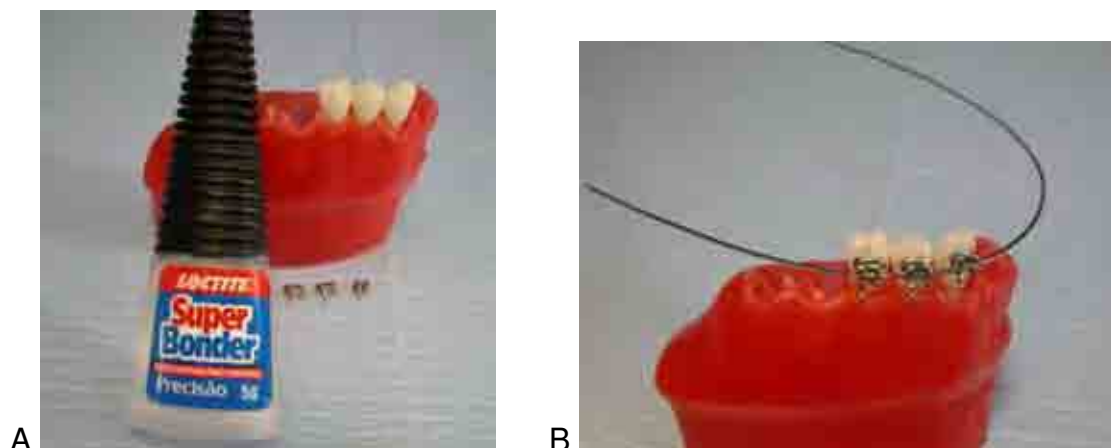


FIGURA 5.1.4 A) Base de cera com dentes posicionados e cola de secagem rápida. **B)** Acessórios colados e arco .021 x .025" instalado para estabelecimento das inclinações e angulações consideradas normais.

Uma vez estabelecido o posicionamento de canino e pré-molares, a base de cera foi resfriada e os dentes foram fixados com cera rosa 7 (Wilson, Brasil) ao bloco de cera e o arco retangular foi removido.

Para os segundos molares, foram utilizados tubos duplos pré-ajustados com prescrição para primeiros molares inferiores direito, para colagem, com tubo auxiliar para fio retangular, com dimensões de .022 x .025", tanto para o tubo principal quanto para o auxiliar (GAC, Ovation, código LR6 68-362-88) (Figura 5.1.5 e tabela 2).



FIGURA 5.1.5 Tubos pré-ajustados para colagem.

TABELA 2 Especificações do Tubo Duplo GAC, Ovation, .022 x .025”.

Tubo Duplo / Dente	Inclinação (Torque)	Angulação	Off set
46	-30 ⁰	-1 ⁰	4 ⁰

O tubo duplo foi colado no centro da coroa clínica do segundo molar sem angulação ou inclinação. Em seguida, foi confeccionado um novo arco com o fio de aço retangular .021 x .025”, com uma dobra em “Z” na região de segundo molar de tal forma que, a parte distal do arco, a partir dessa dobra, representasse a inclinação mesial média do segundo molar, de 32⁰, em relação ao plano oclusal, previamente determinada. O arco retangular com a dobra em “Z” foi adaptado ao tubo colado ao molar e aos acessórios de canino, primeiro e segundo pré-molares e o conjunto foi fixado à base de cera (Figuras 5.1.6 A e B).

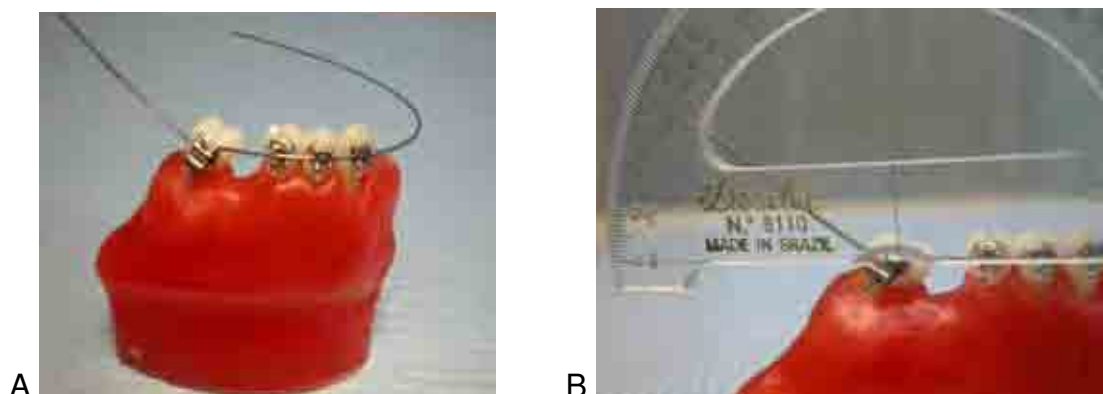


FIGURA 5.1.6 A) Arco retangular .021 x .025" utilizado para estabelecer a inclinação de 32° do segundo molar. B) Conferindo a inclinação do segundo molar.

O bloco de cera obtido foi esculpido, estabelecendo-se as características semelhantes a um hemi-arco em que o primeiro molar foi extraído e houve a inclinação mesial do segundo molar. Em seguida, todos os acessórios colados aos dentes foram removidos (Figura 5.1.7).



FIGURA 5.1.7 Bloco de cera esculpido com características de um hemi-arco em que o primeiro molar foi extraído e houve inclinação do segundo molar.

O bloco de cera, com os dentes inseridos em suas devidas posições, foi moldado com borracha de silicone (Polipox Soluções em Resinas, Brasil). O molde obtido serviu como guia de posicionamento para os dentes e para confecção dos modelos experimentais. Desta forma, todos os modelos experimentais apresentaram as mesmas características nas posições de caninos e pré-molares, assim como dos segundos molares inclinados (Figura 5.1.8 A e B).



FIGURA 5.1.8 A) Borracha de silicone para moldagem. **B)** Molde do bloco de cera com os dentes em borracha de silicone.

5.2 Montagem dos modelos experimentais em resina fotoelástica

Os modelos experimentais foram confeccionados com a resina epóxi CMR-201 e catalisador CMF-252 (Polipox Soluções em Resinas, Brasil) por apresentar propriedades adequadas nos estudos com fotoelasticidade³⁶. Esta resina é considerada um produto líquido da reação de Epicloridina com Bisfenol A, com baixa viscosidade, apresentando uma excelente transparência e flexibilidade. Uma mistura de resina e catalisador nas proporções de 40ml de catalisador para 100ml de resina, de acordo com o fabricante, foi vertida no molde de silicone onde os dentes estavam posicionados (Figura 5.2.1 A e B).



FIGURA 5.2.1 A) Resina fotoelástica CMR 202 e catalisador CMF 252. B) Molde com dentes posicionados após a colocação da mistura de resina e catalisador.

Decorridas 24 horas, o tempo de polimerização da resina, os modelos experimentais em resina fotoelástica foram retirados dos moldes apresentando as características definitivas, com os dentes em suas respectivas posições (Figura 5.1).

O processo de polimerização da resina fotoelástica utilizada ocorre por vários dias. A polimerização continuada desenvolve tensões residuais de superfície no modelo fotoelástico após alguns dias de sua confecção. Neste estudo, após quatro dias, os modelos fotoelásticos foram descartados por apresentarem tensões residuais, tornando-se inadequados para análise fotoelástica.

Os segmentos de arcos das unidades de ancoragem foram confeccionados em fio de aço inoxidável retangular, com espessura de .019 x .025" (GAC, código 03-925-58), contornando as superfícies vestibulares de caninos, primeiro e segundo pré-molares. Posteriormente, os acessórios ortodônticos correspondentes a esses dentes foram previamente amarrados aos segmentos de arcos com ligaduras elásticas (Morelli, código 60.03.301), antes de serem colados aos dentes. Os acessórios ortodônticos, juntamente com o respectivo segmento de arco, foram fixados, com a cola de secagem rápida, nos centros das coroas clínicas dos respectivos dentes da unidade de ancoragem. O objetivo deste procedimento foi de

evitar a formação de tensões residuais nos modelos experimentais de resina fotoelástica.

Em seguida, o tubo duplo foi colado centralizado na coroa clínica do molar inclinado, respeitando sua inclinação (Figura 5.2.2 A e B).

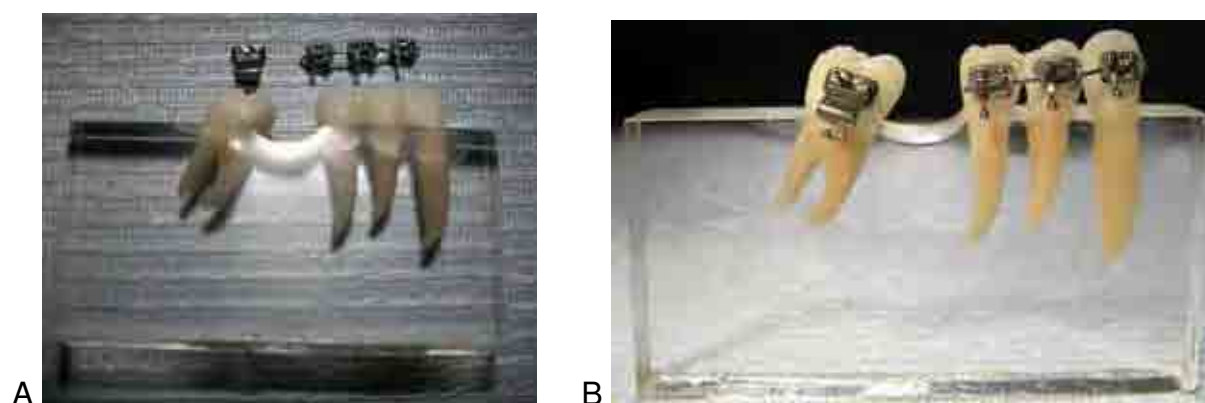


Figura 5.2.2 Modelo experimental em resina fotoelástica. **A)** Antes da colagem dos acessórios unidos ao segmento de arco e tubo duplo. **B)** Acessórios com segmento de arco e tubo duplo colados aos dentes.

Os modelos considerados aptos para serem analisados deveriam apresentar ausência de tensões residuais, fato comprovado sob luz polarizada no Polariscópio de Transmissão (Figura 5.2.3).



FIGURA 5.2.3 Modelo fotoelástico em campo de luz polarizada demonstrando ausência de tensões residuais.

5.3 Considerações básicas sobre molas

Molas são partes construídas em configurações particulares para prover um intervalo de força dentro de um espaço significativo de deflexão e/ou para armazenar energia³⁵. Em ortodontia, as molas podem ser definidas como dispositivos capazes de prover forças em um intervalo de deflexão.

As molas podem ser classificadas segundo o tipo de força gerada em molas de tração, compressão, torção ou para armazenar energia potencial. Podem ser confeccionadas com fios redondos ou retangulares, dobradas em forma de espiras, denominadas helicóides, ou em forma de barra plana, em viga. O desenho de uma mola helicoidal é elaborado de acordo com o tipo de força a ser gerada, dessa forma, as molas abertas são utilizadas para produzir forças de compressão e as molas fechadas de extensão são para forças de tração. As molas helicoidais podem, ainda, ser projetadas para produzir forças de torção. Neste tipo de mola, os prolongamentos das espiras, em forma de braços, formam as alavancas onde o momento de forças pode ser aplicado³⁵.

No movimento de verticalização de molares, as molas helicoidais são confeccionadas em fios retangulares, por apresentar controle tridimensional.

As molas de verticalização utilizadas neste estudo foram as propostas por Norton & Proffit³⁴ e Romeo & Burtone⁴¹ com modificações por serem as mais utilizadas^{8,48} (Figura 5.3.1). Este fato pode ser justificado pela facilidade de confecção, manuseio e por não necessitar de materiais, acessórios ou intervenções diferenciadas para sua confecção e utilização. Assim, todas as molas foram confeccionadas com fios retangulares .019 x .025" de espessura, em ligas de aço inoxidável níquel-cromo (GAC, código 03-925-58, lote 032451), ou em Titânio-

Molibdênio (TMA) (código 03-925-99, lote 127097). As molas foram confeccionadas por um mesmo operador, utilizando os alicates números 40, 139, 350, dois alicates 442 (Orthopli Corp) e alicate de corte (Figura 5.3.2).

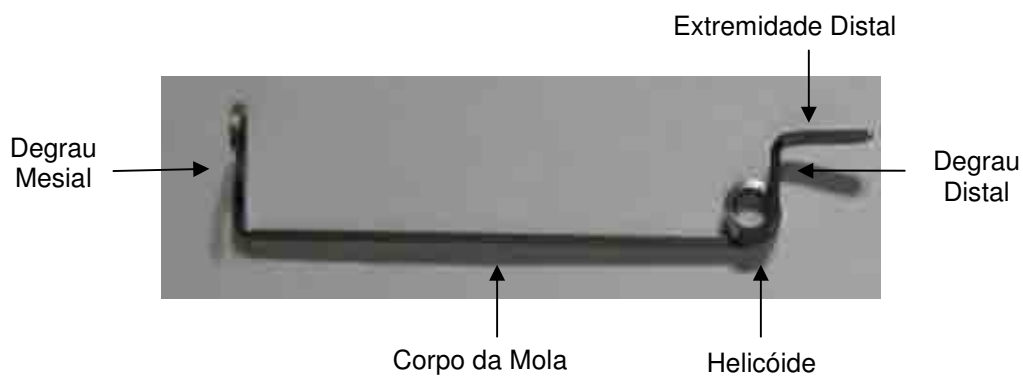


FIGURA 5.3.1 Mola de verticalização helicoidal.



FIGURA 5.3.2 Molas de verticalização nos comprimentos de 25mm e 20mm: **A)** Em aço inoxidável e **B)** Em TMA.

A tabela 3 apresenta as medidas das quatro molas utilizadas, mensuradas em aparelho projetor de perfil com ampliação em dez vezes (Mitutoyo, Japão).

TABELA 3 Medidas das molas helicoidais.

Molas	AI 25	AI 20	TMA 25	TMA 20
Corpo da Mola (mm)	25,09	19,98	25,1	20,05
Degrau Mesial (mm)	4,7	4,85	4,9	4,9
Degrau Distal (mm)	4,6	4,65	4,63	4,6
Helicóide (mm)	2,7	2,74	2,95	2,66
Extremidade Distal (mm)	4,12	4,54	4,05	4,17

Para ativar uma mola helicoidal, o momento aplicado deve ser sempre arranjado de forma a fechar as espiras em vez de abri-las, pois as tensões residuais resultantes do enrolamento das espiras são favoráveis ao sentido de aplicação da força. Isso não acontece quando a força resultante é de fechamento, pois as tensões residuais são em sentido contrário ao da aplicação da força, tornado as molas ineficientes³⁵. Dessa forma, as molas helicoidais de verticalização devem ser confeccionadas de modo que, quando ativadas, as forças sejam liberadas no sentido da abertura dos helicóides.

A ativação pode ser conseguida angulando-se a extremidade distal fechando o ângulo com o degrau distal ou dobrando apicalmente o corpo da mola próximo ao helicóide, evitando distorcê-lo.

5.4 Formação dos Grupos Experimentais

Foram construídos e analisados seis modelos experimentais (Figura 5.4).

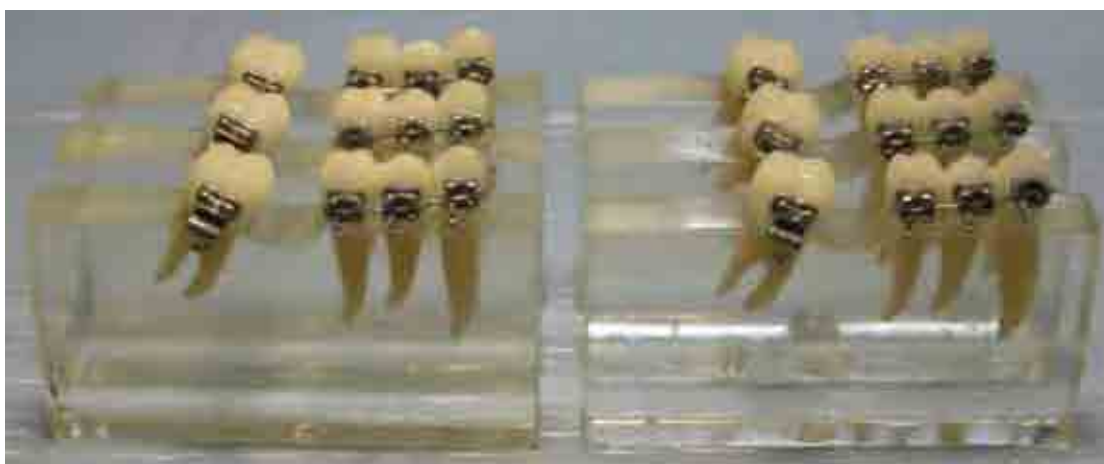


FIGURA 5.4 Modelos fotoelásticos analisados.

Os modelos foram denominados de Modelo 1 ao Modelo 6. Cada um dos modelos foi analisado em quatro situações: No Grupo I, foi utilizada mola de verticalização confeccionada com fio em liga de aço inoxidável Níquel-Cromo com o corpo da mola apresentando 20mm de comprimento (AI 20); no Grupo II, foi utilizada uma mola de verticalização confeccionada com fio em liga de aço inoxidável Níquel-Cromo com o corpo da mola apresentando 25mm de comprimento (AI 25); no Grupo III, foi utilizada uma mola de verticalização de TMA com o corpo da mola apresentando 20mm de comprimento (TMA 20) e; Grupo IV, utilizou-se uma mola de TMA com o corpo da mola apresentando 25mm de comprimento (TMA 25). Os modelos foram analisados pelo mesmo examinador.

No experimento foi utilizada apenas uma mola de cada liga e comprimento.

5.5 Intensidade da força utilizada

As ativações das molas foram de 100cN, padronizada por medições em célula de carga e leitor digital (Kratos, Brasil). Nesta fase, os modelos experimentais foram fixados em uma base, previamente construída, onde a célula de carga estava instalada. O suporte da célula de carga foi posicionado na altura e paralelo à canaleta de encaixe dos acessórios de canino e primeiro pré-molar para as molas Al 25 e TMA 25. E na altura e paralelo às canaletas de encaixe de primeiro e segundo pré-molares para as molas Al 20 e TMA 20. O suporte foi colocado o mais perto possível, sem contudo, tocar no modelo. Cada uma das molas foi encaixada no tubo auxiliar do tubo duplo colado ao molar e com uma pinça Mathieu (Golgran) foram levadas até o suporte da célula de carga, para conferir as intensidades das forças. As molas eram retiradas e ajustadas até que atingissem a carga idealizada de 100cN por cinco vezes consecutivas. Esse processo foi realizado em cada um dos modelos, para que pudessem ser levados para análise (Figura 5.5.1 A e B e Figura 5.5.2 A e B).



FIGURA 5.5.1 A) Base com célula de carga adaptada. **B)** Célula de carga.

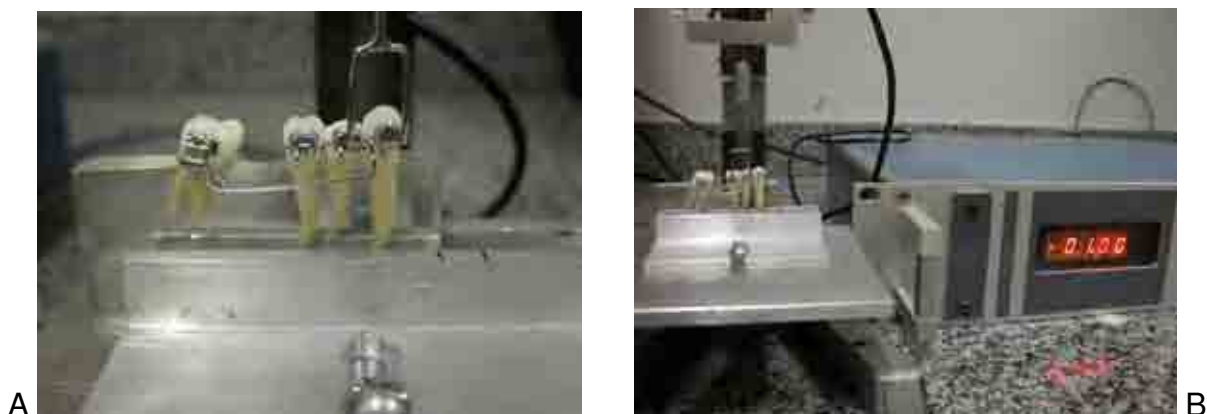


FIGURA 5.5.2 A) Mola encaixada no tubo auxiliar do tubo duplo colado ao molar e no suporte da célula de carga para mensuração da força. B) Leitor digital apontando 100cN.

5.6 Coleta dos resultados

Para a análise qualitativa, os modelos experimentais com as respectivas molas devidamente ativadas foram posicionados de forma padronizada no Polariscópio de Transmissão para obtenção de luz polarizada e fotografados. Em seguida, as franjas de tensões foram analisadas de acordo com suas localizações, quantidades e morfologia. As fotografias foram obtidas com máquina fotográfica digital, marca Nikon modelo Coolpix 5700 (Figuras 5.6.1 A).

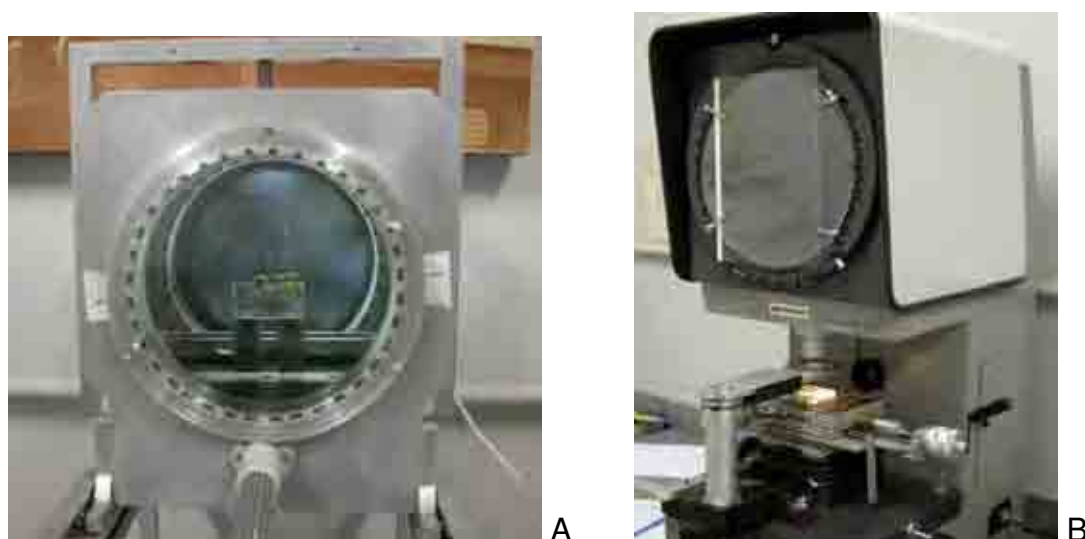


FIGURA 5.6.1 A) Polariscópio de Transmissão com modelo fotoelástico. B) Polariscópio de Transmissão vertical com ampliador de imagens. (Laboratório de Projetos Mecânicos da Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia.)

Na análise quantitativa, cada modelo experimental, com a respectiva mola devidamente ativada, foi fixado em um Polariscópio de Transmissão vertical com ampliador de imagem em dez vezes (Mitutoyo, Japão) para leitura das ordens de franjas fracionárias (Figura 5.6.1 B). Em seguida, foi confeccionado um gabarito em folha de acetato transparente quadriculada com espaçamento de 0,5cm, fixado na tela analisadora desse polariscópio, onde foram demarcados os eixos de coordenadas X e Y. Na intersecção desses eixos, foi traçado o contorno da imagem da raiz do molar e a borda distal do modelo, com caneta (Pilot), de forma que a borda distal do modelo coincidissem com o eixo X. Na seqüência, foram demarcados 12 pontos adjacentes ao contorno da raiz do molar e borda cervical do modelo, distantes aproximadamente 10mm da linha do contorno desenhado.

Estas distâncias correspondem a aproximadamente, no modelo experimental, em tamanho real, a 1mm do contorno da raiz do molar e borda do modelo (Figura 5.6.2 e Tabela 4).

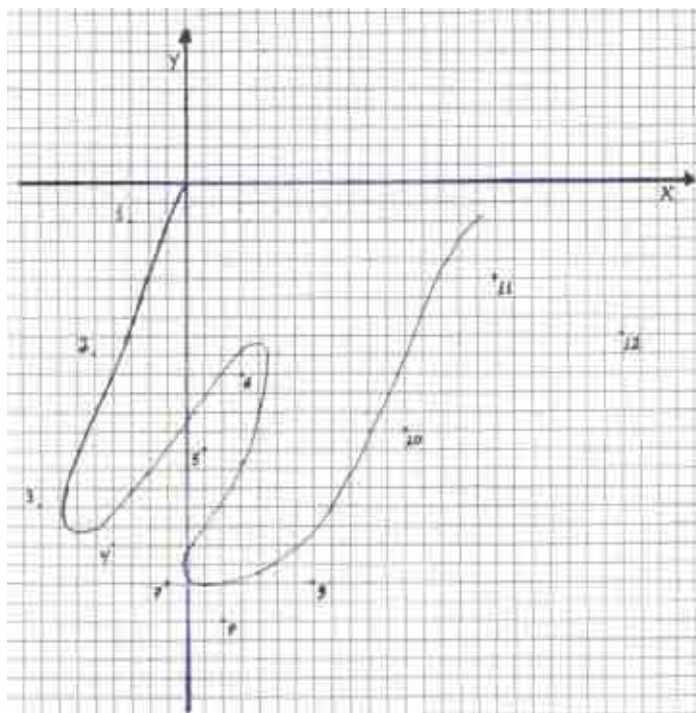


FIGURA 5.6.2 Gabarito com os doze pontos demarcados no contorno da imagem da raiz do segundo molar de acordo com os eixos de coordenadas X e Y.

TABELAS 4 Coordenadas dos doze pontos em relação aos eixos X e Y.

Pontos	Eixo X (mm)	Eixo Y (mm)
1	-15	-10
2	-25	-45
3	-40	-95
4	-20	-100
5	5	-70
6	15	-50
7	-5	-110
8	10	-130
9	35	-110
10	60	-65
11	85	-25
12	120	-40

Descrição dos 12 pontos:

1. Ponto disto-cervical da raiz distal. Localizado a 1mm da borda distal do modelo;
2. Ponto médio da superfície distal da raiz distal;
3. Ponto disto-apical da raiz distal;
4. Ponto mésio-apical da raiz distal;
5. Ponto médio entre a bifurcação e ápice radicular, entre as raízes;
6. Ponto na bifurcação;
7. Ponto disto-apical da raiz mesial;
8. Ponto mésio-apical da raiz mesial;
9. Ponto mésio-apical da raiz mesial de maior concentração de tensões na região apical. Este ponto se localiza a 3mm para cervical do ponto 8;
10. Ponto médio da superfície mesial da raiz mesial;
11. Ponto mésio-cervical da raiz mesial. Localizado a 1mm da borda mesial do modelo;
12. Ponto correspondente ao rebordo alveolar, na região da ausência do primeiro molar permanente. Localizado na distância média entre segundo molar e segundo pré-molar a 1mm da borda do modelo.

Com a utilização do método de compensação de Tardy³ foram obtidas as leituras das ordens de franjas fracionárias nos doze pontos, para os seis modelos, nos quatro grupos. Os dados obtidos foram tabulados no programa Microsoft Office Excel 2003.

5.7 Análise Estatística

Com o objetivo de verificar a existência ou não de diferenças estatisticamente significantes entre os valores das tensões obtidos para cada liga (Al e TMA) nos dois comprimentos de molas (20 e 25mm), avaliando o comportamento de cada mola nos seis modelos experimentais, foi aplicada a Análise de Variância¹⁸. O nível de significância foi estabelecido em $p < 0,05$ em uma prova bilateral.

Para verificar a existência ou não de diferenças estatisticamente significantes entre as médias dos seis modelos, relativos às duas ligas metálicas, foi aplicado o teste t de Student¹⁸, considerando-se as duas medidas de comprimento de molas. O nível de significância foi estabelecido em $p < 0,05$ em uma prova bilateral.

Com o intuito de verificar a existência ou não de diferença estatisticamente significativa entre as médias das tensões nos 12 pontos, foi aplicada a Análise de Variância¹⁸, aos dados relativos à TMA 20, TMA 25, Al 20 e Al 25. O nível de significância foi estabelecido em $p < 0,05$ em uma prova bilateral.

6 RESULTADOS

6.1 Avaliação Qualitativa

As molas de verticalização helicoidais, nas condições desse experimento, provocaram maior concentração de áreas de tensões no segundo molar inclinado do que na unidade de ancoragem para todos os tipos de molas de verticalização estudados (Figura 6.1.1 A, B, C e D).

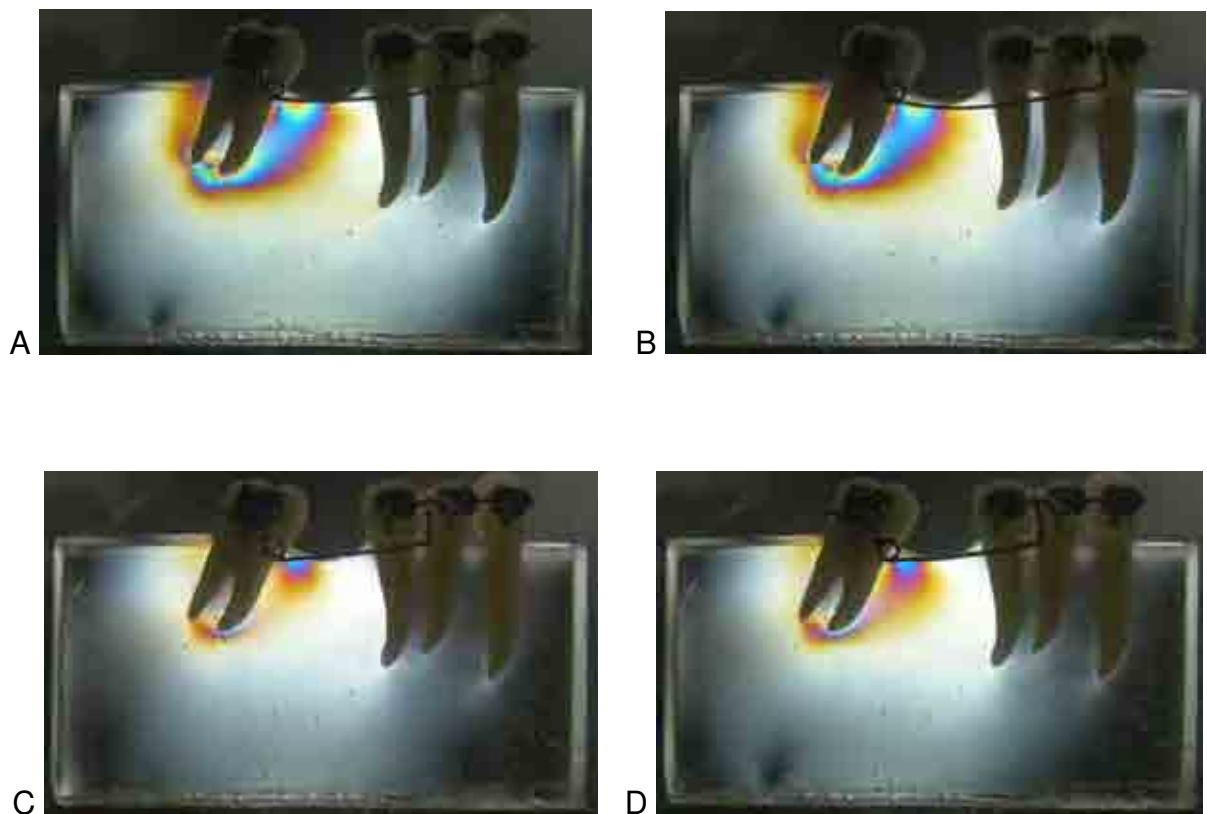


FIGURA 6.1.1 Modelos experimentais em resina fotoelástica com molas ativadas em 100cN sob luz polarizada. **A)** Mola AI 25. **B)** Mola TMA 25. **C)** Mola AI 20. **D)** Mola TMA 20.

Na unidade de ancoragem houve pequena concentração de áreas de tensões com as ordens de franjas entre a ordem 0 (zero) e a ordem 0,5 (meio). As franjas de tensões foram mais visíveis na região apical de canino e segundo pré-molar.

Nas proximidades do segundo molar, as áreas de concentração de tensões, produzidas pelas molas de verticalização, foram mais evidentes nas regiões cervical e apical. As intensidades de tensões foram identificadas em ordem decrescente nas seguintes regiões:

1. A região méso-cervical da raiz mesial apresentou maior concentração de tensões. Nessas regiões, as ordens de franjas observadas superaram a de ordem 2.
2. As regiões méso-apical e disto-apical da raiz mesial bem como a méso-apical da raiz distal, as ordens de franjas apresentadas ficaram entre a ordem 1 e 2.
3. Na região correspondente ao rebordo alveolar de ausência do primeiro molar, as ordens de franjas estiveram próximas da ordem 1.
4. Nas regiões disto-apical e disto-cervical da raiz distal bem como na região média da raiz mesial, as ordens de franjas estiveram entre a de ordem 0,5 e 1.
5. Nas regiões intermediárias da raiz distal, as ordens de franjas ficaram próximas da ordem 0,5.
6. A região próxima da bifurcação apresentou os menores níveis de tensões, com ordens de franjas entre a de ordem 0 e 0,5.

Os maiores valores das ordens de franjas foram encontrados com as molas de 25mm de comprimento, Al 25 e TMA 25 (Figura 6.1.2 A, B, C e D).

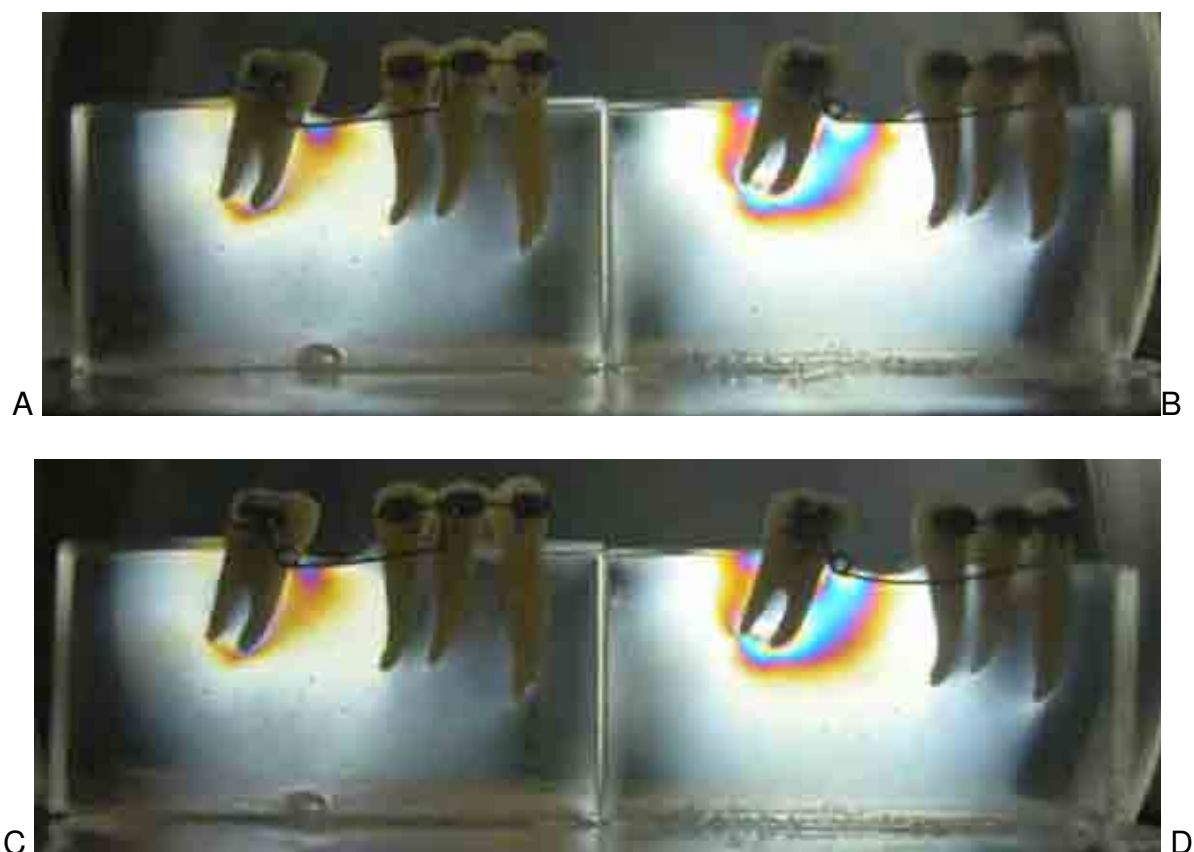


FIGURA 6.1.2 Modelos experimentais em campo de luz polarizada para comparação entre os comprimentos de molas de mesma liga. **A)** Molas Al 20. **B)** Al 25. **C)** Molas TMA 20. **D)** TMA 25.

Na avaliação qualitativa não foi possível observar diferenças nas ordens de franjas entre as ligas de mesmo comprimento (Figura 6.1.3 A, B, C e D).

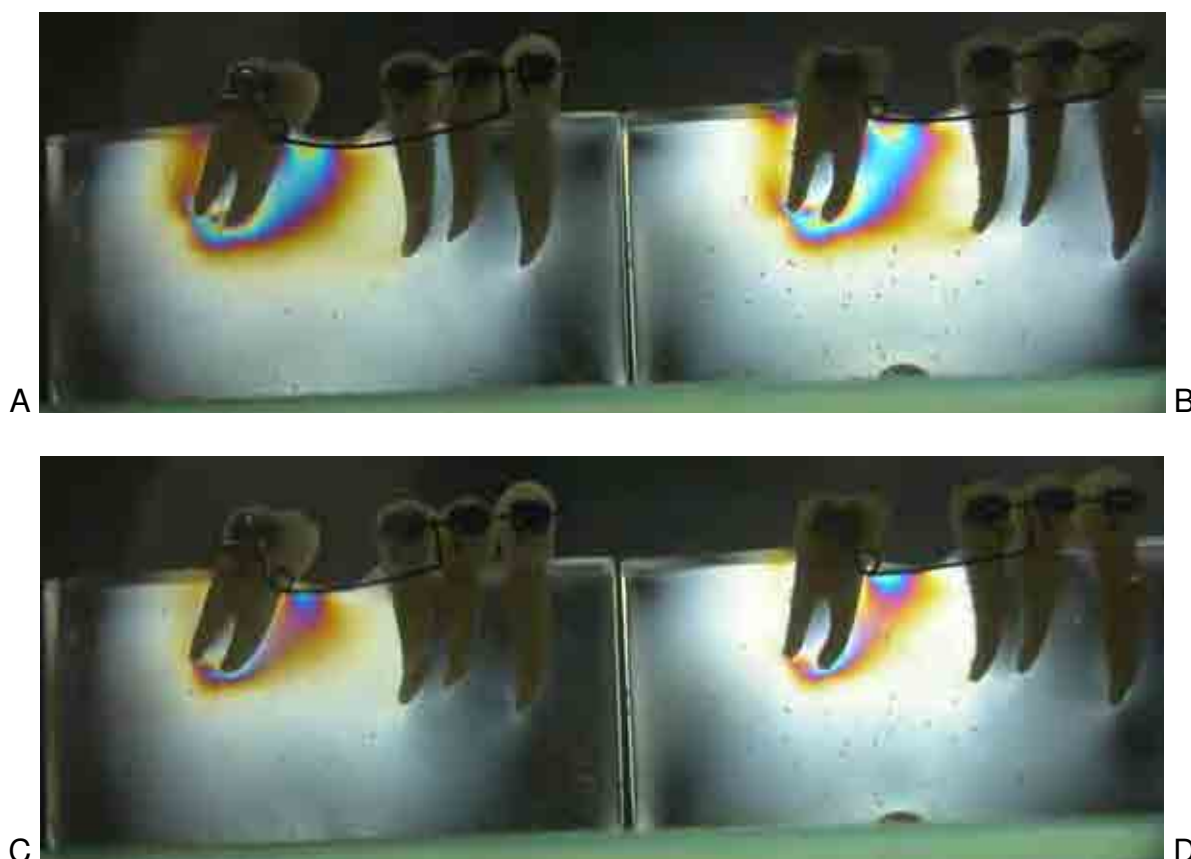


FIGURA 6.1.3 Modelos experimentais em campo de luz polarizada para comparação entre as ligas de mesmo comprimento. **A)** Molas TMA 25. **B)** Al 25. **C)** Molas TMA 20. **D)** Al 20.

Avaliação Quantitativa

De acordo com a Tabela 5 e Gráficos 1, 2, 3 e 4, não ocorreram diferenças estatisticamente significantes entre os valores de tensões relativas a cada tipo de liga e comprimento de mola.

TABELA 5 Valores de F e das probabilidades obtidos pela Análise de Variância aos valores relativos às tensões, dos seis modelos, considerando-se as ligas TMA e AI, nos comprimentos 20 e 25mm.

Variáveis Analisadas	Valores de F	Probabilidades
6 Modelos AI 25	0,054	0,998
6 Modelos TMA 25	0,106	0,991
6 Modelos AI 20	0,501	0,774
6 Modelos TMA 20	0,352	0,879
(*) p < 0,05		

As tabelas 6, 7, 8 e 9 e os gráficos 1, 2, 3 e 4 representam as tensões cisalhantes máximas (Tmax) em kilo Pascal (KPa), obtidas pela equação (1) $T_{max} = \frac{(NK)}{2h}$, onde N é a ordem de franja fracionária (Np) calculada, K é a constante ótica (K = 0,25Kgf/mm.f) e h a espessura do modelo (h = 9,8mm).

TABELA 6 Tensões em KPa para AI 25 nos seis modelos e doze pontos.

Tensões para AI 25								
Pontos	Modelo 1	Modelo 2	Modelo 3	Modelo 4	Modelo 5	Modelo 6	Média	Desvio Padrão
1	13,90	12,50	10,33	13,14	12,76	15,18	12,97	1,61
2	3,19	2,42	5,61	4,34	4,59	4,21	4,06	1,12
3	9,18	14,29	11,35	11,86	11,35	11,73	11,63	1,63
4	16,96	16,45	15,94	17,35	16,96	17,47	16,86	0,57
5	6,12	2,93	3,19	5,36	5,87	5,36	4,81	1,39
6	4,34	2,04	2,17	3,19	3,19	3,57	3,08	0,87
7	16,84	16,58	18,37	17,60	18,62	18,49	17,75	0,88
8	13,01	14,92	13,01	14,16	14,67	15,43	14,20	1,01
9	15,56	18,88	15,94	16,71	17,73	16,96	16,96	1,21
10	10,20	10,33	9,57	11,22	9,82	10,71	10,31	0,60
11	26,66	25,51	20,54	19,26	22,70	21,30	22,66	2,90
12	12,50	13,14	15,18	17,73	15,31	15,31	14,86	1,86

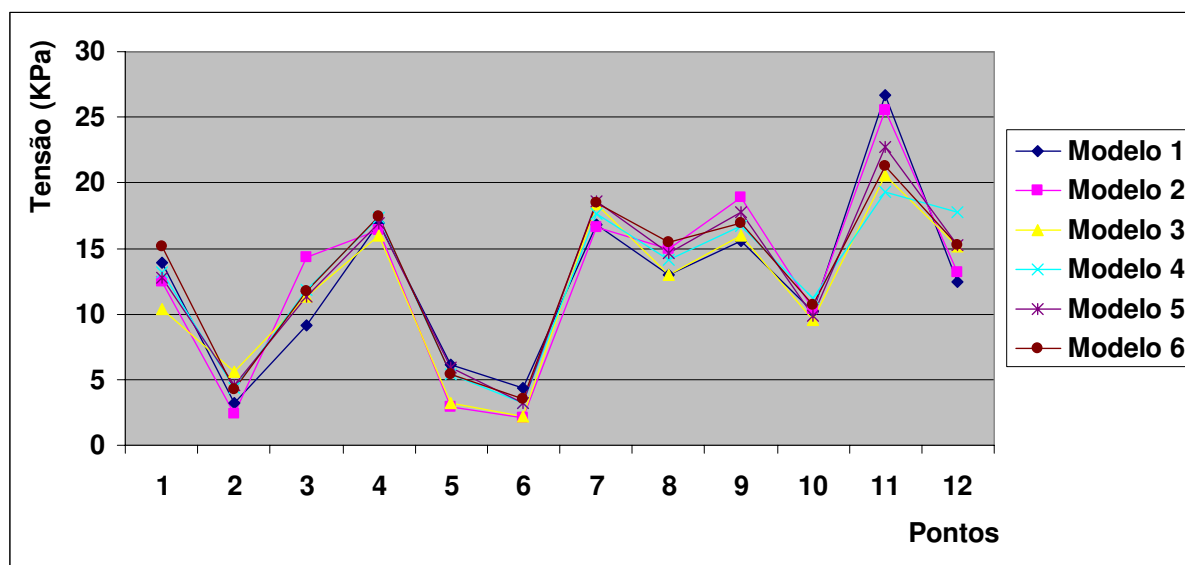
GRÁFICO 1 Tensões em KPa para AI 25 nos seis modelos e doze pontos.

TABELA 7 Tensões em KPa para TMA 25 nos seis modelos e doze pontos.

Tensões para TMA 25								
Pontos	Modelo 1	Modelo 2	Modelo 3	Modelo 4	Modelo 5	Modelo 6	Média	Desvio Padrão
1	11,61	12,24	10,33	10,97	12,50	14,41	12,01	1,42
2	5,36	4,21	5,10	6,12	4,59	3,95	4,89	0,80
3	9,18	12,37	11,73	10,08	10,59	11,48	10,91	1,18
4	13,78	15,56	17,35	14,41	16,71	16,71	15,75	1,42
5	4,21	3,06	3,57	5,10	5,48	5,23	4,44	0,99
6	3,06	2,17	1,79	2,68	2,93	3,57	2,70	0,64
7	13,78	18,11	17,73	15,18	17,35	18,37	16,75	1,85
8	15,31	15,18	13,39	11,99	14,16	15,18	14,20	1,32
9	15,69	17,09	16,20	13,52	16,58	16,07	15,86	1,24
10	12,63	10,33	10,46	11,10	10,20	10,46	10,86	0,92
11	21,56	21,05	20,03	17,35	22,07	21,81	20,65	1,77
12	10,59	13,01	16,84	11,99	11,22	14,54	13,03	2,33

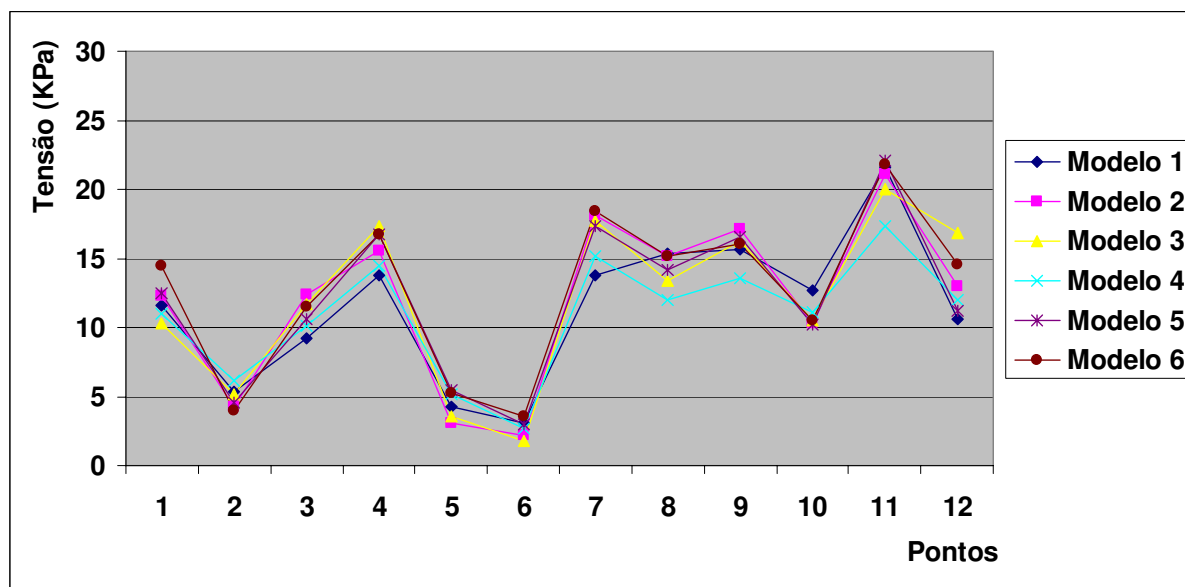
GRÁFICO 2 Tensões em Kpa para TMA 25 nos seis modelos e doze pontos.

TABELA 8 Tensões em KPa para Al 20 nos seis modelos e doze pontos.

Tensões para Al 20								
Pontos	Modelo 1	Modelo 2	Modelo 3	Modelo 4	Modelo 5	Modelo 6	Média	Desvio Padrão
1	10,97	9,57	6,76	12,63	10,59	10,08	10,10	1,94
2	5,61	5,61	4,59	5,48	6,12	5,99	5,57	0,54
3	6,63	10,20	8,55	11,35	9,44	8,55	9,12	1,62
4	12,88	12,37	10,84	13,65	15,43	12,24	12,90	1,54
5	5,61	2,81	2,93	4,72	5,48	4,59	4,36	1,22
6	3,83	1,79	2,17	3,06	3,57	3,19	2,94	0,80
7	11,10	15,94	12,37	12,37	14,41	12,63	13,14	1,74
8	8,55	13,01	10,20	10,71	12,37	10,97	10,97	1,59
9	12,50	15,43	12,37	12,76	15,94	12,12	13,52	1,70
10	12,37	10,71	9,31	9,95	10,33	9,57	10,37	1,10
11	19,01	18,49	17,60	16,33	16,58	17,35	17,56	1,05
12	10,20	12,24	11,73	13,14	11,86	12,12	11,88	0,96

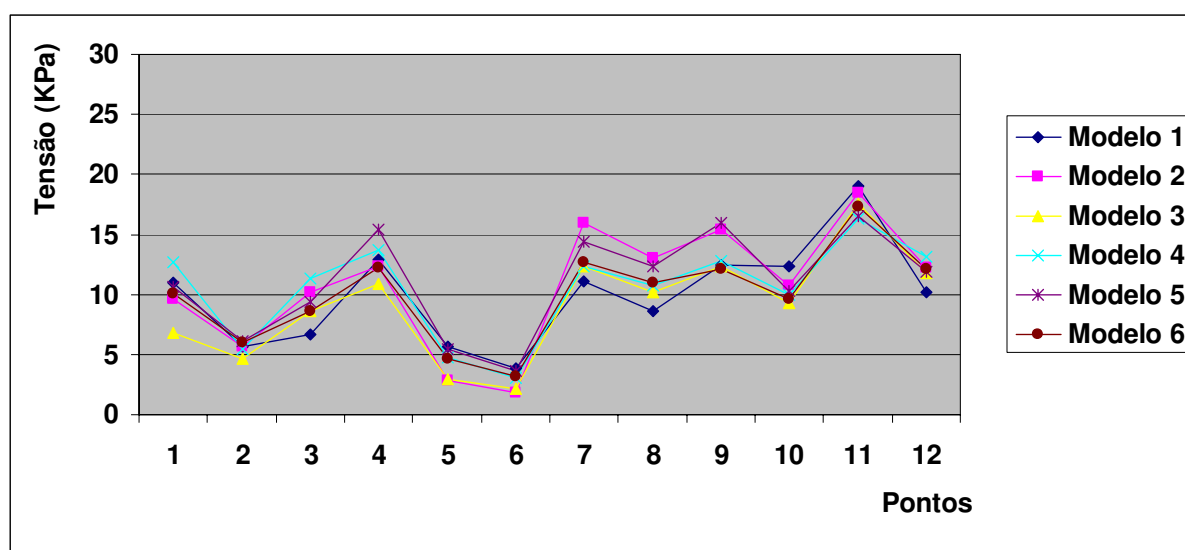
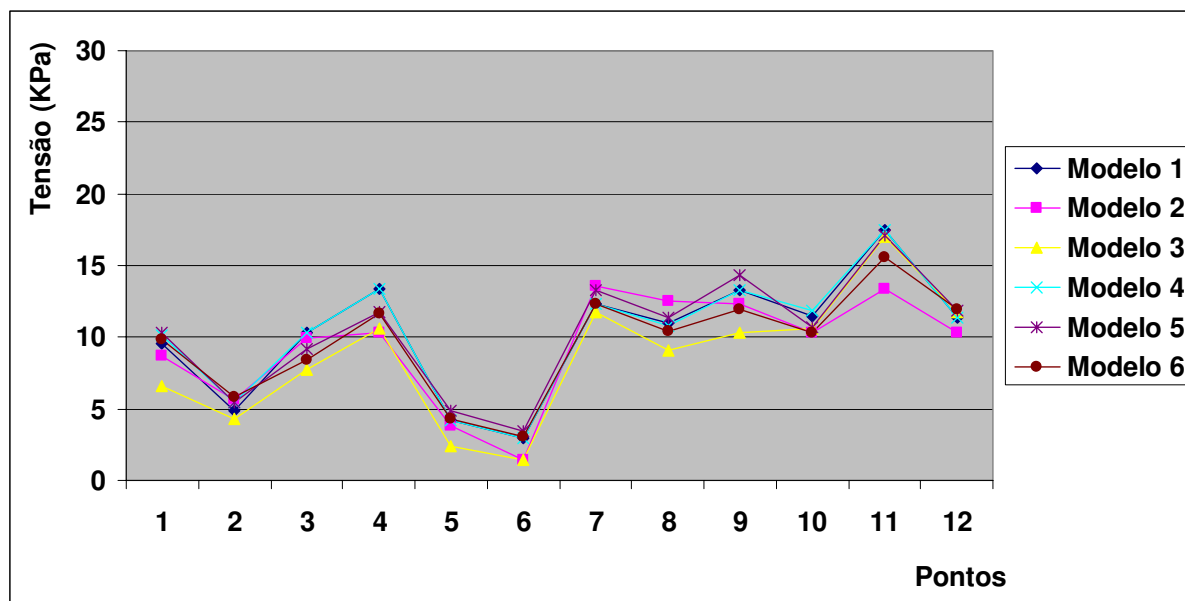
GRÁFICO 3 Tensões em KPa para Al 20 nos seis modelos e doze pontos.

TABELA 9 Tensões em KPa para TMA 20 nos seis modelos e doze pontos.

Tensões para TMA 20								
Pontos	Modelo 1	Modelo 2	Modelo 3	Modelo 4	Modelo 5	Modelo 6	Média	Desvio Padrão
1	9,57	8,67	6,63	10,08	10,33	9,82	9,18	1,38
2	4,85	5,61	4,34	5,48	5,48	5,87	5,27	0,57
3	10,33	9,95	7,78	10,33	9,18	8,42	9,33	1,06
4	13,39	10,33	10,59	13,39	11,73	11,61	11,84	1,32
5	4,21	3,83	2,42	4,21	4,85	4,34	3,98	0,83
6	2,93	1,40	1,40	2,93	3,44	3,06	2,53	0,89
7	12,37	13,52	11,73	12,37	13,27	12,37	12,61	0,66
8	10,97	12,50	9,06	10,84	11,35	10,46	10,86	1,13
9	13,27	12,37	10,33	13,27	14,29	11,99	12,59	1,37
10	11,48	10,33	10,59	11,86	10,71	10,33	10,88	0,64
11	17,47	13,39	16,96	17,47	17,09	15,56	16,32	1,60
12	11,35	10,33	11,73	11,35	11,86	11,99	11,44	0,60

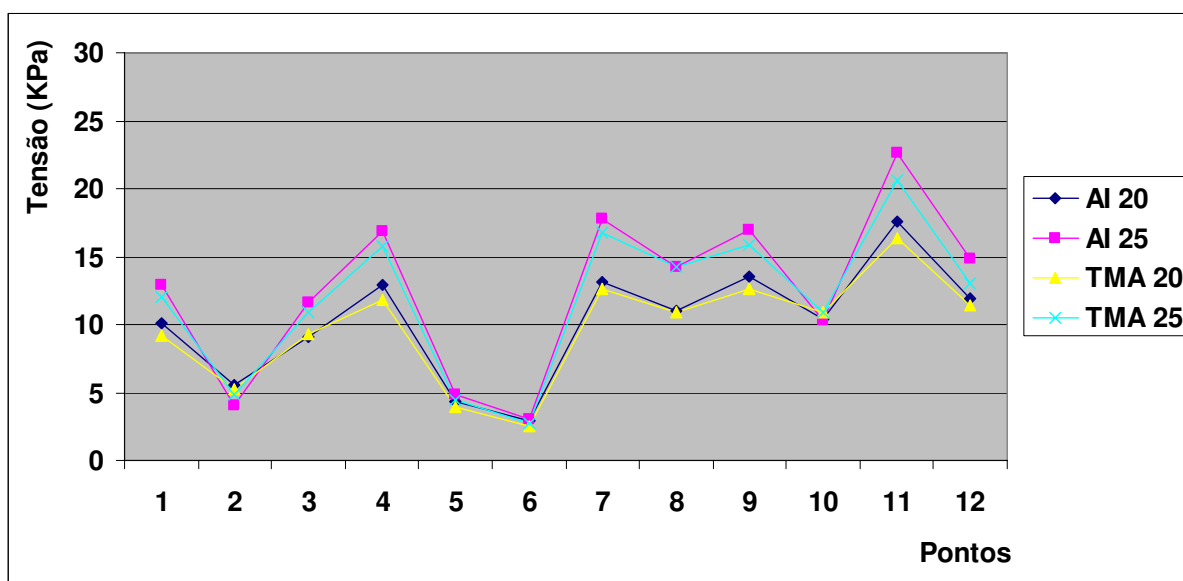
GRÁFICO 4 Tensões em KPa para TMA 20 nos seis modelos e doze pontos.

A Tabela 10 e o Gráfico 5, demonstram os valores médios das tensões nos 12 pontos analisados para as ligas nos dois comprimentos de molas.

TABELA 10 Valores médios das tensões em KPa nos 12 pontos para as duas ligas nos dois comprimentos de molas.

Pontos	Tensões (KPa)			
	AI 20	AI 25	TMA 20	TMA 25
1	10,10	12,97	9,18	12,01
2	5,57	4,06	5,27	4,89
3	9,12	11,63	9,33	10,91
4	12,90	16,86	11,84	15,75
5	4,36	4,81	3,98	4,44
6	2,94	3,08	2,53	2,70
7	13,14	17,75	12,61	16,75
8	10,97	14,20	10,86	14,20
9	13,52	16,96	12,59	15,86
10	10,37	10,31	10,88	10,86
11	17,56	22,66	16,32	20,65
12	11,88	14,86	11,44	13,03

GRÁFICO 5 Tensões médias nos 12 pontos para os seis modelos com as quatro molas.



A Tabela 11, demonstra os resultados da análise estatística da comparação das tensões entre as ligas TMA e Al, nos comprimentos de molas 20 e 25mm.

TABELA 11 Variáveis analisadas com valores de t e das probabilidades obtidas com a aplicação do teste t de Student.

Variáveis Analisadas	Valores de t	Probabilidades
Al 25 x Al 20	7,234	0,001*
Al 25 x TMA 25	2,731	0,041*
Al 25 x TMA 20	-8,283	0,000*
TMA 25 x Al 20	3,459	0,018*
TMA 25 x TMA 20	5,539	0,003*
TMA 20 x Al 20	1,112	0,312

(*) $p < 0,05$

7 DISCUSSÃO

A grande maioria dos trabalhos utilizando a fotoelasticidade encontrados na literatura ortodôntica avalia somente os aspectos qualitativos do método, disponibilizando poucas informações sobre a análise quantitativa^{2,4,6,11,13,14,42,50}.

Neste estudo, além do método qualitativo, foram avaliados os aspectos quantitativos referentes à distribuição de tensões provenientes das molas, em pontos de interesse para a análise da tendência do movimento de verticalização.

O método da fotoelasticidade de transmissão plana determina o padrão das tensões especificamente em modelos experimentais. A transição dos resultados obtidos entre o modelo e uma situação clínica similar pode ser realizada pela “Teoria dos Modelos”, em técnicas de similitude que consideram fatores de escala como a dimensão, morfologia, tipo de material ou intensidade das forças. Com a utilização de modelos e forças similarmente aplicadas, é possível extrapolar os resultados com os níveis de tensões diferindo apenas por fatores de proporcionalidade^{3,25}.

Na confecção dos modelos experimentais utilizados neste estudo, houve a preocupação de reproduzir com o máximo de fidelidade uma situação real de perda de primeiro molar permanente com conseqüente inclinação mesial do segundo molar. Para determinar a angulação média que ocorre com o segundo molar neste tipo de situação, foi necessário selecionar modelos de gesso ortodônticos de diversos pacientes que tiveram perda de primeiros molares inferiores e conseqüente inclinação mesial dos segundos molares. Estes modelos foram avaliados por especialistas em reabilitação oral e selecionados 20 com indicação de verticalização e abertura de espaço para reabilitação. Os pontos básicos avaliados pelos reabilitadores para a confirmação da necessidade da verticalização foram: (1) a

redução do nível de desgaste dentário no preparo para prótese; (2) quantidade de espaço disponível; (3) paralelismo dentário; (4) pontos de contatos proximais e; (5) oclusão. Dessa forma, a verticalização dos segundos molares inclinados é indicada para que as forças oclusais sejam direcionadas e dissipadas através dos seus eixos axiais, o espaço do primeiro molar ausente seja recuperado, condições mais favoráveis de oclusão sejam restabelecidas e reabilitações com implantes e/ou próteses sejam favorecidas^{12,19,21,23,33,40,47,48}.

A equação (1), estabelecida pela “Lei ótica das tensões”, possibilita a determinação das tensões com a utilização da espessura do modelo (h), da ordem de franja (N) e da constante ótica (K) determinada por calibração, relacionando a força aplicada com as ordens de franjas geradas^{3,15,36}. Dessa forma, na fotoelasticidade não há necessidade de se conhecer previamente a força aplicada para o cálculo das tensões. Entretanto, as forças utilizadas devem estar dentro dos limites da utilização clínica. Neste estudo, a força de 100cN, estabelecida por estudo piloto, foi utilizada em virtude de promover maior efeito fotoelástico, permitido melhor visualização das franjas de tensões, favorecendo as análises e gerando momentos dentro de limites utilizados clinicamente para verticalização de molares relatados na literatura^{40,49}.

A análise dos valores das tensões produzidas pelas molas nos doze pontos, demonstra a homogeneidade dos resultados nos seis modelos no mesmo grupo. De acordo com a Tabela 5, não ocorreram diferenças estatisticamente significantes entre os valores de tensões relativas a cada tipo de liga e comprimento de mola. Estas informações são comprovadas pelas oscilações semelhantes das curvas demonstradas nos Gráficos 1, 2, 3 e 4.

As molas de verticalização provocaram maior concentração de áreas de tensões nas áreas adjacentes ao segundo molar inclinado do que na unidade de ancoragem em todos os tipos de molas de verticalização estudados (Figura 6.1.1). O menor volume radicular do molar em relação ao bloco de dentes de ancoragem, a localização na parte ativa da mola e, ainda, a forma de aplicação da força proporcionam uma maior distribuição de tensões por área de raiz no molar.

Na unidade de ancoragem, a aplicação da força ocorreu no segmento de arco fixado aos acessórios de canino e pré-molares. Como a força é aplicada verticalmente e direcionada no sentido apical e provavelmente fora do centro de resistência (CRes) desse bloco de dentes, gera momento e tendência de intrusão e vestibularização das coroas³². Entretanto, não foi objetivo desse estudo avaliar as tensões na unidade de ancoragem.

As molas helicoidais AI 25 e TMA 25 promoveram maiores áreas de tensões em relação às molas AI 20 e TMA 20 (Tabelas 6,7,8,9 e 10 e Gráfico 5). A geração de maior momento pelas molas mais longas explica essa diferença de tensões. As ativações das molas foram de 100cN, as distâncias do ponto de aplicação das forças, na linha da força até a linha do CRes, foram de 22mm para as molas AI 20 e TMA 20. Para as molas AI 25 e TMA 25 a distância foi de 27mm. A equação (2) descreve o momento (M) como a força (f) vezes a distância (d)^{32,40}.

$$M = f \times d \quad \text{equação (2)}$$

Considerando a equação (2), os momentos obtidos foram de 2200cNmm para AI 20 e TMA 20 e 2700cNmm para AI 25 e TMA 25. Como a força utilizada foi de mesma intensidade, estes valores estabeleceram maior momento para as molas de 25mm, justificando a presença de maiores áreas de tensões com a utilização das molas mais longas. Para forças de mesma magnitude, quanto menor o comprimento

da mola, menor o momento e menor será a intensidade das tensões geradas. Para momentos de mesma intensidade, quanto menor for a mola, maior deverá ser a força e o componente extrusivo^{32,40}. Portanto, no movimento de verticalização com molas helicoidais, devem ser observados a intensidade da força, o comprimento da mola e a possível localização do CRes.

Na avaliação qualitativa das regiões (Figuras 6.1.1) e quantitativa dos pontos (Tabela 10), a região mésio-cervical da raiz mesial apresentou maior concentração de tensões. Levando-se em consideração que a região mésio-cervical é reconhecida como uma área de tração, a mola AI 25 apresentou ordem de franjas superiores a de ordem 2 e os níveis médios máximos de tensões chegaram a 22,66KPa no ponto 11. A tendência de inclinação distal do molar pela aplicação da força e o alívio presente nos modelos experimentais na região da ausência do primeiro molar, para simular a perda de osso alveolar, que acontece frequentemente nestas situações, tornaram essa região mais susceptível à concentração de tensões. Clinicamente, a região mesial corresponde a uma área do ligamento periodontal que normalmente ocorre estiramento das fibras periodontais com ambiente propício para a neoformação óssea³⁹. No limite cervical, onde existe integridade nas inserções das fibras do ligamento periodontal, com a verticalização as fibras periodontais tracionam o osso alveolar em direção distal e oclusal com conseqüente neoformação óssea nessas direções. Entretanto, o nível de inserção periodontal não será alterado, podendo, inclusive, ocorrer perda com a movimentação ortodôntica²³. Mas, ocorrerá uma evidente redução da pseudo-bolsa periodontal, facilitando a higienização e proporcionando melhoria na saúde periodontal^{7,8,19,23,29,40,44,47}.

A região cervical distal, bem como as regiões apicais da raiz mesial e distal, apresentaram ordens de franjas entre a ordem 1 e 2, com níveis de tensões médios

máximos de 12,97KPa (ponto 1), 11,63KPa (ponto 3), 16,86KPa (ponto 4), 17,75KPa (ponto 7), 14,20KPa (ponto 8) e 16,96KPa (ponto 9) para a mola AI 25. Os níveis de tensões apresentados nestas regiões evidenciam a tendência de inclinação distal do molar e o movimento mesial de raiz.

A área correspondente ao rebordo alveolar na região de ausência do primeiro molar, identificada como área de tração, referente à área central do rebordo alveolar (ponto 12) apresentou ordens de franjas próximas da ordem 1 e níveis de tensões médios máximos de 14,86KPa.

A região intermediária da raiz mesial apresentou ordens de franjas próximas da ordem 1 e níveis de tensões médios máximos de 10,87KPa (ponto 10). Estes resultados confirmam que o alívio na região mesial do segundo molar favorece a concentração de tensões. Fazendo analogia com situação clínica, onde existe perda de primeiro molar com atrofia de rebordo alveolar, ao se empregar mecanismos de verticalização semelhante, também será área de concentração de tensões, criando um ambiente favorável para a remodelação óssea.

Na região intermediária da raiz distal, as ordens de franjas ficaram próximas de 0,5 e as tensões médias máximas foram de 5,57KPa (ponto 2). A região próxima da bifurcação apresentou os menores níveis de tensões. As ordens de franjas se situaram entre a de ordem 0 e 0,5 e os níveis de tensões médios máximos foram de 4,81KPa (ponto 5) e 3,08KPa (ponto 6). Os baixos níveis de tensões observados na região intermediária da raiz e na área de bifurcação, indicam que o molar, provavelmente, tenderá a girar distalmente em algum ponto próximo a essas regiões. Clinicamente, corresponde a uma área com menor estímulo para os processos de reabsorção e neoformação óssea. Este resultado sugere que o comprometimento da região de bifurcação, pode estar mais relacionado com

processos patológicos inerentes do que com a movimentação dentária⁸. O fator de maior significância para este resultado refere-se à provável localização de um centro de rotação (CRot) próximo à bifurcação.

Quando um dispositivo de movimentação dentária induzida é instalado e ativado, a força é aplicada na coroa do dente e transmitida pela raiz ao ligamento periodontal e osso alveolar. Independentemente da filosofia de tratamento e do tipo de aparelho empregado para produzir movimentação dentária, se a linha de ação da força passar pelo CRes provocará movimento de translação ou de corpo. Caso contrário, produzirá um momento e o dente será inclinado e/ou girado²⁷. O tipo de movimento gerado dependerá da localização do CRot, ao redor do qual o dente será girado ou inclinado. No movimento de translação, o CRot localiza-se no infinito. Quando o dente sofre rotação pura, o CRot coincide com o CRes. Nos movimentos de inclinação o CRot localiza-se em algum lugar entre o infinito e o CRes²⁷.

A área de bifurcação é considerada como provável local de posicionamento do CRes de um molar sem perda de inserção periodontal^{32,40}. Esta posição pode variar de acordo com o número, tamanho e forma das raízes ou com a natureza do periodonto⁴⁰.

Níveis de tensões mais elevados nas regiões cervicais (pontos 1 e 11) e apicais (pontos 3,4,7,8,9), com visível diminuição das tensões nas regiões intermediárias das raízes (pontos 2 e 10) e na bifurcação (pontos 5 e 6), demonstram a tendência de rotação do molar em torno de um CRot. Neste estudo, a observação das tensões distribuídas de forma desigual, em áreas equivalentes das superfícies radiculares mesial e distal do molar, sugerem que o mecanismo empregado não está gerando rotação pura. Baixos níveis de tensões presentes nas regiões próximas à bifurcação e no ponto médio da raiz distal, juntamente com a

observação dos maiores níveis de tensões na região apical mesial, do que na apical distal, indicam um provável CRot próximo à região de bifurcação. Assim, haverá tendência de movimento de inclinação distal, provável extrusão e movimento mesial de raiz. Outros trabalhos publicados com mecanismos de verticalização semelhantes, também, apontam um CRot próximo à região de bifurcação, tendendo a um posicionamento mais distal sobre a raiz distal, resultando um movimento distal e extrusão^{10,32,40}.

A análise dos valores encontrados na comparação entre os grupos não apresentou significância estatística somente quando se comparou os grupos TMA 20 e AI 20 (Tabela 8). Estas molas apresentaram comportamento semelhante e proporcionaram os menores índices de tensões na grande maioria dos pontos analisados. A liga de TMA apresenta maior resiliência, permitindo maior acúmulo de energia potencial e menor rigidez com módulo de elasticidade cerca de 40% do aço inoxidável. Essas características físicas possibilitam que a mola de TMA apresente maior amplitude de ativação, com a utilização de forças de mesma magnitude, produzindo maior trabalho com menor queda na intensidade da força⁹. Nas molas mais curtas, as manifestações das características físicas das ligas ficam parecidas devido ao pequeno comprimento, embora, a amplitude de ativação seja maior na mola de TMA devido módulo de elasticidade. Clinicamente, justifica-se a utilização da mola de TMA 20, em substituição à mola AI 20, com o objetivo de aumentar os intervalos entre as ativações e prover força mais contínua. Entretanto, outros estudos, porém, deverão ser realizados para melhor elucidação deste fato.

A mola AI 25 produziu maior concentração de tensões na grande maioria dos pontos em comparação com as molas de TMA 25, TMA 20 e AI 20 (Tabela 10 e Gráfico 5), com diferença estatisticamente significativa. Isto se deve ao maior

comprimento da mola AI 25 que gera maior momento, quando a comparação é feita com as molas de AI 20 e TMA 20 e às características físicas do aço inoxidável de elevada rigidez devido ao alto módulo de elasticidade e menor resiliência, quando a comparação é com a mola TMA 25. Esta característica permite à mola de TMA 25 um comportamento clínico com maior amplitude de ativação e geração de forças mais contínuas, em comparação com força semelhante na mola AI 25, necessitando de menor número de ativações⁹.

Em se tratando da intensidade de forças ou de momentos necessários à verticalização de molares, os autores não são unânimes. Roberts, Chacker e Burstone⁴⁰ recomendam que o momento gerado não seja superior a 3000cNmm, quando o molar inclinado não apresentar evidências radiográficas de perda de inserção periodontal. Romeo & Burstone⁴¹ propuseram forças de 27cN a 40cN para um comprimento de mola de 30mm, gerando momento de 800cNmm a 1200cNmm. Sakima e col.⁴³ afirmaram que a magnitude do momento necessário para verticalizar um molar é sugerida de forma empírica, em torno de 1000cNmm a 1500cNmm, dependendo do sistema de força e do tipo de movimento utilizado para a verticalização. Weiland e col.⁴⁹ sugeriram que o momento para verticalização de molar deve ser acima de 2000cNmm mas, não mais de 3000cNmm. Dessa forma, para a determinação da intensidade do momento necessário para a verticalização de um molar devem ser observados fatores como condições periodontais, quantidade de implantação óssea, presença do terceiro molar, quantidade de movimentação necessária, padrão facial do paciente e tempo decorrido da perda dentária^{40,47}.

Em pacientes que apresentam doença periodontal ativa está contra-indicada a verticalização, até que a condição patológica seja controlada^{8,47}. Quando houver perda de inserção com a presença de defeitos infra-ósseos, bolsas infra-ósseas,

assim como crista óssea angular, na região mesial dos molares inclinados, devem ser evitados altos níveis de tensões durante a verticalização⁸. Bem como, depois de decorrido longo tempo da perda dentária, com atrofia do rebordo alveolar causando aproximação da cortical óssea vestibular e lingual, dificultando a verticalização do molar, podendo ocorrer deiscência, reabsorção radicular e aumento do tempo de tratamento, principalmente se algum movimento mesial de raiz é desejável⁴⁰. Nestes casos, molas mais curtas como TMA 20 ou AI 20 que produziram menores áreas de tensões poderão ser indicadas.

As molas mais longas como AI 25, proporcionaram os maiores índices de tensões. Dessa forma, são indicadas para verticalizações de dentes com boa implantação óssea, sendo mais recomendadas para pacientes com padrão muscular acentuado, com objetivo de superar as forças intensas provenientes da oclusão, podendo, inclusive, proporcionar melhorias na dimensão vertical.

Na presença dos terceiros molares, provavelmente a verticalização do segundo molar necessitará do emprego de um momento de maior intensidade. A mola AI 25 apresentou maiores níveis de tensões, justificando a sua utilização para estes casos.

Se houver a necessidade de maior quantidade de movimentação dentária devido ao acentuado grau de inclinação, molas mais longas como a TMA 25 podem gerar maior momento, maior amplitude de ativação e forças mais contínuas, aumentando os intervalos entre as ativações.

Diante de todos os aspectos discutidos, ficou evidente que todas as molas analisadas neste estudo, são viáveis para utilização clínica, ou seja, desenvolveram diferentes níveis de tensões. Desta forma, podem ser indicadas para a verticalização de molares em diversas situações clínicas.

A seleção da mola para utilização clínica deve considerar as características físicas inerentes às ligas e dimensões da mola, como também as condições clínicas e biológicas relacionadas com o periodonto, dimensão vertical, quantidade de movimentação e ancoragem disponível^{24,40,47}.

A verticalização é um procedimento multidisciplinar que necessita do estabelecimento de um diagnóstico adequado e conhecimento da dinâmica biológica associada aos princípios mecânicos da movimentação dentária induzida. O intercâmbio de informações entre Ortodontistas, Periodontistas, Implantodontistas e Protésistas pode ser de grande valia para o êxito do tratamento de pacientes com indicação de verticalização de molares para recuperação do espaço e reabilitação.

8 CONCLUSÕES

Diante da metodologia empregada conclui-se que:

- 1- A análise qualitativa demonstrou maior concentração de franjas de tensões adjacentes ao molar do que na unidade de ancoragem;
- 2- As molas AI 25 e TMA 25 geraram maiores ordens de franjas de tensões do que as molas AI 20 e TMA 20;
- 3- A região cervical mesial do molar apresentou os maiores níveis de tensões nas quatro condições do experimento;
- 4- A região da bifurcação radicular apresentou os menores níveis de tensões nas quatro condições do experimento;
- 5- A mola AI 25 apresentou maiores índices de tensões nas regiões cervicais mesial e distal bem como nas apicais mesial distal da raiz;
- 6- A mola TMA 20 apresentou menores índices de tensões, exceto na região intermediária da raiz.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. ANDREWS, L. F. **Straight-wire: The Concept and the Appliance**. Los Angeles. Wells Company, 1989.
2. AYALA, C. P., ALBA, J. A., CAPUTO, A.A., CHACONAS, S. J. Canine retraction with J hooks. **Am J Orthod**, St. Louis, v.78, n.5, p.538-547, Nov. 1980.
3. ARAUJO, C. A. Apostila do Curso de Fotoelasticidade de Transmissão Plana. Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia, 2006.
4. BADRAN, S. A., ORR, J. F., STEVENSON, M., BURDEN, D. J. Photo-elastic stress analysis of initial alignment archwires. **Eur J Orthod**, London, n.25, p.117-125, 2003.
5. BAETEN, L. R. Canine retraction: A photoelastic study. **Am J Orthod**, St. Louis, v.67, n.1, p.11-23, Jan. 1975.
6. BRODSKY, J. F., CAPUTO, A. A., FURSTMAN, L. L. Root tipping: A photoelastic-histopathologic correlation. **Am J Orthod**, St. Louis, v.67, n.1, p.1-10, Jan. 1975.
7. BROWN, I. S. The effect to orthodontic therapy on certain types of periodontal defects. I. Clinical findings, **J Periodontol**, v.44, p.742, 1973.
8. BURCH, J. G., BAGCI, B., SABULSKI, D. et al. Periodontal changes in furcations resulting from orthodontic uprighting of mandibular molars. **Quintessence Int**, v.23, n.7, p.509-513, July 1992.
9. BURSTONE, C. J., GOLDBERG, A. J. Beta titanium: a new orthodontic alloy. **Am J Orthod**, v.77, n.2, p.121-132, Feb. 1980.

- 10.CAPELLUTO, E., LAWERYNS, I. A simple technique for molar uprighting. **J Clin Orthod**, v.31, n.7, p.509-513, July 1992.
- 11.CAPUTO, A. A., CHACONAS, S. J., HAYASHI, R. K. Photoelastic visualization of orthodontic forces during canine retraction. **Am J Orthod**, St. Louis, v.65, n.3, p.250-259, Mar. 1974.
- 12.CELENZA, J. R. F., MANTZIKOS, T. G. Periodontal end restorative considerations of molar uprighting. **Compend Contin Educ Dent**, v.17, n.3, p.294-296, Mar. 1996.
- 13.CHACONAS, S. J., CAPUTO, A.A., MIYSHITA, K. Force distribution comparisons of various retraction archwires. **Angle Orthod**, v.59, n.1, p.25-30, 1989.
- 14.CLIFFORD, P. M., ORR, J. F., BURDEN, D. J. The effects of increasing the reverse curve of spee in a lower archwire examined using a dynamic photoelastic gelatine model. **Eur J Orthod**, London, n.2, p.213-222, 1999.
- 15.DALLY, J. W., RILEY, W. F. **Experimental Stress analysis**, Mc Graw Hill, 1978.
- 16.GLICKMAN, I., ROEBER, F. W., BRION, M., PAMEIJER, J. H. Photoelastic analysis of internal stresses in the periodontium created by occlusal forces, **J Periodontol**, v.41, p.30-34, 1970.
- 17.GOMES, V. L. Comportamento mecânico de resinas acrílicas ativadas quimicamente. 1996. 65f. **Tese (Doutorado)**-Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto. 1996.
- 18.GRANER, E. A. **Estatística**. Ed. Melhoramentos. São Paulo, 1966. 187 p.

-
- 19.HARFIN, A. Endereçamento de pilares posteriores. *In*: HARFIN, J. F., **Tratamento ortodôntico em el adulto**. Buenos Aires. Panamericana, 1999. cap.9, n.2, p.337-354.
- 20.HAROLDSON, T. A Photoelastic Study of Biomechanical Factors Affecting the Anchorage of Osseintegrated Implants in the Jaw. **Scand J Plast Reconstr Surg**, v.14, p.209-214, 1980.
- 21.HAYASHI, R. K., CHACONAS, S. J., CAPUTO, A. A. Effects of force direction on supporting bone during tooth movement. **J Am Dent Assoc**, v.90. n.5, p.1012-1017, May 1975.
- 22.HERMAN, R., COPE J. B. Miniscrew implants: IMTL Mini Orthod Implants. **Semin Orthod**, v.11, p.32-39, 2005.
- 23.JANSON, M. R.P., JANSON, R. R. P., FERREIRA, P.M. Tratamento Interdisciplinar I: Considerações clínicas e biológicas na verticalização de molares. **Rev Dental Press Ortod Ortop Facial**, Maringá, v.6, n.3, p.87-104, maio/jun. 2001.
- 24.KENNEDY, J. E. Effects of inflammation on collateral circulation of the gingival. **J Periodontal Res**, v.6, p.147-152, 1974.
- 25.KLINE, S. J. **Similitude end Approximation Theory**, Springer-Verlag, New York, 1986.
- 26.KRAAL, J. H., DIGIANCINTO, J. J., DAIL, R. A., LEMMERMAN, K., PEDEN, J. W. Periodontal conditions in patients after molar uprighting. **The J of Prosthet Dent**, v.43, n.2, Feb. 1980.
- 27.LINDAUER, S. J. The Basics of Orthodontic Mechanics. **Semin Orthod**, v.7, n.1, Mar., 2001.
- 28.LOTTI, R. S., MAZZIEIRO, E. T., LANDRE JR., J. A influência do posicionamento ântero-posterior da alça T segmentada durante o movimento

- de retração inicial: uma avaliação pelo método dos elementos finitos. **Rev Dental Press Ortdon Ortop Facial**, Maringá, v.11, n.3, p.41-54, maio/jun. 2006.
29. LUBOW, R. M., COOLEY, R. L., KAISER, D. Periodontal and restorative aspects of molar. **J Prosth Dent**, v.47, n.4, p.373-376, Apr. 1982.
30. MAHLER, D. B., PEYTON, F. A. Photoelasticity as a research technique for analysis stresses in dental structures. **J Dent Res**, v.34, p.831-838, 1955.
31. MAJORAU, A., NORTON, L. A. Uprighting impacted second molars with segmented springs. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, St. Louis, v.107, p.235-238, Mar. 1995.
32. MELSEN, B., FIORELLI, G., BERGAMINI, A. Uprighting of molars. **J Clin Orthod**, v.30, n.11, p.640-645, Nov. 1996.
33. MOYERS, R. E. **Ortodontia** : 4^a.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan S.A., p.404-434, 1991.
34. NORTON, L. A., PROFFIT, W. R. Molar uprighting as an adjunct to fixed prostheses. **J Am Dental Assoc**, n.76, p.312-315, 1968.
35. NORTON, R. L. **Projeto de Maquinas**: uma abordagem integrada. Ed. Artmed Editora S.A. São Paulo, 2004. 931p.
36. OLIVEIRA, E. J., GOMES, V. L., GOMIDE, H. A. Material e técnica para análise fotoelástica plana da distribuição de tensões produzidas por implantes odontológicos. **Rev da Fac de Odontol de Anápolis**, v.6, n.1, jan./jun., 2004.
37. ORTON, H. S., JONES, S. P., Correction of mesially impacted lower second and molars. **J Clin Orthod**, v.31, n.3, p.176-18, Mar. 1987.
38. PROFFIT, W. R. **Ortodontia Contemporânea**: 2^a.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan S.A., p.506-534, 1995.

-
39. REITAN, K. Clinical and histological observations on tooth movement, during and after orthodontic treatment. **Am J Orthod**, St. Louis, v.53, p.721-745, 1967.
40. ROBERTS, W.W., CHACKER, F. M., BURSTONE, C. J. A segmental approach to mandibular molar uprighting. **Am J Orthod**, St. Louis, v.81, n.3, p.177-184, Mar. 1982.
41. ROMEO, D. A., BURSTONE, C. J. Tip-back mechanics. **Am J Orthod**, n.72, p.4114-421, 1977.
42. ROSSATO, C.; MARTINS, D. R.; ALVES, M. E. A. F. Distalização do canino pelos métodos, convencional e com "Power Arm" - Estudo fotoelástico das áreas de pressão. **Ortodontia.**, São Paulo, v.16, n.2, maio/ago. 1983.
43. SAKIMA, T. e col. Alternativas mecânicas na verticalização de molares. Sistema de forças liberado pelos aparelhos. **Rev Dental Press Ortod Ortop Facial**, Maringá, v.4, n.1, jan./fev. 1999.
44. SHELLHART, W. C. OESTERLE, L. J. Uprighting molars without extrusion. **J Am Dental Assoc**, v.130, p.381-385, Mar. 1999.
45. STYN C. L. et al. Calculation of the position of the axis of the rotation when single-rooted teeth are orthodontically tipped. **Br J Orthod**, Oxford, v.5, n.3, p.153-156, july 1978.
46. SUGAWARA, J., NISHIMURA, M. Minibone Plates: The Skeletal Anchorage System. **Semin Orthod**, v.11, p.47-56, 2005.
47. TULLOCH, J. F. C. Uprighting molars as an adjunct to restorative and periodontal treatment of adults. **Brit J Orthod**, v.9, p.122-128, 1982.
48. TUNCAY, O. C. et al. Molar uprighting with T-loop springs. **J Am Dental Assoc**, v.100, p.863-866, Jun.1980.

49. WEILAND, F. J., BANTLEON, H. P., DROSCHL, H. Molar uprighting with crossed tipbac springs. **J Clin Orthod**, Boulder, v.26, n.6, p.335-337, Jun. 1992.
50. YOON, Y. J., JANG, S. H., HWANG, G. W., KIM, K. W. Stress Distribution Produced by Correction of the Maxillary Second Molar in Buccal Crossbite. **Angle Orthodontist**, v.72, n.5, p.397-401, 2002.
51. ZAAK, B. Photoelastische analyse in der ortodontischen mechanik, **Oesterr Z Stomatol**, v.33, p.22-37, 1935.

Tabela das inclinações dos segundos molares, obtidas em 20 modelos onde os segundos molares apresentaram indicação de verticalização.

Modelo	Inclinação em Graus
1	35
2	26
3	41
4	23
5	45
6	35
7	23
8	37
9	30
10	25
11	38
12	32
13	30
14	28
15	36
16	32
17	30
18	34
19	25
20	39
Média	32,20

Tabelas das Ordens de Franjas fracionárias (Np) calculadas pelo Método de Tardy com a utilização de força de 100cN.

Mola de Al 20

Tabela de Ordens de Franjas		Modelo 1		Mola Al 20mm		100cN
Ponto	Ângulo θ	< Ordem	> Ordem	Ângulo <	Ângulo >	Np
1	10	0	1	155	25	0,86
2	20	0	1	80	100	0,44
3	28	0	1	95	88	0,52
4	40	1	2	3	178	1,01
5	38	0	1	80	100	0,44
6	6	0	1	54	125	0,30
7	23	0	1	155	23	0,87
8	39	0	1	120	60	0,67
9	65	0	1	176	3	0,98
10	30	0	1	175	6	0,97
11	55	1	2	88	92	1,49
12	61	0	1	143	35	0,80

Tabela de Ordens de Franjas		Modelo 2		Mola Al 20mm		100cN
Ponto	Ângulo θ	< Ordem	> Ordem	Ângulo <	Ângulo >	Np
1	10	0	1	136	45	0,75
2	32	0	1	80	100	0,44
3	8	0	1	144	35	0,80
4	34	0	1	175	5	0,97
5	17	0	1	39	139	0,22
6	11	0	1	27	155	0,14
7	54	1	2	45	135	1,25
8	34	1	2	3	176	1,02
9	40	1	2	38	142	1,21
10	29	0	1	150	28	0,84
11	34	1	2	82	99	1,45
12	47	0	1	174	7	0,96

Tabela de Ordens de Franjas Modelo 3 Mola Al 20mm 100cN						
Ponto	Ângulo $\varnothing$	< Ordem	> Ordem	Ângulo <	Ângulo >	Np
1	20	0	1	95	85	0,53
2	50	0	1	65	114	0,36
3	5	0	1	120	60	0,67
4	27	0	1	153	26	0,85
5	30	0	1	42	138	0,23
6	23	0	1	31	149	0,17
7	38	0	1	175	5	0,97
8	56	0	1	145	36	0,80
9	10	0	1	175	7	0,97
10	34	0	1	132	48	0,73
11	22	1	2	68	112	1,38
12	12	0	1	165	15	0,92

Tabela de Ordens de Franjas Modelo 4 Mola Al 20mm 100cN						
Ponto	Ângulo $\varnothing$	< Ordem	> Ordem	Ângulo <	Ângulo >	Np
1	2	0	1	178	2	0,99
2	13	0	1	78	102	0,43
3	21	0	1	160	20	0,89
4	15	1	2	13	167	1,07
5	16	0	1	66	114	0,37
6	7	0	1	44	136	0,24
7	16	0	1	174	6	0,97
8	48	0	1	152	28	0,84
9	15	1	2	0	180	1,00
10	21	0	1	139	39	0,78
11	44	1	2	50	130	1,28
12	3	1	2	5	175	1,03

Tabela de Ordens de Franjas Modelo 5 Mola Al 20mm 100cN						
Ponto	Ângulo $\varnothing$	< Ordem	> Ordem	Ângulo <	Ângulo >	Np
1	3	0	1	150	30	0,83
2	31	0	1	85	94	0,48
3	62	0	1	132	46	0,74
4	17	1	2	38	142	1,21
5	9	0	1	77	101	0,43
6	4	0	1	50	130	0,28
7	23	1	2	24	156	1,13
8	9	0	1	175	5	0,97
9	27	1	2	45	135	1,25
10	33	0	1	145	35	0,81
11	33	1	2	54	126	1,30
12	2	1	2	48	133	1,26

Tabela de Ordens de Franjas Modelo 6 Mola Al 20mm 100cN						
Ponto	Ângulo $\varnothing$	< Ordem	> Ordem	Ângulo <	Ângulo >	Np
1	2	0	1	142	38	0,79
2	25	0	1	85	95	0,47
3	20	0	1	120	60	0,67
4	10	0	1	173	7	0,96
5	13	0	1	64	116	0,36
6	7	0	1	45	134	0,25
7	11	0	1	178	2	0,99
8	46	0	1	155	26	0,86
9	65	0	1	171	9	0,95
10	26	0	1	134	45	0,75
11	39	1	2	64	116	1,36
12	17	0	1	168	12	0,93

Mola Al 25

Tabela de Ordens de Franjas Modelo 1 Mola Al 25mm 100cN						
Ponto	Ângulo $\varnothing$	< Ordem	> Ordem	Ângulo <	Ângulo >	Np
1	3	1	2	16	163	1,09
2	23	0	1	45	135	0,25
3	16	0	1	130	49	0,72
4	11	1	2	54	115	1,33
5	40	0	1	88	95	0,48
6	6	0	1	63	122	0,34
7	37	1	2	57	121	1,32
8	40	1	2	5	178	1,02
9	55	1	2	41	142	1,22
10	72	0	1	145	36	0,80
11	58	2	3	17	165	2,09
12	70	0	1	178	4	0,98

Tabela de Ordens de Franjas Modelo 2 Mola Al 25mm 100cN						
Ponto	Ângulo $\varnothing$	< Ordem	> Ordem	Ângulo <	Ângulo >	Np
1	21	0	1	176	4	0,98
2	25	0	1	34	147	0,19
3	25	1	2	22	158	1,12
4	50	1	2	52	126	1,29
5	22	0	1	42	138	0,23
6	22	0	1	28	152	0,16
7	39	1	2	54	125	1,30
8	55	1	2	30	150	1,17
9	22	1	2	87	93	1,48
10	12	0	1	145	35	0,81
11	52	2	3	0	180	2,00
12	66	1	2	5	175	1,03

Tabela de Ordens de Franjas Modelo 3 Mola Al 25mm 100cN						
Ponto	Ângulo $\varnothing$	< Ordem	> Ordem	Ângulo <	Ângulo >	Np
1	30	0	1	145	35	0,81
2	44	0	1	80	100	0,44
3	3	0	1	160	20	0,89
4	29	1	2	45	136	1,25
5	37	0	1	45	135	0,25
6	35	0	1	25	145	0,17
7	37	1	2	80	100	1,44
8	54	1	2	4	176	1,02
9	12	1	2	45	135	1,25
10	4	0	1	135	45	0,75
11	25	1	2	110	69	1,61
12	14	1	2	35	145	1,19

Tabela de Ordens de Franjas Modelo 4 Mola Al 25mm 100cN						
Ponto	Ângulo $\varnothing$	< Ordem	> Ordem	Ângulo <	Ângulo >	Np
1	5	1	2	5	175	1,03
2	10	0	1	60	119	0,34
3	12	0	1	168	12	0,93
4	2	1	2	65	114	1,36
5	13	0	1	75	105	0,42
6	9	0	1	45	135	0,25
7	26	1	2	70	112	1,38
8	34	1	2	20	162	1,11
9	36	1	2	56	125	1,31
10	37	0	1	158	21	0,88
11	33	1	2	92	88	1,51
12	70	1	2	70	110	1,39

Tabela de Ordens de Franjas Modelo 5 Mola Al 25mm 100cN						
Ponto	Ângulo $\varnothing$	< Ordem	> Ordem	Ângulo <	Ângulo >	Np
1	3	0	1	180	0	1,00
2	20	0	1	65	115	0,36
3	54	0	1	160	19	0,89
4	3	1	2	59	120	1,33
5	14	0	1	82	98	0,46
6	7	0	1	44	135	0,25
7	29	1	2	82	96	1,46
8	32	1	2	26	153	1,15
9	26	1	2	71	111	1,39
10	52	0	1	138	42	0,77
11	47	1	2	134	34	1,78
12	75	1	2	35	144	1,20

Tabela de Ordens de Franjas Modelo 6 Mola Al 25mm 100cN						
Ponto	Ângulo $\varnothing$	< Ordem	> Ordem	Ângulo <	Ângulo >	Np
1	11	1	2	33	146	1,19
2	14	0	1	60	120	0,33
3	9	0	1	165	15	0,92
4	1	1	2	68	114	1,37
5	17	0	1	76	104	0,42
6	14	0	1	50	130	0,28
7	29	1	2	80	99	1,45
8	37	1	2	38	142	1,21
9	49	1	2	60	120	1,33
10	22	0	1	150	29	0,84
11	44	1	2	120	60	1,67
12	56	1	2	36	144	1,20

Mola de TMA 20

Tabela de Ordens de Franjas		Modelo 1		Mola TMA 20mm		100cN
Ponto	Ângulo $\varnothing$	< Ordem	> Ordem	Ângulo <	Ângulo >	Np
1	1	0	1	136	47	0,75
2	21	0	1	68	111	0,38
3	24	0	1	144	31	0,81
4	16	1	2	4	166	1,05
5	19	0	1	60	120	0,33
6	3	0	1	40	137	0,23
7	16	0	1	175	5	0,97
8	46	0	1	154	24	0,86
9	20	1	2	9	175	1,04
10	30	0	1	161	17	0,90
11	39	1	2	65	112	1,37
12	37	0	1	161	20	0,89

Tabela de Ordens de Franjas		Modelo 2		Mola TMA 20mm		100cN
Ponto	Ângulo $\varnothing$	< Ordem	> Ordem	Ângulo <	Ângulo >	Np
1	12	0	1	123	59	0,68
2	36	0	1	80	102	0,44
3	12	0	1	140	40	0,78
4	26	0	1	145	34	0,81
5	17	0	1	5	175	0,03
6	17	0	1	20	162	0,11
7	7	1	2	10	170	1,06
8	37	0	1	177	5	0,98
9	4	0	1	175	6	0,97
10	27	0	1	146	35	0,81
11	40	1	2	9	171	1,05
12	15	0	1	145	34	0,81

Tabela de Ordens de Franjas		Modelo 3		Mola TMA 20mm		100cN
Ponto	Ângulo $\varnothing$	< Ordem	> Ordem	Ângulo <	Ângulo >	Np
1	22	0	1	94	86	0,52
2	46	0	1	61	120	0,34
3	7	0	1	110	70	0,61
4	25	0	1	150	30	0,83
5	35	0	1	35	147	0,19
6	36	0	1	20	160	0,11
7	40	0	1	165	15	0,92
8	52	0	1	126	52	0,71
9	20	0	1	145	33	0,81
10	28	0	1	149	30	0,83
11	25	1	2	60	120	1,33
12	6	0	1	165	14	0,92

Tabela de Ordens de Franjas Modelo 4 Mola TMA 20mm 100cN						
Ponto	Ângulo $\varnothing$	< Ordem	> Ordem	Ângulo <	Ângulo >	Np
1	6	0	1	144	41	0,79
2	20	0	1	78	102	0,43
3	24	0	1	144	31	0,81
4	16	1	2	4	166	1,05
5	19	0	1	60	120	0,33
6	3	0	1	40	137	0,23
7	16	0	1	175	5	0,97
8	46	0	1	152	25	0,85
9	20	1	2	9	175	1,04
10	30	0	1	171	17	0,93
11	39	1	2	65	112	1,37
12	37	0	1	161	20	0,89

Tabela de Ordens de Franjas Modelo 5 Mola TMA 20mm 100cN						
Ponto	Ângulo $\varnothing$	< Ordem	> Ordem	Ângulo <	Ângulo >	Np
1	4	0	1	146	34	0,81
2	10	0	1	77	103	0,43
3	63	0	1	130	50	0,72
4	17	0	1	166	14	0,92
5	14	0	1	68	112	0,38
6	10	0	1	48	132	0,27
7	9	1	2	8	172	1,04
8	40	0	1	159	20	0,89
9	6	1	2	21	159	1,12
10	28	0	1	150	29	0,84
11	32	1	2	61	119	1,34
12	12	0	1	167	13	0,93

Tabela de Ordens de Franjas Modelo 6 Mola TMA 20mm 100cN						
Ponto	Ângulo $\varnothing$	< Ordem	> Ordem	Ângulo <	Ângulo >	Np
1	1	0	1	138	42	0,77
2	21	0	1	83	97	0,46
3	19	0	1	119	61	0,66
4	13	0	1	163	17	0,91
5	18	0	1	62	118	0,34
6	14	0	1	43	137	0,24
7	20	0	1	175	4	0,97
8	46	0	1	147	33	0,82
9	66	0	1	170	10	0,94
10	24	0	1	146	34	0,81
11	36	1	2	40	140	1,22
12	33	0	1	170	11	0,94

Mola de TMA 25

Tabela de Ordens de Franjas Modelo 1 Mola TMA 25mm 100cN						
Ponto	Ângulo $\varnothing$	< Ordem	> Ordem	Ângulo <	Ângulo >	Np
1	5	0	1	165	16	0,91
2	21	0	1	75	105	0,42
3	18	0	1	140	60	0,72
4	10	1	2	15	165	1,08
5	46	0	1	60	120	0,33
6	13	0	1	45	137	0,24
7	17	1	2	15	165	1,08
8	41	1	2	36	145	1,20
9	67	1	2	41	139	1,23
10	21	0	1	178	3	0,99
11	60	1	2	125	55	1,69
12	11	0	1	149	30	0,83

Tabela de Ordens de Franjas Modelo 2 Mola TMA 25mm 100cN						
Ponto	Ângulo $\varnothing$	< Ordem	> Ordem	Ângulo <	Ângulo >	Np
1	1	0	1	173	7	0,96
2	26	0	1	58	120	0,33
3	14	0	1	175	7	0,97
4	3	1	2	39	140	1,22
5	27	0	1	45	137	0,24
6	30	0	1	30	150	0,17
7	35	1	2	75	105	1,42
8	53	1	2	35	145	1,19
9	18	1	2	62	120	1,34
10	7	0	1	145	34	0,81
11	47	1	2	117	64	1,65
12	57	1	2	3	177	1,02

Tabela de Ordens de Franjas Modelo 3 Mola TMA 25mm 100cN						
Ponto	Ângulo $\varnothing$	< Ordem	> Ordem	Ângulo <	Ângulo >	Np
1	28	0	1	147	34	0,81
2	42	0	1	73	108	0,40
3	80	0	1	165	15	0,92
4	24	1	2	65	115	1,36
5	39	0	1	54	135	0,28
6	35	0	1	26	154	0,14
7	46	1	2	70	110	1,39
8	51	1	2	9	170	1,05
9	16	1	2	48	132	1,27
10	5	0	1	148	32	0,82
11	25	1	2	102	78	1,57
12	11	1	2	58	122	1,32

Tabela de Ordens de Franjas Modelo 4 Mola TMA 25mm 100cN						
Ponto	Ângulo $\varnothing$	< Ordem	> Ordem	Ângulo <	Ângulo >	Np
1	2	0	1	155	25	0,86
2	19	0	1	86	94	0,48
3	23	0	1	142	38	0,79
4	2	1	2	24	156	1,13
5	27	0	1	72	108	0,40
6	23	0	1	38	142	0,21
7	31	1	2	35	145	1,19
8	43	0	1	168	11	0,94
9	53	1	2	11	168	1,06
10	36	0	1	156	23	0,87
11	36	1	2	65	115	1,36
12	49	0	1	169	11	0,94

Tabela de Ordens de Franjas Modelo 5 Mola TMA 25mm 100cN						
Ponto	Ângulo $\varnothing$	< Ordem	> Ordem	Ângulo <	Ângulo >	Np
1	5	0	1	177	5	0,98
2	16	0	1	65	114	0,36
3	41	0	1	149	31	0,83
4	1	1	2	56	124	1,31
5	16	0	1	78	102	0,43
6	15	0	1	41	137	0,23
7	6	1	2	65	115	1,36
8	41	1	2	20	160	1,11
9	55	1	2	53	126	1,30
10	36	0	1	144	35	0,80
11	45	1	2	132	48	1,73
12	63	0	1	158	21	0,88

Tabela de Ordens de Franjas Modelo 6 Mola TMA 25mm 100cN						
Ponto	Ângulo $\varnothing$	< Ordem	> Ordem	Ângulo <	Ângulo >	Np
1	10	1	2	23	157	1,13
2	15	0	1	56	124	0,31
3	28	0	1	162	17	0,90
4	8	1	2	55	125	1,31
5	22	0	1	74	106	0,41
6	20	0	1	50	130	0,28
7	24	1	2	79	100	1,44
8	33	1	2	35	145	1,19
9	54	1	2	46	133	1,26
10	19	0	1	148	32	0,82
11	40	1	2	128	52	1,71
12	50	1	2	25	155	1,14

Tabelas das Ordens de Franjas fracionárias (Np)

Tabela das Ordens de Franjas fracionárias para Al 20mm								
Pontos	Modelo 1	Modelo 2	Modelo 3	Modelo 4	Modelo 5	Modelo 6	Média	Desvio Padrão
1	0,86	0,75	0,53	0,99	0,83	0,79	0,79	0,15
2	0,14	0,44	0,36	0,43	0,48	0,47	0,39	0,13
3	0,52	0,80	0,67	0,89	0,74	0,67	0,72	0,13
4	1,01	0,97	0,85	1,07	1,21	0,96	1,01	0,12
5	0,44	0,22	0,23	0,37	0,43	0,36	0,34	0,10
6	0,30	0,14	0,17	0,24	0,28	0,25	0,23	0,06
7	0,87	1,25	0,97	0,97	1,13	0,99	1,03	0,14
8	0,67	1,02	0,80	0,84	0,97	0,86	0,86	0,12
9	0,98	1,21	0,97	1,00	1,25	0,95	1,06	0,13
10	0,97	0,84	0,73	0,78	0,81	0,75	0,81	0,09
11	1,49	1,45	1,38	1,28	1,30	1,36	1,38	0,08
12	0,80	0,96	0,92	1,03	1,26	0,95	0,99	0,15

Tabela das Ordens de Franjas fracionárias para Al 25mm								
Pontos	Modelo 1	Modelo 2	Modelo 3	Modelo 4	Modelo 5	Modelo 6	Média	Desvio Padrão
1	1,09	0,98	0,81	1,03	1,00	1,19	1,02	0,13
2	0,25	0,19	0,44	0,34	0,36	0,33	0,32	0,09
3	0,72	1,12	0,89	0,93	0,89	0,92	0,91	0,13
4	1,33	1,29	1,25	1,36	1,33	1,37	1,32	0,04
5	0,48	0,23	0,25	0,42	0,46	0,42	0,38	0,11
6	0,34	0,16	0,17	0,25	0,25	0,28	0,24	0,07
7	1,32	1,30	1,44	1,38	1,46	1,45	1,39	0,07
8	1,02	1,17	1,02	1,11	1,15	1,21	1,11	0,08
9	1,22	1,48	1,25	1,31	1,39	1,33	1,33	0,09
10	0,80	0,81	0,75	0,88	0,77	0,84	0,81	0,05
11	2,09	2,00	1,61	1,51	1,78	1,67	1,78	0,23
12	0,98	1,03	1,19	1,39	1,20	1,20	1,17	0,15

Tabela das Ordens de Franjas fracionárias para TMA 20mm

Pontos	Modelo 1	Modelo 2	Modelo 3	Modelo 4	Modelo 5	Modelo 6	Média	Desvio Padrão
1	0,75	0,68	0,52	0,79	0,81	0,77	0,72	0,11
2	0,38	0,44	0,34	0,43	0,43	0,46	0,41	0,04
3	0,81	0,78	0,61	0,81	0,72	0,66	0,73	0,08
4	1,05	0,81	0,83	1,05	0,92	0,91	0,93	0,10
5	0,33	0,30	0,19	0,33	0,38	0,34	0,31	0,06
6	0,23	0,11	0,11	0,23	0,27	0,24	0,20	0,07
7	0,97	1,06	0,92	0,97	1,04	0,97	0,99	0,05
8	0,86	0,98	0,71	0,85	0,89	0,82	0,85	0,09
9	1,04	0,97	0,81	1,04	1,12	0,94	0,99	0,11
10	0,90	0,81	0,83	0,93	0,84	0,81	0,85	0,05
11	1,37	1,05	1,33	1,37	1,34	1,22	1,28	0,13
12	0,89	0,81	0,92	0,89	0,93	0,94	0,90	0,05

Tabela das Ordens de Franjas fracionárias para TMA 25mm

Pontos	Modelo 1	Modelo 2	Modelo 3	Modelo 4	Modelo 5	Modelo 6	Média	Desvio Padrão
1	0,91	0,96	0,81	0,86	0,98	1,13	0,94	0,11
2	0,42	0,33	0,40	0,48	0,36	0,31	0,38	0,06
3	0,72	0,97	0,92	0,79	0,83	0,90	0,86	0,09
4	1,08	1,22	1,36	1,13	1,31	1,31	1,24	0,11
5	0,33	0,24	0,28	0,40	0,43	0,41	0,35	0,08
6	0,24	0,17	0,14	0,21	0,23	0,28	0,21	0,05
7	1,08	1,42	1,39	1,19	1,36	1,44	1,31	0,15
8	1,20	1,19	1,05	0,94	1,11	1,19	1,11	0,10
9	1,23	1,34	1,27	1,06	1,30	1,26	1,24	0,10
10	0,99	0,81	0,82	0,87	0,80	0,82	0,85	0,07
11	1,69	1,65	1,57	1,36	1,73	1,71	1,62	0,14
12	0,83	1,02	1,32	0,94	0,88	1,14	1,02	0,18

Tabelas das tensões cisalhantes máximas (Tmax) obtidas pela equação (1)

$$T_{\max} = \frac{(NK)}{2h}$$
, onde N é a ordem de franja fracionária (Np) calculada, K é a constante ótica (K = 0,25Kgf/mm.f) e h a espessura do modelo (h = 9,8mm).

Tmax em Kpa para Al 20								
Pontos	Modelo 1	Modelo 2	Modelo 3	Modelo 4	Modelo 5	Modelo 6	Média	Desvio Padrão
1	10,97	9,57	6,76	12,63	10,59	10,08	10,10	1,94
2	5,61	5,61	4,59	5,48	6,12	5,99	5,57	0,54
3	6,63	10,20	8,55	11,35	9,44	8,55	9,12	1,62
4	12,88	12,37	10,84	13,65	15,43	12,24	12,90	1,54
5	5,61	2,81	2,93	4,72	5,48	4,59	4,36	1,22
6	3,83	1,79	2,17	3,06	3,57	3,19	2,94	0,80
7	11,10	15,94	12,37	12,37	14,41	12,63	13,14	1,74
8	8,55	13,01	10,20	10,71	12,37	10,97	10,97	1,59
9	12,50	15,43	12,37	12,76	15,94	12,12	13,52	1,70
10	12,37	10,71	9,31	9,95	10,33	9,57	10,37	1,10
11	19,01	18,49	17,60	16,33	16,58	17,35	17,56	1,05
12	10,20	12,24	11,73	13,14	11,86	12,12	11,88	0,96

Tmax em KPa para Al 25								
Pontos	Modelo 1	Modelo 2	Modelo 3	Modelo 4	Modelo 5	Modelo 6	Média	Desvio Padrão
1	13,9	12,50	10,33	13,14	12,76	15,18	12,97	1,61
2	3,19	2,42	5,61	4,34	4,59	4,21	4,06	1,12
3	9,18	14,29	11,35	11,86	11,35	11,73	11,63	1,63
4	16,96	16,45	15,94	17,35	16,96	17,47	16,86	0,57
5	6,12	2,93	3,19	5,36	5,87	5,36	4,81	1,39
6	4,34	2,04	2,17	3,19	3,19	3,57	3,08	0,87
7	16,84	16,58	18,37	17,60	18,62	18,49	17,75	0,88
8	13,01	14,92	13,01	14,16	14,67	15,43	14,20	1,01
9	15,56	18,88	15,94	16,71	17,73	16,96	16,96	1,21
10	10,2	10,33	9,57	11,22	9,82	10,71	10,31	0,60
11	26,66	25,51	20,54	19,26	22,70	21,30	22,66	2,90
12	12,5	13,14	15,18	17,73	15,31	15,31	14,86	1,86

Tmax em KPa para TMA 20								
Pontos	Modelo 1	Modelo 2	Modelo 3	Modelo 4	Modelo 5	Modelo 6	Média	Desvio Padrão
1	9,57	8,67	6,63	10,08	10,33	9,82	9,18	1,38
2	4,85	5,61	4,34	5,48	5,48	5,87	5,27	0,57
3	10,33	9,95	7,78	10,33	9,18	8,42	9,33	1,06
4	13,39	10,33	10,59	13,39	11,73	11,61	11,84	1,32
5	4,21	3,83	2,42	4,21	4,85	4,34	3,98	0,83
6	2,93	1,40	1,40	2,93	3,44	3,06	2,53	0,89
7	12,37	13,52	11,73	12,37	13,27	12,37	12,61	0,66
8	10,97	12,50	9,06	10,84	11,35	10,46	10,86	1,13
9	13,27	12,37	10,33	13,27	14,29	11,99	12,59	1,37
10	11,48	10,33	10,59	11,86	10,71	10,33	10,88	0,64
11	17,47	13,39	16,96	17,47	17,09	15,56	16,32	1,60
12	11,35	10,33	11,73	11,35	11,86	11,99	11,44	0,60

Tmax em KPa para TMA 25								
Pontos	Modelo 1	Modelo 2	Modelo 3	Modelo 4	Modelo 5	Modelo 6	Média	Desvio Padrão
1	11,61	12,24	10,33	10,97	12,50	14,41	12,01	1,42
2	5,36	4,21	5,10	6,12	4,59	3,95	4,89	0,80
3	9,18	12,37	11,73	10,08	10,59	11,48	10,91	1,18
4	13,78	15,56	17,35	14,41	16,71	16,71	15,75	1,42
5	4,21	3,06	3,57	5,10	5,48	5,23	4,44	0,99
6	3,06	2,17	1,79	2,68	2,93	3,57	2,70	0,64
7	13,78	18,11	17,73	15,18	17,35	18,37	16,75	1,85
8	15,31	15,18	13,39	11,99	14,16	15,18	14,20	1,32
9	15,69	17,09	16,20	13,52	16,58	16,07	15,86	1,24
10	12,63	10,33	10,46	11,10	10,20	10,46	10,86	0,92
11	21,56	21,05	20,03	17,35	22,07	21,81	20,65	1,77
12	10,59	13,01	16,84	11,99	11,22	14,54	13,03	2,33

Tabela das médias das tensões cisalhantes máximas (Tmax)

Valores Médios das Tmax em KPa				
Pontos	AI 20	AI 25	TMA 20	TMA 25
1	10,10	12,97	9,18	12,01
2	5,57	4,06	5,27	4,89
3	9,12	11,63	9,33	10,91
4	12,90	16,86	11,84	15,75
5	4,36	4,81	3,98	4,44
6	2,94	3,08	2,53	2,70
7	13,14	17,75	12,61	16,75
8	10,97	14,20	10,86	14,20
9	13,52	16,96	12,59	15,86
10	10,37	10,31	10,88	10,86
11	17,56	22,66	16,32	20,65
12	11,88	14,86	11,44	13,03