



**UNESP - Universidade Estadual Paulista**  
**“Júlio de Mesquita Filho”**  
**Faculdade de Odontologia de Araraquara**



**Carolina Leão Pinheiro**

**Análise fotoelástica da distribuição de tensões cisalhantes em segundos  
molares inferiores inclinados**

**Araraquara**

**2019**



**UNESP - Universidade Estadual Paulista**  
**“Júlio de Mesquita Filho”**  
**Faculdade de Odontologia de Araraquara**



**Carolina Leão Pinheiro**

**Análise fotoelástica da distribuição de tensões cisalhantes em segundos molares inferiores inclinados**

Dissertação apresentada à Universidade Estadual Paulista (Unesp), Faculdade de Odontologia, Araraquara para obtenção do título de Mestre em Ciências Odontológicas, na Área de Ortodontia.

**Orientador: Prof. Dr. Luiz Gonzaga Gandini Júnior**

**Araraquara**

**2019**

Pinheiro, Carolina Leão

Análise fotoelástica da distribuição de tensões cisalhantes em segundos molares inferiores inclinados / Carolina Leão Pinheiro. -- Araraquara: [s.n.], 2019

86 f.; 30 cm.

Dissertação (Mestrado em Ciências odontológicas) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia

Orientador: Prof. Dr. Luiz Gonzaga Gandini Júnior

1. Ortodontia corretiva 2. Dente molar 3. Técnicas de movimentação dentária. B I. Título

Ficha catalográfica elaborada pela Bibliotecária Marley C. Chiusoli Montagnoli, CRB-8/5646

Universidade Estadual Paulista (Unesp), Faculdade de Odontologia, Araraquara

Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação

**Carolina Leão Pinheiro**

**Análise fotoelástica da distribuição de tensões cisalhantes em segundos molares inferiores inclinados**

**Comissão julgadora**

**Dissertação para obtenção do grau de Mestre em Ortodontia**

Presidente e orientador: Prof. Dr. Luiz Gonzaga Gandini Júnior

2º Examinador: Prof. Dr. Ary dos Santos Pinto

3º Examinador: Prof. Dr. Mauro Antônio de Arruda Nóbilo

Araraquara, 13 de Fevereiro de 2019.

## **DADOS CURRICULARES**

**Carolina Leão Pinheiro**

NASCIMENTO: 14/08/1989, Boa Vista, Roraima.

FILIAÇÃO: Frank James Araújo Pinheiro e Isabel Cristina Leão Pinheiro.

2009-2014 - Graduação em Odontologia pela Universidade do Estado do Amazonas

2014- 2017- Especialização em Ortodontia pela Universidade Estadual Paulista – Júlio de Mesquita Filho – UNESP/ Araraquara, FAEPO.

Aos meus pais, Frank e Isabel por sempre me darem apoio e acreditarem na minha determinação. Meus pontos de apoio nessa vida.

Ao meu irmão, Filipe que me ensinou a enxergar a vida com outros olhos e eternamente uma metade de mim.

Ao meu amor, Marcos por todo seu companheirismo e compreensão. Me deu forças quando pensei que não as tinha mais.

As minhas primas queridas que são sempre fonte de conselhos no meio acadêmico e ajudas “Mirabolantes”: MSc Sofia Leão, Dra. Olívia Leão e Susana Leão (Mestranda).

Ao meu Orientador, pelo grande exemplo de competência e dedicação a Ortodontia, pelos conhecimentos transmitidos e por ter acreditado em mim.

## **AGRADECIMENTOS**

À Faculdade de Odontologia de Araraquara – Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita por possibilitar evolução tanto acadêmica como pessoal.

À UNICAMP (FOP), por disponibilizar as condições para o desenvolvimento desse projeto, em especial ao Departamento de Prótese.

Ao Prof. Dr. Mauro Antônio de Arruda Nóbilo, por acreditar e apoiar este projeto.

Aos Professores do Mestrado em Ortodontia que são responsáveis pela minha formação e crescimento pessoal, Professores: Dr. Ary dos Santos Pinto, Dr. Dirceu Barnabé Raveli, Dr. João Roberto Gonçalves, Dra. Lídia Parserkian Martins, Dr. Luiz Gonzaga Gandini Gonzaga Gandini Júnior.

Aos meus queridos colegas de pós-graduação: Ana Gláucia, Anderson, Lucas, Jaqueline, Juan e Eddy.

Aos funcionários da Secretaria de Pós–Graduação da Faculdade de Odontologia de Araraquara – FOAr – UNESP, Cristiano e Alexandre.

Aos funcionários do Departamento de Clínica Infantil da Faculdade de Odontologia de Araraquara, Soninha, Dulce e Flavinha.

Ao apoio técnico e laboratorial do mirabolante Diego, o Carismático Toninho e pela gentileza do Alessandro.

Aos meus Professores de Alemão e Inglês: Thales e Vitor.

Em especial a Ceres e todo apoio das bibliotecárias para formulação dessa dissertação

O presente trabalho foi realizado com o apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (CAPES) – Código de financiamento 001.

Eu sou donde eu nasci. Sou de outros lugares.

João Guimarães Rosa\*

---

\* Rosa, JG. Grande sertão: veredas. Rio de Janeiro: Nova Fronteira; 1986.

Pinheiro CL. Análise fotoelástica da distribuição de tensões cisalhantes em segundos molares inferiores inclinados [dissertação de mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2019.

## **RESUMO**

A perda de primeiros molares permanentes é uma situação clínica frequente levando a uma inclinação gradual no sentido mesial de segundos molares. O primeiro estudo avaliou por meio da técnica da fotoelasticidade as tensões geradas por três mecanismos ortodônticos de verticalização: Cantilever, Mola de correção radicular e Mola de Sander (NiTi- SE- Stahl-Aufrichtefeder) com ativação a 90° e a 135°. No segundo estudo, foram avaliados a inserção de seis tipos fios contínuos de Níquel-titânio (NiTi), separados em 2 grupos: fios redondos e fios retangulares. No primeiro estudo foram utilizados 7 modelos fotoelásticos e no segundo 5 modelos fotoelásticos. Todos os modelos fotoelásticos seguiram o mesmo padrão de confecção: A réplica de uma má oclusão de perda de primeiro molar inferior com segundo molar inferior inclinado a 30° e a presença dos dentes adjacentes, pré-molares e caninos. Utilizou-se um polariscópio circular de transmissão plana da Universidade Estadual de Campinas (Faculdade de Odontologia de Piracicaba, FOP/UNICAMP). Todos os testes, de ambos os estudos, foram realizados de forma randomizada. Para a análise quantitativa e qualitativa utilizou-se o software Fringes® demarcando no total 18 pontos ao longo das raízes de todos os dentes. Primeiramente foi aplicado o teste de normalidade Shapiro-Wilk em todos os dados, todas as análises foram feitas com o teste não-paramétrico Kruskal-Wallis seguido do pós teste Dunn, com nível de significância de 5%. No primeiro estudo foi verificado não haver diferença estatística entre todas as molas de verticalização na região do molar. No segundo estudo, não houve diferença significativa no grupo dos fios redondos, no grupo de fios retangulares em alguns pontos os fios de Copper Niti (Morelli®) e Thermo-Plus Niti (Morelli®) apresentaram valores de tensões cisalhantes menores do que os fios de Niti convencionais (Morelli®). Conclui-se a importância de ser conhecer a localização e valores de tensão das áreas estudadas para uma melhor decisão clínica.

**Palavras chave:** Ortodontia. Dente molar. Técnicas de movimentação dentária.

Pinheiro CL. Photoelastic analysis of shear stress distribution of tipped mandibular second molar [dissertação de mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2019.

## **ABSTRACT**

Loss of first permanent molars in adult patients is very commonly encountered. Frequent consequences are mandibular second molars tipped mesially. The aim of the first study was to analyze and compare the stress distributions in three molar uprighting techniques: cantilever, uprighting spring and Sander's Spring, using quantitative and qualitative photoelastic analysis (NiTi- SE- Stahl-Aufrichtefeder) bended 90° and 135°. The aim of the second study was to analyze and compare the stress distributions of six types of nickel-titanium wires: round wires and rectangular wires, using a quantitative and qualitative photoelastic analysis. Seven photoelastic models were used in the first study, five was used in the second. In all models used we made the same replication of malocclusion: second mandibular molar was tipped forward 30° and the mandibular right canine and the first and second premolars were present. We used a circular polariscope of horizontal transmission to do the analyzes (Piracicaba Dental School, University of Campinas, Sao Paulo, Brazil). All tests were randomly. A software Fringes® was used to quantify the model's shear stress and qualify the fringe order. Eighteen points of interest were determined along all the roots of the teeth. All quantitative data included in this study were tested concerning normality by Shapiro-wilk test. When normality was not found in the data, thus opting for the nonparametric Kruskal-wallis test and the *post hoc* test by Dunn) were performed to verify the types of mechanical differences. The test was performed with a significance level of 5%. The results of the first study showed there was no statistically significant difference between the uprighting mechanisms in all regions analyzed of the molar. On the second study there was no statistically significant difference in the group of round NiTi wires. The Cooper Niti (Morelli®) and Thermo-plus (Morelli®) presented lower shear stress than the regular Niti Wire (Morelli®). These researchers corroborate to a good clinical practice.

**Keywords:** Orthodontics. Molar. Tooth movement techniques.

## SUMÁRIO

|                               |           |
|-------------------------------|-----------|
| <b>1 INTRODUÇÃO .....</b>     | <b>05</b> |
| <b>2 PROPOSIÇÃO .....</b>     | <b>29</b> |
| <b>3 PUBLICAÇÕES .....</b>    | <b>30</b> |
| <b>3.1 Publicação 1 .....</b> | <b>30</b> |
| <b>3.2 Publicação 2 .....</b> | <b>41</b> |
| <b>4 CONCLUSÃO .....</b>      | <b>56</b> |
| <b>REFERÊNCIAS .....</b>      | <b>57</b> |
| <b>APÊNDICE .....</b>         | <b>61</b> |

## 1 INTRODUÇÃO

A saúde bucal da população brasileira tem melhorado devido as políticas de saúde pública das últimas décadas. No entanto, essas melhorias não atingem de forma igualitária a todas as faixas etárias. A perda de dentes continua a ser uma condição prevalente em adultos brasileiros e idosos. A influência da idade sobre a perda dentária pode ter um efeito de coorte, justificada por uma antiga visão mutiladora, onde eram rotineiras as extrações dentárias<sup>1,2</sup>.

Os primeiros molares permanentes são os dentes mais acometidos por lesões cáries, provavelmente por esses dentes serem os primeiros dentes permanentes a irromperem na arcada dentária, podem ser confundidos com decíduos e, erroneamente, podem receber menor atenção quanto à higiene bucal. Sua anatomia oclusal, fortemente caracterizada pela presença de fósulas e fissuras, aumenta a sua suscetibilidade a doença cárie<sup>3</sup>.

Há muito tempo se estuda o efeito da perda dos primeiros molares sobre a oclusão dentária<sup>4</sup>. Um estudo observou que no arco inferior havia um fechamento de espaço insatisfatório e a inclinação dos dentes vizinhos ao espaço edêntulo. A rotação no sentido mesial do segundo molar é uma consequência frequente quando há perda precoce dos primeiros molares permanentes. Além disso, há uma movimentação no sentido distal dos pré-molares, caninos e incisivos, existe uma migração contínua com intuito de fechamento do espaço de forma progressiva<sup>5</sup>.

A inclinação dos molares adjacentes, ao espaço edêntulo, tem demonstrado uma forte associação com a doença periodontal. Na avaliação de 73 molares com inclinação de 30 graus ou mais (em uma linha perpendicular ao plano oclusal) foi verificado a ocorrência de acúmulo de biofilme, gengivite e bolsas periodontais com

profundidade de 4mm ou mais, sendo que no lado mesial dos dentes inclinados foi estatisticamente significante maior a ocorrência desses agravantes do que o lado distal<sup>6</sup>. A doença periodontal é um forte fator de risco para a perda dentária, principalmente de molares<sup>7</sup>.

O número de paciente adultos é cada vez maior para o atendimento ortodôntico. Diversos motivos são responsáveis por essa tendência nos consultórios de ortodontia: Melhoria das condições financeiras na fase adulta, aparelhos mais estéticos, aumento da conscientização das vantagens funcionais, aspectos sociais que levam uma exigência estética, melhora na qualidade de vida<sup>8,9</sup>.

A correção radicular de molares inclinados mesialmente deve ser diferenciada não apenas pelo grau de severidade de impacção, mas também pelos tipos de movimentos necessários para correção nos três planos espaciais, pois para qualquer movimento dentário individual há apenas um único sistema de forças correto em relação ao seu centro de resistência<sup>10</sup>.

Existem diversas alternativas mecânicas para verticalização de molares. Na literatura encontramos vários dispositivos: Na técnica do arco segmentado vemos os primeiros relatos com mola tip-back, feita de aço, proposta por Romeo e Burstone<sup>11</sup> (1977), posteriormente essa mola passa a ser confeccionada com fio de TMA popularizando-se como cantilever<sup>10,12</sup>. A mola de correção radicular é uma opção de verticalização e intrusão do molar<sup>2</sup>. Um outro dispositivo disponível, é uma mola de verticalização pré-fabricada que associa fios de níquel-titânio e fios de aço conectados por um tubo transversal, conhecida como mola de Sander<sup>13</sup>.

A técnica da fotoelasticidade tem sido utilizada para examinar as tensões produzidas durante movimentos ortodônticos induzidos, é feita uma avaliação qualitativa dos sistemas de forças gerados nos tecidos periodontais. É um método

experimental, in vitro, que através de um corpo de prova transparente submetido à luz polarizada, transformam o estímulo mecânico em franjas que ocorrem ao longo de áreas de compressão ou tração fornecendo dados importantes para escolha da mecânica ortodôntica a ser utilizada<sup>14,15</sup>.

Para tanto, é preciso conhecer as tensões geradas nos tecidos periodontais para uma decisão clínica. Esse estudo tem como objetivo avaliar as tensões geradas por três diferentes técnicas de verticalização em um segundo molar inferior inclinado, por meio da técnica da fotoelasticidade.

Baseando-se pelos princípios mecânicos para verticalização de molares, quase todas as forças aplicadas em condições clínicas terão efeitos nos três planos do espaço, o que torna importante o conhecimento das propriedades da física para compreensão de movimentos biomecânicos da ortodontia.

As forças ortodônticas podem ser tratadas matematicamente como vetores. Quando mais de uma força é aplicada a um dente, o sistema de forças pode ser combinado para determinar uma única resultante global. A avaliação das forças também pode ser dividida para estudar efeitos paralelos e perpendiculares sobre o plano oclusal ou longo eixo do dente. Os movimentos que ocorrem no dente dependem da relação da linha ação da força com o centro de resistência do dente. A tendência de rotação é devido a linha de ação de força passar distante do centro de resistência, gerando um momento. O único sistema de força que pode produzir o movimento de translação (movimento de corpo) é a aplicação da força diretamente sobre o centro de resistência<sup>16</sup>.

O efeito externo de um momento-força é o que produz ou tende a produzir um giro ou rotação do corpo sobre o qual a força atua. A magnitude do momento é igual ao produto da força vezes a distância perpendicular à linha de ação dessa força ao ponto

ou linha sobre qual rotação está sendo considerada. Assim,  $M = F \times D$ , onde  $M$  = momento,  $F$  = magnitude da força e  $D$  = a distância perpendicular da linha de ação da força ao ponto considerado. Um momento pode ser expresso numericamente em centímetros ou milímetros, e é representado por uma seta curva mostrando sua direção<sup>17</sup>.

Uma força que não passa pelo CR cria, além da translação, um momento (igual em magnitude ao produto da força, a distância perpendicular ao CR), que tende a girar o dente sobre o CR. As técnicas de verticalização de molares dependem deste momento para produzir o movimento rotacional que irá corrigir a inclinação do molar<sup>18</sup>.

A magnitude do momento necessário para verticalização do molar é uma fonte de discussão na literatura. Um estudo mensurou a força de uma mola de verticalização de molar, com o auxílio de um dinamômetro diretamente na boca do paciente, foi verificado pelos autores<sup>11</sup> que o momento força necessário para a verticalização de um molar era de 800 a 1200 g/mm. Outro estudo<sup>2</sup> menciona que o momento ideal deveria ser de 2000g/mm não devendo ultrapassar 3000g/mm (12). Em um estudo de elementos finitos os autores recomendam um momento de 15 N/mm, o que seria aproximadamente 1500 g/mm.

Uma das alternativas mecânicas para a verticalização de molares é a técnica do arco segmentado (TAS) descrita por Burstone<sup>19</sup> (1962) guiada pelo planejamento do “sistema de forças”. Nessa concepção de aparelho existem dois tipos de unidades: Componentes ativos e componentes reativos. Ou seja, dentes que serão movimentados e outros dentes que servirão de ancoragem, como unidades reativas. Com a segmentação, cada grupo de dentes pode ser tratado de maneira mais adequada. Esta técnica consiste de uma sequência de procedimentos ortodônticos

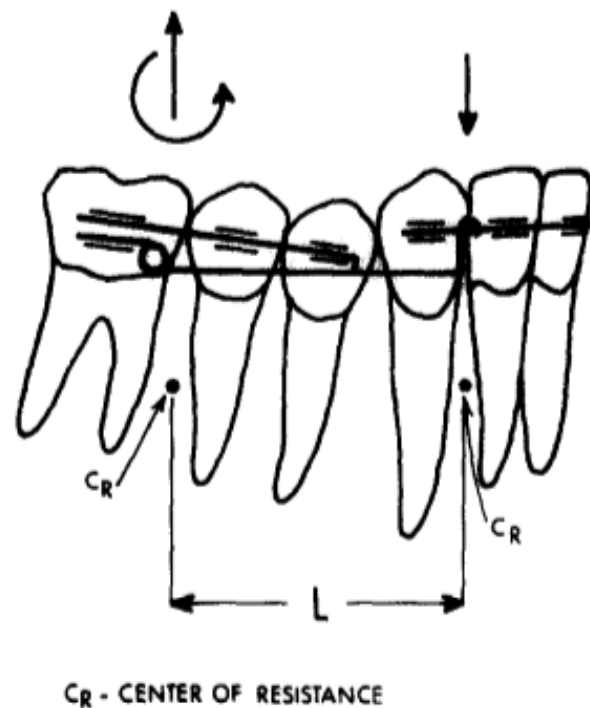
baseados em princípios mecânicos suportados pelo ramo da física chamado “mecânica”.

Uma abordagem com TAS deve exibir três características gerais: O momento-força gerado deve ser conhecido e relativamente constante em seu período de ativação; o movimento resultante da unidade ativa ocorre em torno de um centro de rotação previsível; e o sistema de força na unidade de ancoragem deve ser conhecido e controlável. Com base nestes princípios, o método de tratamento da técnica do arco segmentado é composto de fios de várias secções transversais, de diferentes materiais e fios de vários comprimentos, não necessariamente conectando suportes a dentes adjacentes. Uma vez que, é necessário um momento-força relativamente constante para manter o centro de rotação da unidade ativa, o aparelho deve ter um sistema de força com baixa taxa de carga-deflexão e com um longo período de ativação. A taxa carga-deflexão depende de três fatores fundamentais: seção transversal do fio, material do fio e comprimento do fio<sup>20</sup>.

O sistema de força produzido por fios com dobras em “V” foi estudado pormenorizadamente por meio de uma análise matemática de deflexão. As seis geometrias foram definidas para entender as diferentes relações interbráquetes. Cada geometria foi definida tomando-se como base a angulação entre a linha entre dois bráquetes e linhas criadas entre as canaletas desses bráquetes. O posicionamento mesio-distal da dobra em “V” é um fator crítico para o estabelecimento do sistema de forças e momentos. Se a dobra em “V” é colocada bem ao centro, geometria VI, são produzidos momentos de igual intensidade e direções opostas. A medida que a dobra em “V” é movida no sentido mesio-distal para fora do centro são criadas combinações previsíveis de momentos e forças, as dobras em “V” assimétrico<sup>21</sup>.

Romeo e Burstone<sup>11</sup> (1977) desenvolveram a mola tip-back (Figura 1) para verticalização de molares. Trata-se de uma mola segmentada que se encaixa no molar inclinado e se estende até a unidade de ancoragem. O helicóide presente aumenta o comprimento de fio reduzindo a magnitude da força. A mola tip-back age diretamente no molar inclinado, o sistema de força desse mecanismo produz um momento rotacional no dente ou segmento posterior provocando a verticalização do molar. Mas como evidenciado pelos autores, existe um componente extrusivo no segmento ativo posterior e na unidade de ancoragem há um efeito intrusivo.

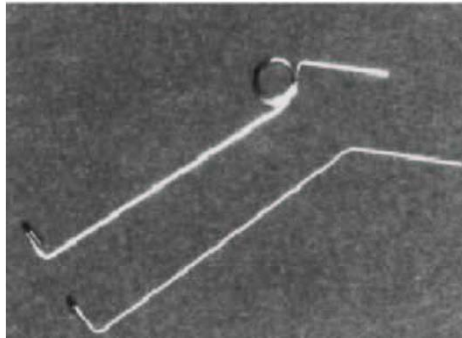
**Figura 1-** Sistema de força resultantes da aplicação da mola tip-back



Fonte: Romeo, Burstone<sup>11</sup> (1977).

Inicialmente, para confecção da mola tip-back (Figura 2) eram utilizados fios de secção retangular de aço inoxidável com helicoide. Trabalhos posteriores<sup>12</sup>, trouxeram a mola radicular feita com titânio-molibidilênio, popularmente conhecido como TMA.

**Figura 2-** Mola Tip-back feita com fio de aço .016" x .022" e helicoide e Mola Tip-back feita com fio .017" x .025" de TMA.



Fonte: Weiland et al.<sup>12</sup>

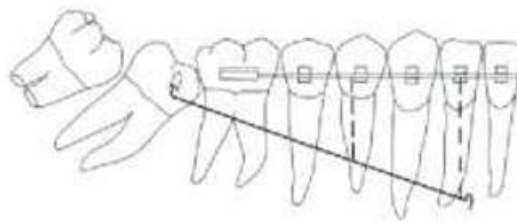
As molas de TMA são confeccionadas com fios de secção 0.17" x 0.25" e por apresentarem maior flexibilidade e liberarem magnitude de força muito menor que o aço, podem ser instaladas sem nenhum helicoide. Esse tipo de mola com fio segmentado instalado na extremidade posterior também é conhecido como cantilever<sup>10,12</sup>.

Cantilever<sup>12</sup> pode ser definido como um segmento de fio ortodôntico no qual uma extremidade é inserida em um bráquete ou tubo, enquanto que a outra extremidade é amarrada em uma outra unidade por apenas um ponto de contato (braço de alavanca).

O cantilever é um exemplo de mecânica de movimentação de dentes estatisticamente determinado. Consiste na aplicação de um binário, duas forças paralelas de igual magnitude mas em sentidos opostos, no bráquete de único dente estabelecendo um sistema de forças em que é possível se prever os seus efeitos<sup>18</sup>. O

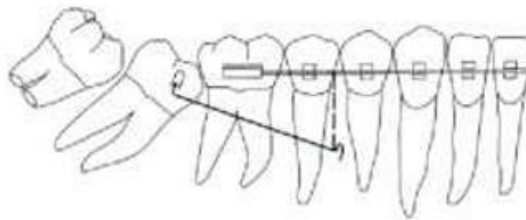
comprimento do cantilever (Figura 3, 4) interfere no momento rotacional, quanto mais curto maior será o momento porém maior o componente extrusivo do molar, quanto mais longo menor será o efeito extrusivo<sup>10</sup>.

**Figura 3 - Cantilever Curto**



Fonte: Melsen et al.<sup>12</sup>

**Figura 4 - Cantilever Longo**

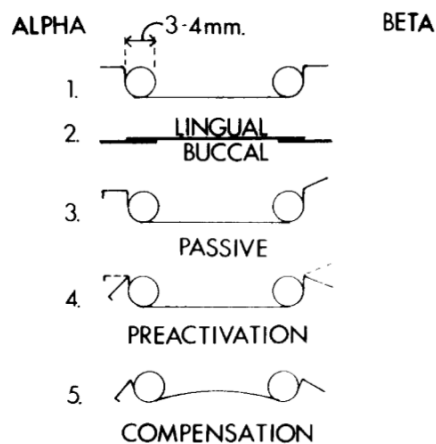


Fonte: Melsen et al.<sup>12</sup>

A mola de verticalização sugerida por Roberts et al.<sup>18</sup> (1982) compõem um sistema estaticamente indeterminado, onde a posição alfa indica a componente anterior da mola e aposição beta indica o componente posterior. A mola de verticalização é construída para se encaixar passivamente (nos três planos do espaço) nas posições alfa e beta (Figura 5). Após checagem da passividade, a

extremidade alfa e a beta são então pré-ativadas nos graus designados, dependendo das forças e dos momentos desejados (Figura 6).

**Figura 5** – Ativações da Mola de Correção Radicular



Fonte: Roberts et al.<sup>18</sup>

**Figura 6** - Forças e Momentos resultantes das dobras de pré-ativação

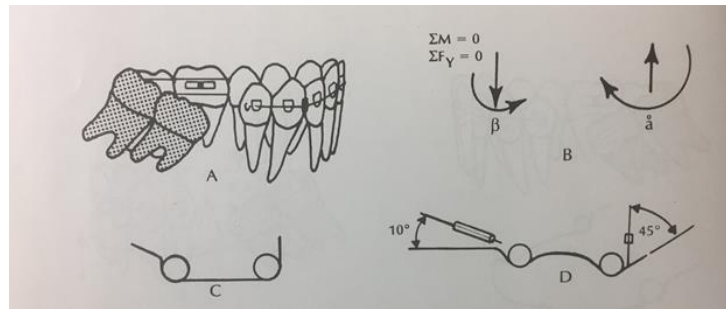
| Degree of Preactivation |      | Force of Deactivation |      |
|-------------------------|------|-----------------------|------|
| ALPHA                   | BETA | ALPHA                 | BETA |
| +45°                    | +45° | ↺                     | ↻    |
| -20°                    | 0°   | ↓                     | ↑    |

Fonte: Roberts et al.<sup>18</sup>

A ativação da mola de verticalização proposta por Marcotte<sup>22</sup> (1998) indica a necessidade de dois binários opostos (uma maior que o outro) resultando em duas forças verticais iguais e opostas, uma extrusiva e outra intrusiva. A porção beta é inserida no tubo auxiliar do molar e a alfa, no tubo cruzado na região anterior. A mola

radicular passiva é pré-ativada de modo que o momento alfa da dobra de pré-ativação (45 graus) é maior que o momento beta da dobra de pré-ativação (10 graus), produzindo o sistema de forças desejado (Figura 7).

**Figura 7 - Ativação proposta por Marcotte**



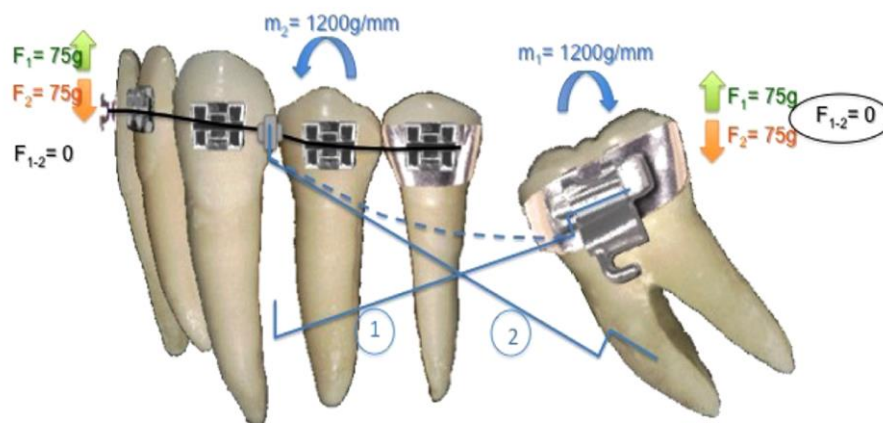
Fonte: Marcotte<sup>22</sup>.

Inicialmente a mola era confeccionada em aço com dois loops em cada extremidade, com incorporação do TMA na realidade clínica ortodôntica não se faz mais necessário por ser tratar de um material mais elástico que o fio de aço inoxidável e fornecer uma distribuição de força contínua e leve<sup>23,24</sup>.

A mola de correção radicular ativada em geometria VI, ativação simétrica anterior e posterior fornece o mesmo sistema de força de dois cantilevers (momento e força), gerando verticalização de molares e evitando sua extrusão. Ativações anteriores e posteriores simétricas são indicadas para corrigir a inclinação, sem geração de forças verticais que podem causar erupção do molar ou do segmento anterior<sup>24</sup>.

A mola é confeccionada passiva, sendo pré-ativada de modo que o momento alfa da dobra de pré-ativação seja igual ao momento beta de pré-ativação, havendo o cruzamento no meio da distância interbraquetes. Esta ativação em V simétrico<sup>24</sup> permite que as forças verticais sejam neutralizadas, resultando apenas em momentos responsáveis pela correção da inclinação (Figura 8).

**Figura 8-** Representação dos momentos e forças gerados pela mola de correção radicular

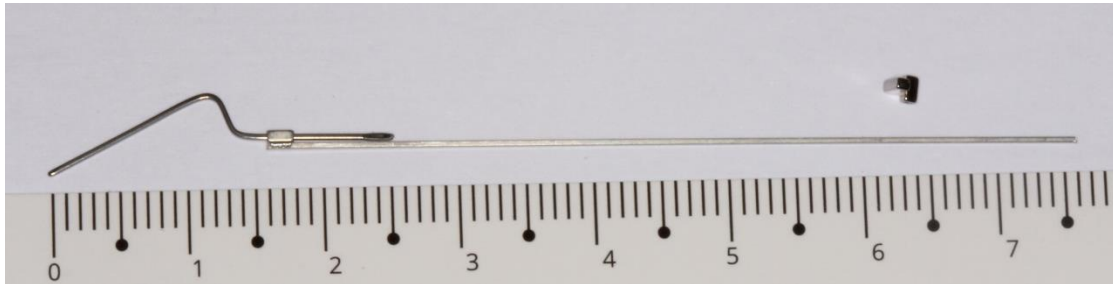


Fonte: Raveli et al.<sup>24</sup> .

Um aspecto importante a ser considerado clinicamente é a necessidade de reativação da mola<sup>23</sup>, o sistema torna-se desfavorável após aproximadamente 5° de rotação do molar. A medida que o molar for se verticalizando ocorre uma alteração na ativação em V simétrico (Geometria VI) passando para uma situação de V assimétrico (Geometria V). Por isso, em uma próxima consulta deve-se remover a mola e reativá-la de forma igual em ambos os lados, voltando a produzir o momento desejado.

Um sistema de mola de verticalização pré-fabricada que associa fios de níquel-titânio e fios de aço conectados por meio de um tubo, conhecida como Mola de Sander (Figura 9) é um outro dispositivo disponível para correção do molar<sup>25</sup>. Na literatura, encontramos poucos estudos sobre a mola de Sander, se resumindo basicamente a experiência clínica e relatos de casos<sup>26,27</sup>.

**Figura 9** – Fotografia da Mola pré-fabricada de Sander e seu tubo cruzado

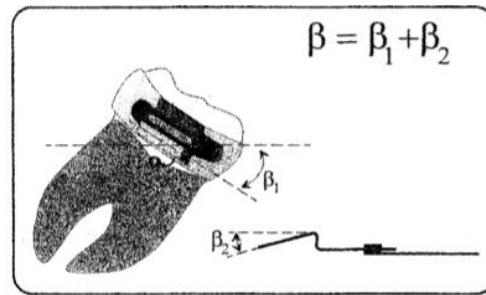


Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Segundo os autores<sup>25</sup>, o componente de fio superelástico exerceria menores forças e maior flexibilidade na instalação e regulação da mola. Outras vantagens: a proporção de momentos fisiológicos para verticalização do molar e a possibilidade de reutilização da mola devido a propriedade física de memória dessa liga metálica.

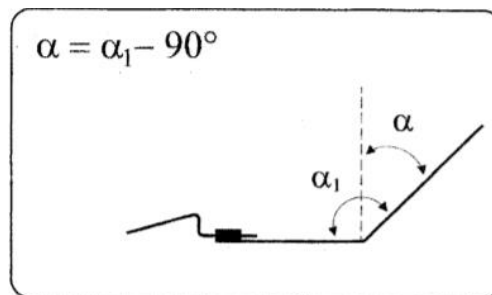
No artigo original<sup>25</sup>, a mola (NiTi- SE- Stahl-Aufrichtefeder) o segmento de fio de aço tem espessura de 17 x 25". O segmento de NiTi, com .16 x 22", possui uma dobra tip-back pré-fabricada de 15°, representado pelo símbolo  $\beta_2$ , o ângulo de inclinação do molar é representado por  $\beta_1$ , a ativação  $\beta$  (total) da mola é a soma desses dois ângulos (Figura 10). No segmento de fio de aço é onde ocorre a ativação  $\alpha$  (Figura 11), o tamanho é regulado de acordo com a distância até o tubo cruzado.

**Figura 10-** Ativação  $\beta$ : Dobra tip-back de  $15^\circ$  ( $\beta_2$ )



Fonte: Wichelhaus, Sander<sup>25</sup>.

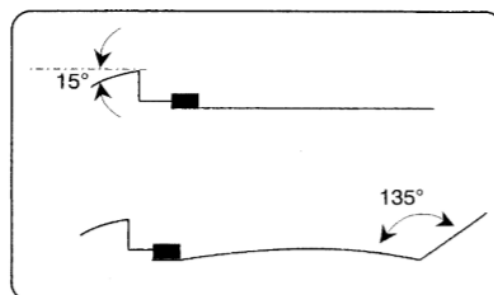
**Figura 11** - Ativação  $\alpha$  da extremidade de aço



Fonte: Wichelhaus, Sander<sup>25</sup>.

Na representação esquemática (Figura 12) exemplifica o esquema de ativação da Mola de Sander. Uma dobra de  $135^\circ$ , corresponde a uma ativação  $\alpha$  de  $45^\circ$ , visto uma inclinação de molar de  $30^\circ$  ( $\beta_2$ ) mais a dobra tip-back do Niti de  $15^\circ$  resultaria em uma ativação  $\beta$  de  $45^\circ$ .

**Figura 12-** Representação esquemática das ativações  $\alpha$  e  $\beta$



Fonte: Wichelhaus, Sander<sup>25</sup>.

O segmento da liga de NiTi é inserido no molar e o segmento de fio de aço é encaixado no tubo cruzado. A dobra de ativação é efetuada na extremidade de aço da mola, de acordo com o efeito biomecânico desejado. No artigo original são mencionados 4 tipos de geometrias (Figura 13).

**Figura 13** - Diferentes ativações da Mola de verticalização de molares

| Relação dos ângulos*                            | Ativação da Mola*           | Forças e Momentos* |
|-------------------------------------------------|-----------------------------|--------------------|
| Winkel-verhältnis                               | Konstruktion Aufrichtefeder | Kräfte und Momente |
| $\alpha = \beta$                                |                             |                    |
| $\alpha > \beta$                                |                             |                    |
| $\alpha < \beta$                                |                             |                    |
| $\alpha < \beta$<br>$\alpha = \beta$<br>+ Stufe |                             |                    |

Tradução livre do Alemão para Língua Portuguesa\*

Fonte: Wichelhaus, Sander<sup>25</sup>.

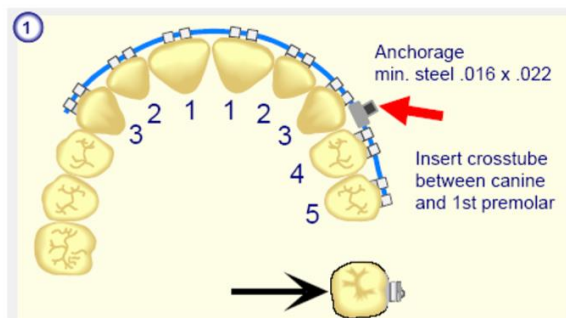
Os autores relataram que o momento de verticalização do molar é entre 10 e 20 N com uma inclinação de 40 graus do molar, uma força intrusiva de aproximadamente 0,5 a 1,0 N pode ser produzida variando a curva de ativação da mola, apenas um lado da mola é ativado. Na maior parte dos casos não é necessário a reativação. Os autores verificaram que o aumento da ativação  $\alpha$  proporciona sobrecargas maiores a unidade de ancoragem<sup>13,25</sup>.

Atualmente o fabricante (Forestadent®) fornece uma segunda geração da Mola de Sander. O segmento de aço possui uma espessura de .017"x.022". O segmento de Niti tem duas opções de espessura (.016"x .022" ou .018"x .025") com uma dobra tip-back maior, de 30°. Inicialmente a ativação tip-back era de 15°, mas no próprio artigo original<sup>25</sup> os autores comentam que para molares muito inclinados o momento de verticalização é pequeno, para evitar posterior ativação, a angulação tip-back deve ser aumentada para 30°, assim um momento maior no molar é gerado diminuindo a necessidade de reativação da mola.

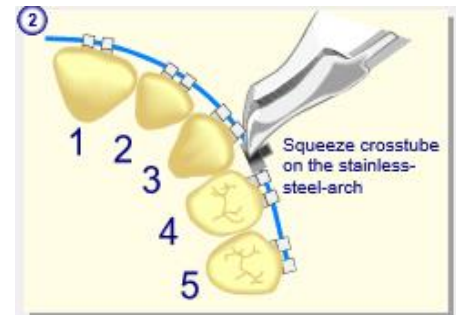
Primeiramente, para o uso da mola é necessário a estabilização da unidade de ancoragem com fio de aço retangular. Na região entre canino e pré-molar, dentes próximos a área edêntula, é colocado um tubo cruzado. Atualmente as ativações se resumem a três efeitos: 1. Verticalização + Intrusão do molar; 2. Verticalização mais extrusão; 3; Verticalização com movimento de raiz. O passo a passo é demonstrado pelo esquema<sup>26</sup> (Figura 14 a 24).

Ativação da Mola de verticalização de acordo como Prof. Dr. Sander:

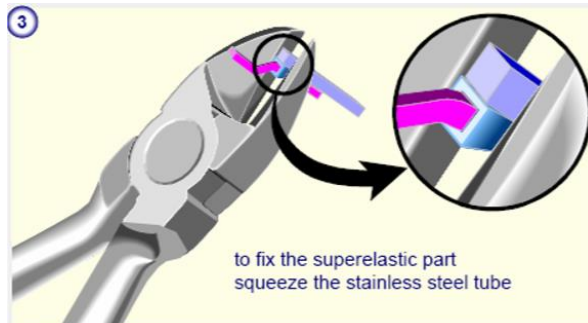
**Figura 14-** Ancoragem da unidade reativa com fio de aço



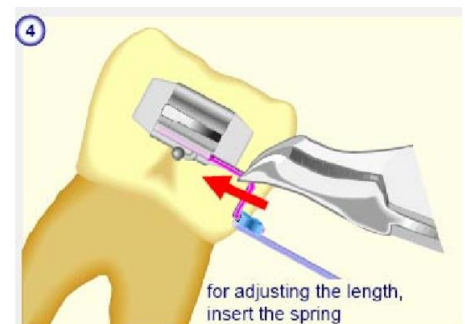
**Figura 15 -**Colocação do tubo cruzado e sua fixação



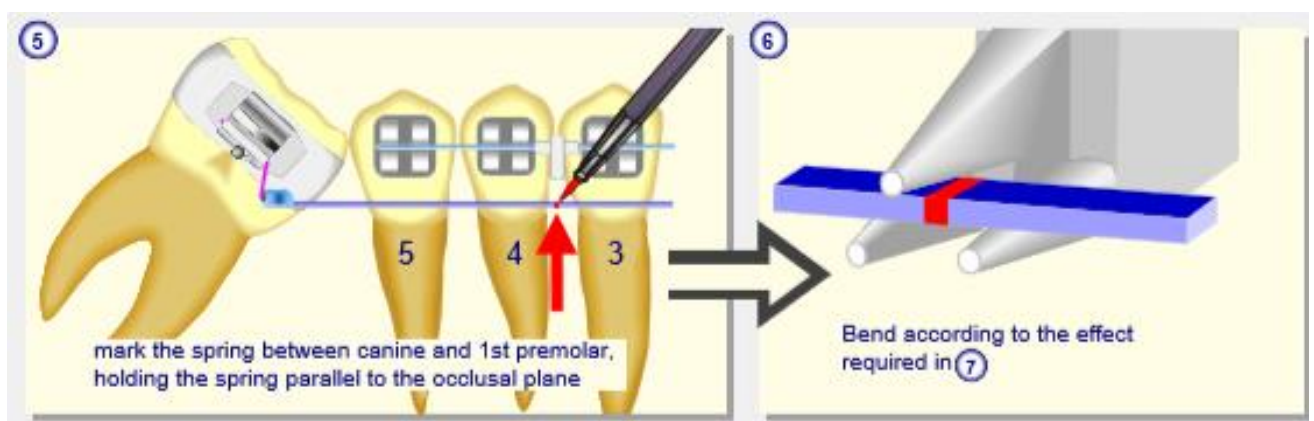
**Figura 16-** Fixação do tubo de aço



**Figura 17 -** inserção no molar

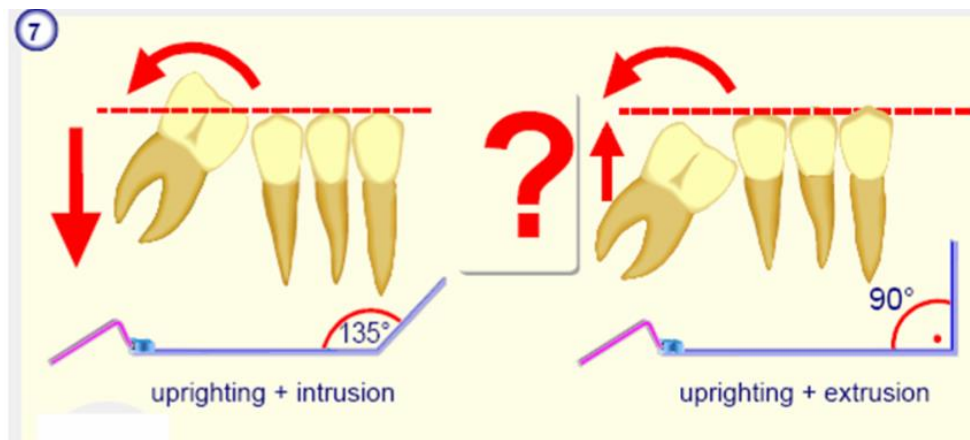


**Figura 18-** Marcação entre canino e primeiro pré-molar com a mola paralela ao plano oclusal

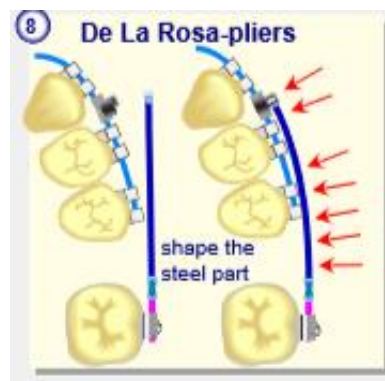


**Figura 19-** A dobra é efetuada de acordo com o efeito requerido.

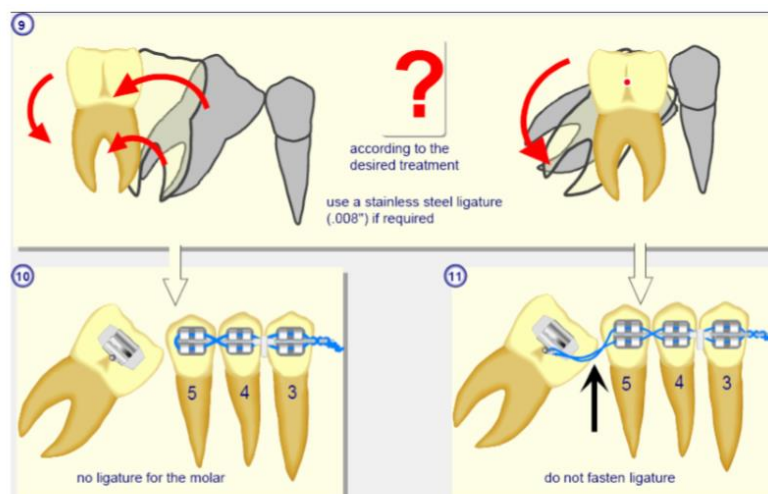
**Figura 20** - Deve ser feito uma dobra na parte metálica de 135° para verticalização e intrusão ou uma dobra a 90° para verticalização e extrusão



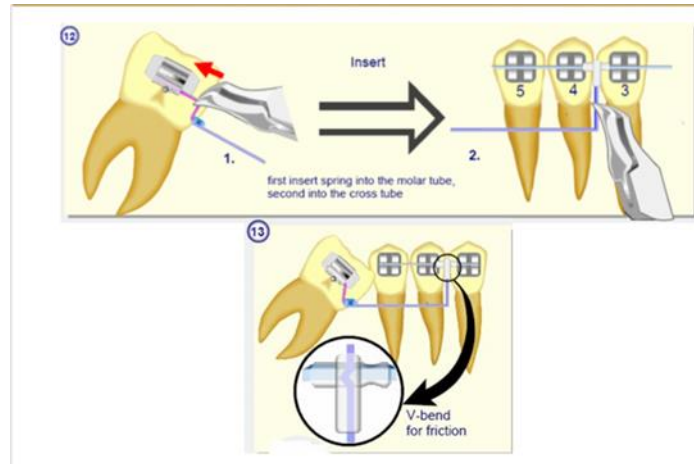
**Figura 21** - Com o alicate De La Rosa fazer a conformação do arco



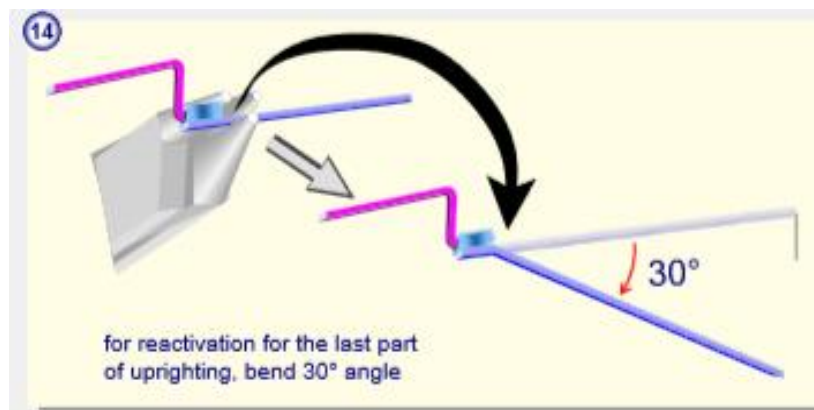
**Figura 22** - Se for desejado o movimento de raiz para diminuir o espaço edêntulo deve-se associar uma ligadura metálica do molar a unidade de ancoragem



**Figura 23-** Inserir a mola primeiramente no molar depois no tubo cruzado



**Figura 24** -Se necessário reativação, deve-se fazer uma dobra de 30° na parte metálica.



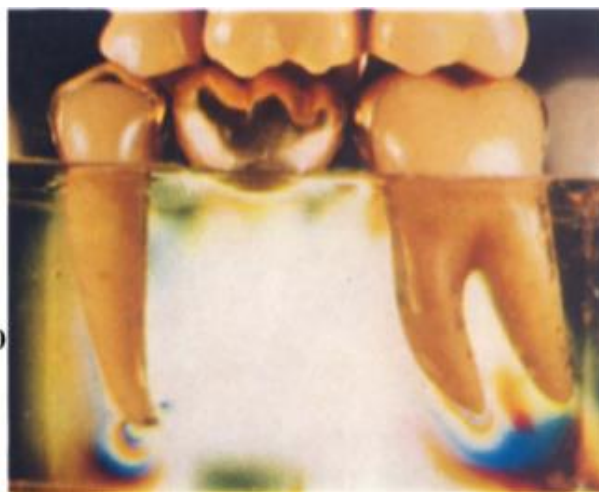
Fonte: Zachrisson, Bantleon<sup>26</sup> (Figura de 14-24).

Há muitas décadas existe uma preocupação com as tensões geradas pela aplicação de forças externas nos dentes. Avaliar as tensões exercidas por movimentos ortodônticos era um desafio. Para demonstrar essas tensões surgiu um novo tipo de metodologia, a aplicação da fotoelasticidade para estudos odontológicos.

É um método de medir as mudanças nas propriedades ópticas, a partir da aplicação de forças internas a materiais como o vidro. Essa mudança é gerada por estresse e interpretado por meio de fundamentos da teoria da elasticidade e força dos materiais. Os autores<sup>28</sup> utilizaram uma técnica fotográfica para demonstrar tais tensões, o polariscópio é o instrumento básico da fotoelasticidade. A análise experimental fotoelástica transforma as forças internas mecânicas produzidas em padrões de luz visíveis que indicam a localização e a magnitude da tensão<sup>28</sup>.

A análise fotoelástica baseia-se no princípio de que quando um feixe de luz polarizada é passado através de um material duplamente refratário, ele é dissipado em vibrações mutuamente perpendiculares que atravessam o material em diferentes velocidades. O padrão observado é em função do estresse no modelo e do tipo de luz utilizada. A luz monocromática produz um padrão de linhas ou franjas escuras, cada uma das quais é o local de pontos em que o atraso relativo é um certo número integral de comprimentos de onda. A luz branca produz um padrão de franjas coloridas de tal maneira que, com retardo relativo do mesmo valor, as mesmas cores são transmitidas nas mesmas proporções. Nesse estudo foram avaliados modelos experimentais simulando dentes com uma ponte fixa entre segundo pré-molar e segundo molar. As tensões no periodonto foram observadas através da técnica da fotoelasticidade<sup>29</sup> (Figura 25).

**Figura 25** -Franjas produzidas pela tensão inserção de uma ponte fixa



Fonte: Glickman et al.<sup>29</sup>.

Um estudo analisou através da fotoelasticidade a distribuição das tensões ao redor de molares que foram tracionados distalmente com um sistema de ancoragem esquelética. Em um grupo cada molar foi tracionado separadamente e no outro os molares foram tracionados simultaneamente. Uma técnica quase tridimensional foi utilizada para as observações fotoelásticas. Em uma área de estresse, a franja aparece como um padrão repetido de amarelo, azul e vermelho. Esse padrão de cores é utilizado para avaliar o nível de tensão. As franjas isocromáticas ocorrem tridimensionalmente em resposta à intensidade da tensão interna gerado no modelo. A interpretação é baseada nos seguintes princípios: quanto mais franjas, maior a intensidade do estresse; e quanto mais próximas as franjas isocromáticas estiverem umas das outras, maior a concentração de tensão<sup>30</sup>.

Outro estudo, utilizou a análise fotoelástica para comparar o sistema de forças geradas por molas T de retração feitas com aço inoxidável e liga de titânio-molibdênio (TMA). Com um polariscópio circular foram testados três modelos fotoelásticos, em 2 grupos foram avaliadas as mesmas pré-ativações. No grupo 1, a alça foi construída com fio de aço inoxidável, e dois helicoides foram incorporados no topo da mola T; no

grupo 2, foi feito com TMA e sem helicoides. Pela a análise qualitativa da ordem de franja no modelo fotoelástico, observou-se que a magnitude da força gerada pelas molas no grupo 1 foi significativamente maior que no grupo 2. Os autores<sup>14</sup> concluíram que as molas da TMA apresentaram menores níveis de força.

Para comparar as tensões geradas por dois mecanismos de retração do canino inferior fez se uso da metodologia da fotoelasticidade. Utilizou-se um único modelo fotoelástico que apresentava de segundo molar a canino, sem o primeiro pré-molar, para simular a retração do canino inferior com elástico preso a dois tipos de ancoragem: dentária, no primeiro molar conjugado aos dentes adjacentes; e ancoragem esquelética, em gancho simulando o mini-implante. As forças foram aplicadas 10 vezes e observadas no polariscópio circular. Foi verificado que o uso de ancoragem esquelética na retração promoveu maior tensão no terço apical do que o uso da ancoragem dentária, indicando um componente intrusivo devido à direção da força decorrente da posição do mini-implante e do gancho do bráquete do canino<sup>31</sup>.

Outro estudo<sup>32</sup> avaliou a distribuição das tensões geradas em bráquetes convencionais e autoligáveis quando ativados com arcos expandidos. Um único modelo fotoelástico foi utilizado para os testes. Foram feitas trocas sucessivas com fios de liga de níquel-titânio (NiTi) de secção circular 0,014" e 0,018" e de liga de aço de secção retangular 0,019" x 0,025", todos no diagrama 22/14 de Interlandi. A cada troca de fio, o modelo foi observado em polariscópio plano, na configuração de campo escuro, e fotografado. Os resultados identificaram um maior padrão de tensões das franjas na região do ápice de pré-molares em ambos os grupos. Ao se comparar as tensões entre os grupos, observou-se uma maior quantidade de tensão nas franjas no experimento com bráquetes convencionais em todos os fios utilizados. O alinhamento dos fios nos bráquetes autoligáveis produziu forças mais suaves.

Em um estudo recente, avaliou-se e as distribuições de tensão em diferentes técnicas de verticalização de segundos molares inclinados por meio da fotoelasticidade. Foram testadas quatro diferentes técnicas: um mini-implante posicionado na região retromolar, cantilever, um fio de liga de beta-titânio com uma mola em T e um arco de aço inoxidável de 0,018" com uma mola aberta entre o segundo pré-molar e o segundo molar. As franjas isocromáticas foram observadas em um polariscópio circular cada grupo foi submetido a seis intensidades de força de 50, 100, 150, 200, 250 e 300 g. Os resultados demonstram que a mecânica com mini-implante apresentou menor zona de tensão na zona apical das raízes do segundo molar inferior e o cantilever apresentou maior tensão<sup>15</sup>.

Atualmente, existem somente trabalhos na área de prótese e periodontia que mencionam o uso do software Fringes® para a quantificação da tensão cisalhante<sup>33,34</sup>. Antigamente só era realizado a análise qualitativa por meio da técnica da fotoelasticidade<sup>28,29</sup>.

A distribuição de tensões ao redor de implantes de hexágono externo e cone Morse com diferentes sistemas protéticos de carga imediata (barra distal, técnica de fundição e soldagem a laser) foram avaliados através do método fotoelástico. Três infraestruturas foram fabricadas em um modelo simulando uma mandíbula desdentada. Todos os modelos foram compostos por cinco implantes (4,1 mm × 13,0 mm) simulando um protocolo convencional inferior. Após a construção das infraestruturas, os modelos fotoelásticos foram fabricados e uma tensão de 4,9 N foi aplicado no cantilever. A análise fotoelástica foi realizada no implante mais próximo da carga usando um polariscópio. Em cada imagem capturada, foi avaliado o padrão isocromático da ordem das franjas (N) e a direção da propagação do estresse foram determinadas usando a escala de cores para resina fotoelástica. Para análise

quantitativa<sup>33</sup>, cinco pontos em torno dos implantes foram predeterminados, e os valores de tensão de cisalhamento obtido com o software Fringes® (plataforma MATLAB da LPM / FEMEC / UFU).

Em outro estudo in vitro, foi feito uma análise quantitativa por meio da fotoelasticidade. Foi avaliado a influência do método de obtenção de infraestrutura protética (CAD/CAM e sobrefundidas) sobre o desajuste marginal e a tensão transmitida aos implantes, e o efeito de distintos designs de implantes (comprimento e diâmetro) e desajuste marginal sobre os níveis de tensão de próteses parciais fixas (PPFs). Dois modelos fotoelásticos foram obtidos: modelo C com dois implantes convencionais padrão Branemark ( $4.1 \times 11$  mm); e modelo S com um implante curto ( $5 \times 6$  mm) e um convencional padrão Branemark ( $4.1 \times 11$  mm). A quantificação das tensões<sup>34</sup> nos modelos foi feita através do software Fringes® (Laboratório de Mecânica, FMEC, Universidade Federal de Uberlândia). Pode-se concluir que as infraestruturas sobrefundidas e confeccionadas pela técnica CAD/CAM apresentaram valores similares de desajuste marginal e tensão para confecção de PPFs implantossuportadas de 3 elementos. O aumento do desajuste marginal induz maior tensão no sistema implantossuportado.

Desde de a década de setenta se estuda o emprego de fios de níquel-titânio para uso ortodôntico<sup>35</sup>. As propriedades mais vantajosas desse fio estão relacionadas à sua alta flexibilidade. Podem ser aplicadas grandes ativações no aparelho ortodôntico, resultando em um maior tempo de ação desse fio no tratamento. O tratamento térmico do níquel-titânio resulta em alterações substanciais nas propriedades mecânicas da liga. As mudanças no arranjo cristalográfico causadas pelo aquecimento produzem o efeito memória dessa liga, que é a capacidade do fio para retornar a uma forma previamente fabricada<sup>36</sup>.

Nas ligas com efeito memória ocorre a reversão das dimensões iniciais após a deformação plástica e reaquecimento. O material retorna a sua forma original. As ligas superelásticas de níquel-titânio (NiTi) possuem esse fenômeno devido a transformação martensítica e a transformação reversa associada, fase austenítica. Esse fenômeno é altamente influenciado pela tensão mecânica e pela temperatura<sup>37</sup>

A alteração da temperatura provoca uma mudança reversível na estrutura cristalográfica da liga de NiTi. Em altas temperaturas, fase austenítica, encontramos uma estrutura altamente simétrica. Em baixas temperaturas há a fase martensítica sendo monoclinica (menor simetria), altamente deformável. Outro efeito das ligas de memória é superelasticidade, a recuperação de forma se dá por um ciclo reversível. A tensão também provoca uma mudança na estrutura cristalográfica da liga, gerando uma zona de menor proporção carga-deflexão, após remoção do estresse volta-se a conformação cristalográfica normal da liga<sup>38</sup>.

Os fios de níquel-titânio são normalmente utilizados na etapa inicial do tratamento ortodôntico, pois produzem forças adequadas para o alinhamento e nivelamento dos dentes e são defletidos sem se deformar. Entretanto, pela sua baixa maleabilidade dificultam a aplicação de torções e dobras, além de serem muito flexíveis e não permitirem determinados movimentos<sup>39,40</sup>.

## **2 PROPOSIÇÃO**

Avaliar por meio da técnica da fotoelasticidade as tensões geradas em um molar inclinado por meio da fotoelasticidade.

Esta dissertação será apresentada na forma de dois artigos intitulados:

Publicação 1 - Photoelastic analysis of shear stress distribution of three mechanical techniques for upright molars: cantilever, uprighting spring and Sander's Spring

Publicação 2 - Photoelastic analysis of stress distribution of different kinds of archwires of superelastic nickel-titanium (NiTi) used in orthodontics

### 3 PUBLICAÇÕES

#### 3.1 Publicação 1\*

**Photoelastic analysis of shear stress distribution of three mechanical techniques for upright molars: cantilever, uprighting spring and Sander's Spring**

#### SUMMARY

**Introduction:** The aim of this study was to analyze and compare the stress distributions in three molar uprighting techniques: cantilever, uprighting spring and Sander's Spring, using quantitative and qualitative photoelastic analysis. **Methods:** Seven photoelastic models were made, the second mandibular molar was tipped forward 30° and the mandibular right canine and the first and second premolars were the anchor teeth. In each of the photoelastic models, we tested uprighting mechanics randomly. A software Fringes® was used to quantify the model's shear stress. **Results:** In the quantitative analysis the nonparametric Kruskal-wallis test demonstrated that only one point of the 18 analyzed, presented statistically significant difference, on point 14 ( $P=.033$ ). *The Post hoc* Dunn's test showed difference between cantilever group and the group Sander's Spring bended 135°. In the qualitative analysis, the highest concentration order of isochromatic fringes was on point 6 of the molar. **Conclusions:** There was no statistically significant difference in all molar points. On anchor teeth the Sander's spring bended 135° presented higher values on the order of fringes. With the results obtained in this research, the clinical decision of which mechanism of verticalization to use will be a personal preference of the orthodontist.

---

\* O artigo foi escrito de acordo com as instruções do periódico THE KOREAN Journal of Orthodontics.

## INTRODUCTION

Loss of first permanent molars in adult patients is very commonly encountered. Frequent consequences are mandibular second molars tipped mesially, whereas the premolars, canines, and incisors moved distally toward the extraction space and there is a progressive vertical bone resorption of this area (1)

There are several mechanical techniques to upright the lower molars: simple tip-back mechanics (2), cantilever (3), two cantilevers system (4), T-loop spring (5), uprighting spring (6), NiTi -SE -Steel uprighting spring, commonly known Sander spring (7).

For orthodontics it is important to have control of tensions generated by the application of external forces on the teeth. To demonstrate these tensions, it was developed a methodology, the photoelastic analysis for dental studies. It is a method of measuring changes in optical properties, from the application of internal forces to transparent materials. This change is generated by stress and interpreted through fundamentals of the theory of elasticity and force of materials. The authors used photography to demonstrate this technique. The polariscope is the basic instrument of photoelastic study (8).

However, there are scarce studies about stress distribution when uprighting molars. The aim of this study is to analyze and compare the stress distributions in three molar uprighting techniques: cantilever, uprighting spring and Sander's Spring, using a quantitative and qualitative photoelastic analysis.

## MATERIAL AND METHODS\*

At first, we made a simulation of the malocclusion in order to produce the master model made of wax, artificial teeth and an MDF wood board with an opening (Figure 1). It was based on study to position the teeth. The second molar was tipped 30°

---

\* Detalhado no APÊNDICE A.

forward in the sagittal plane, using the mandibular right canine and the first and second premolars as anchor teeth (6).

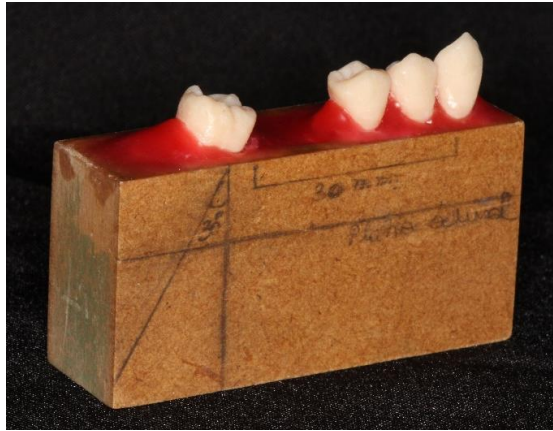


Figure 1: The master model

For the fabrication of the photoelastic model, we used a copy of the master model made of silicone (Xiameter™, Germany). A flexible epoxy resin (Aradilte® GY 279 BR and catalyst Aradur HY 2963; Araltec Chemicals Ltd) was manipulated with a proportion of 2 parts of resin to 1 part of catalyst, for 1 minute, resulting in a homogeneous mixture. To prevent bubbles, the mixture was placed in a pressure chamber of 5.9 Mpa for 20 minutes. The photoelastic resin was slowly poured over the impression. After the resin polymerization time (72 hours) the photoelastic model was obtained (9).

In this study we used seven photoelastic models. Only models that showed adequate translucency and good surface finish were used. A buccal tube (Roth Kirium .018, 3M; Abzil-Brazil) was bonded in the mandibular second molar, brackets (Roth Kirium .018, 3M; Abzil-Brazil) were bonded to the canine and the first and second premolars, and a 0.017"x 0.025" stainless steel archwire (3M; Abzil-Brazil) was used as an anchorage system.

Three types of verticalization mechanisms were evaluated, divided into four groups: Cantilever (4), uprighthing spring in Geometry VI (6, 10), the prefabricated Sander's spring bended in 90° and bended in 135 °(11) (Figures 2, 3,4,5).



Figure 2: Photoelastic model of Cantilever

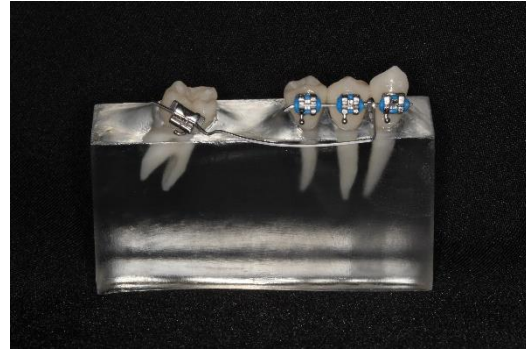


Figure 3 Photoelastic Model of uprighting spring

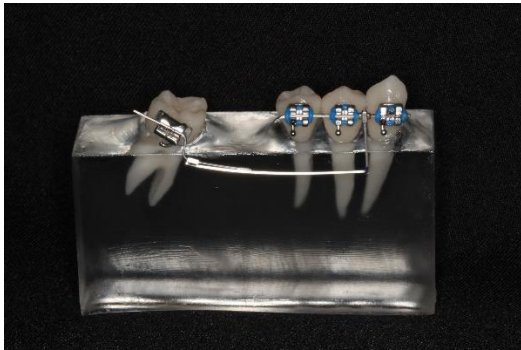


Figure 4: Photoelastic model of Sander's spring bended in 90°

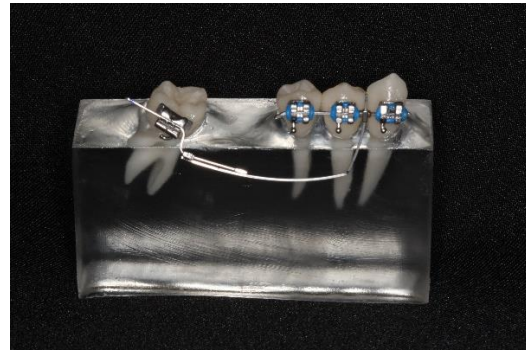


Figure 5: Photoelastic model of Sander's spring bended in 135°

The Sanders spring is a prefabricated uprighting spring. The posterior superelastic segment is inserted in the molar tube, and the stainless steel sectional area is marked between the canine and first premolar. For simultaneous uprighting and intrusion, the bend is 135°. For uprighting with extrusion, at 90° bend is made (Figure 6). This study followed the guidelines of the manufacturer Forestadent®.

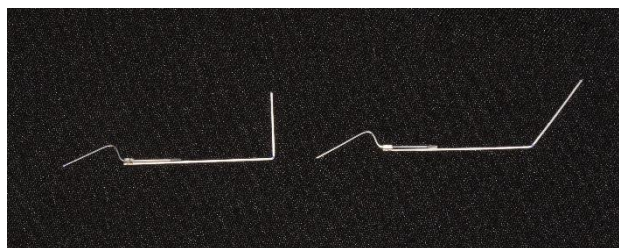


Figure 6: Sander's spring two types of activation

II types of molar uprighting springs were standardized to have a length of 30mm. We used the force of 50 g all mechanics. This way, the standardization of the generated moment in the molar was 1500 g/mm. In each of the seven photoelastic models, we tested uprighting mechanics randomly.

Photoelastic analysis was performed 72 hours after the fabrication of the photoelastic model with a circular polariscope of horizontal transmission (Department of Prosthodontics and Periodontology, Piracicaba Dental School, University of Campinas, Sao Paulo, Brazil). The polariscope consists of: white light resource, two  $\frac{1}{4}$  retardant wave filters, 2 polarizing filters, the polarizer, and the analyzer. To record the results, we used a digital camera (EOS Rebel T5- Canon®).

The isometric fringes were observed after obtaining the images. A software (Fringes®; Mechanical Design Laboratory, FMEC, Federal University of Uberlandia, Brazil) was used to quantify the model's stress. Eighteen points of interest were determined along all the roots of the teeth to obtain the stress rates (Figure 6) For each point, the maximum shear stress ( $\tau$ ) was calculated by using the formula ( $\tau = KN_f / 2b$ ), where  $K=11.271$  N/mm is the optical constant of the photoelastic resin,  $N$  is the fringe order, and  $b= 18$  mm is the thickness of the model.

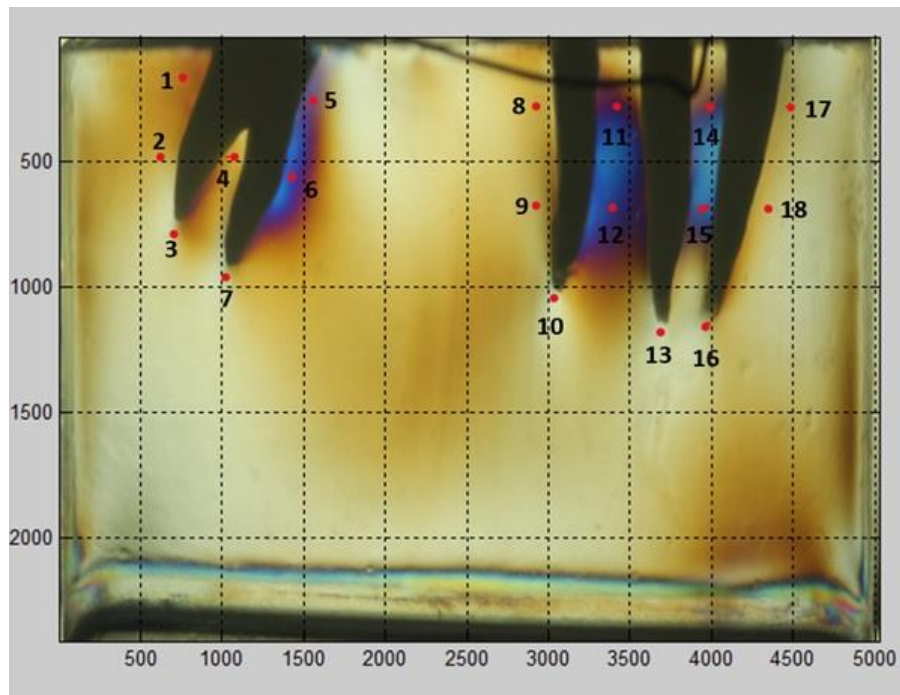


Figure 7: The 18 points of interest (red) determined in the roots of the evaluated teeth.

Qualitative analysis observed the zones where the fringes were formed such as their intensities. The software Fringes® was used also to qualify the fringe order. The fringes are recognized when the transition from one band to another occurred, according to the change of fringe coloration.

## STATISTICAL ANALYSIS

All quantitative data included in this study were tested concerning normality by Shapiro-wilk test. When normality was not found in the data, thus opting for the nonparametric Kruskal-wallis test. When the test showed statistically significant difference, multiple nonparametric paired comparisons (*post hoc* test by Dunn) were performed to verify the types of mechanical differences. The test was performed with a significance level of 5%. All analyses were conducted by software (IBM SPSS® Statistics 20.0; IBM Corp., United States). For the qualitative data we used descriptive statistical analysis.

## RESULTS

In the variable shear stress, the nonparametric Kruskal-wallis test demonstrated that only one point of the 18 presented statistically significant difference, the point 14 ( $P=.033$ ). The *post hoc* Dunn's test showed difference between cantilever group and the group Sander's Spring bended 135°.

In the qualitative analysis, the following results were observed in Figure 7.

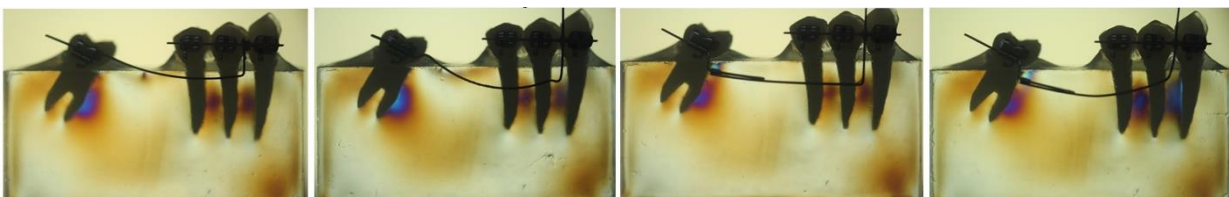


Figure 8: Photoelastic analysis performed which uprighting spring: 1-Cantilever, 2-Uprighting spring, 3-Sander's spring bended 90°, 4- Sander's spring bended 135°.

Still in the qualitative analysis, the following results are summarized in (Figure 8). We observed in the tipped molar, the highest concentration order of isochromatic fringes was in the cervical zone of the mesial root (Points 5 and 6). This result appeared in all techniques for upright. In the anchor teeth, the greatest concentration and number of fringes were more expressive in the region the canine and the first premolar (Points 14 and 15). The order of fringes on anchor teeth was higher in the prefabricated Sander spring bended in 135°.

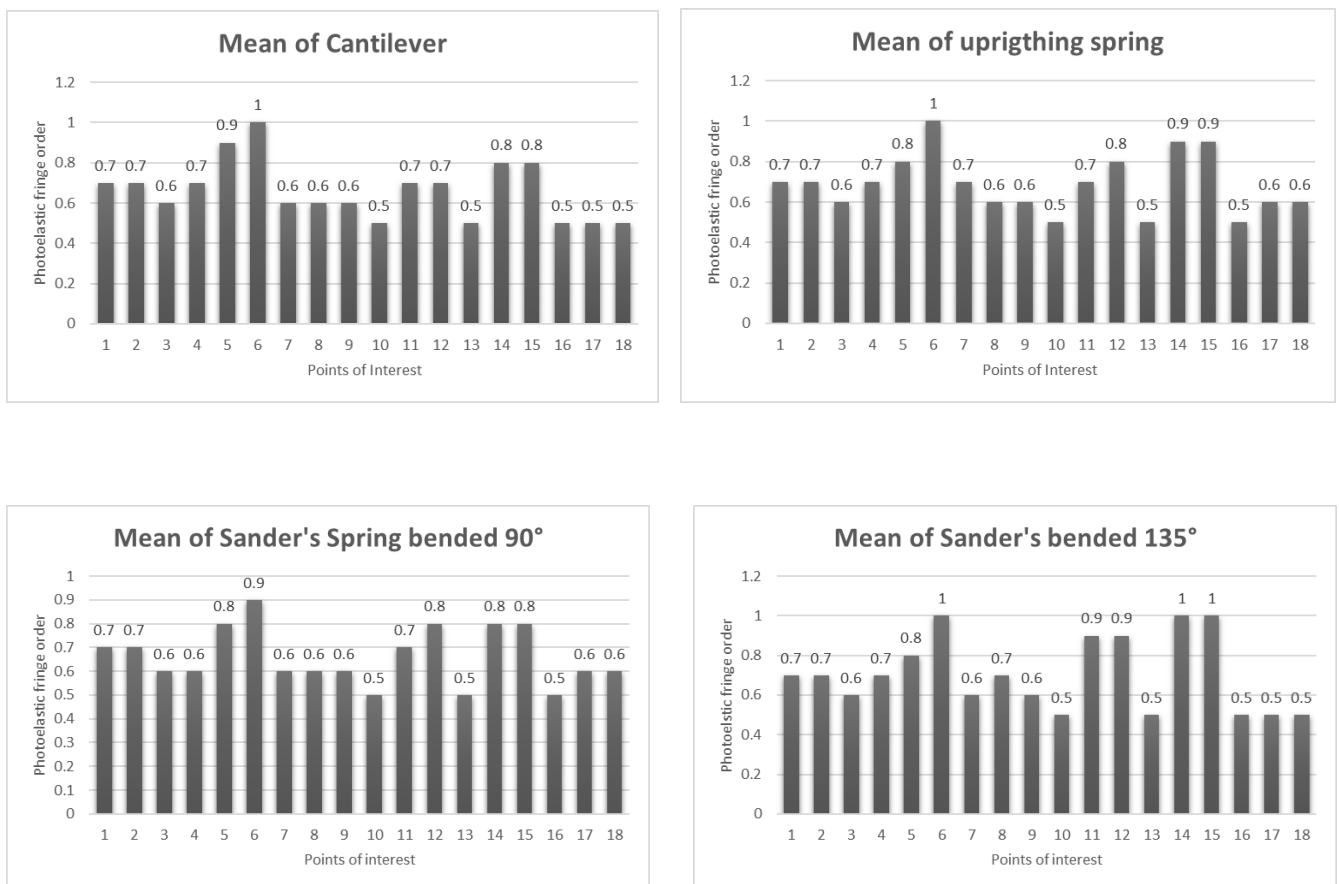


Figure 9: Graphics of Qualitative analysis

## DISCUSSION

Several studies in orthodontics have used photoelastic analysis to study stress in orthodontic components: Mandibular molar distal movement (12), tensions generated by T-loop springs (5), comparison between conventional and self-ligating brackets (13).

The greatest advantage of using a methodology with photoelastic analysis is to be able to use real materials (brackets, tubes, orthodontic wires), thus being able to simulate a clinical scenario, unlike other methodologies such as finite elements analysis (9).

The use of a computer program to analyze images produced by the photoelastic analyses, provides more reliable data when compared to traditional methods of image analysis, which normally depends on the researcher's Kappa calibration and visual acuity. The Fringes® program allows both qualitative and quantitative analysis of shear stress. This computational program has already been validated and used in several studies (14-17).

This study was a pioneer in evaluating tensions by photoelastic analyses in both the molar and the anchoring teeth. The only study found in the literature to analyze the mechanics of verticalization with this type of methodology evaluated only the molar where the cantilever was also studied (18). In our study, test in Cantilever formed a greater number and concentration of fringes in the cervical zone of the mesial root of the molar, the most relevant area. The second area with the largest order of fringes was the region of the cervical and mesial zone distal root. Lower order of fringes were found in the apical zones of the molar. These results are similar to the previous cited study.

The results obtained in this research verified that no significant differences were found in shear stress of the molar between the three verticalization mechanisms tested. This result contradicts what was proposed by Wichelhaus & Sander (1995) in the creation of Sander's spring. They proposed a prefabricated dispositive composed of two wires, one made by Niti and the other wire made of steel. The use of Niti alloy in

the rod that connects to the molar was proposed because of the physical properties of this material which presents less rigidity and high resilience, providing the molar with light and continuous forces. In the present study, it was verified that the Niti wire did not provide any lower molar tensions when compared to the other types of mechanics with TMA wire. In the literature found there are few articles on Sander's spring although it is marketed and used broadly in the United States and Europe. The articles are summarized in clinical experiments and case reports (11, 19).

The result obtained in anchor teeth was found to be statistically significant in point 14 (the cervical point between canine and first premolar). The difference was in the Cantilever and Sander's spring bended 135°. We believe it occurred because it was the point near the place of insertion of the Sander's spring, in the cross tube. This site generates the moment of tension. This difference was possibly expected, because the cantilever has a statistically determined system, which means it is not inserted into the cross tube. Another possible factor is the difference in materials, the cantilever was made of TMA wire (beta-titanium) material of greater flexibility and lower magnitude of force compared to steel wires (20).

There are many methods for molar uprighing, but there are very few studies reporting the tensions generated by this type of orthodontic mechanics. Adult patients usually have some type of periodontal disease, therefore knowledge about the tensions generated is important for safe clinical decision. Systematic reviews have shown that ideal orthodontic strength should provide maximum tooth movement with minimal damage to the periodontal tissues and maximum patient comfort. The ideal force for tooth movement may differ for each tooth and for each individual (21).

We observed a greater number and concentration of fringes in the cervical zone of the mesial root of the molar, this result is important once it is very common to find in adults patients with periodontal disease in this area. The orthodontic mechanical loading modulates the inflammatory response of periodontal tissues to periodontal diseases, by increasing the expression of several pro-inflammatory mediators and receptors, which leads to increased bone resorption (22).

This study corroborates to a good clinical practice as it investigates the tensions generated by verticalization mechanisms and study of Sander's spring, a mechanism that had never been evaluated by this type of methodology. The limitation of this

methodology is not to be able to analyze the real system of forces. It is a simulation to identify the shear stress areas and their localization for which upright mechanism.

## CONCLUSIONS

According the simulations of this *in vitro* study, we can conclude:

- All verticalization mechanisms produced shear stress in the 18 points evaluated. The most stressed region for all groups was point 6 (cervical zone of the molar's mesial root).
- There was no statistically significant difference between the uprighting mechanisms in all regions analyzed of the molar.
- There is statistically significant difference in point 14 (the cervical point between canine and first premolar) on the anchorage unit, being that the Sander's spring bended 135° presented the highest values of the orders of fringes.
- With the shear stress results obtained in this research, the clinical decision of which molar uprighting mechanism to use will be a personal preference of the orthodontist.

## ACKNOWLEDGEMENT

CAPES Brazilian Foundation for the scholarship. The authors thank the Department of Prosthodontics and Periodontology, Piracicaba Dental School, University of Campinas, Sao Paulo, Brazil.

## REFERENCES

1. Normando AD, Maia FA, Ursi WJ, Simone JL. Dentoalveolar changes after unilateral extractions of mandibular first molars and their influence on third molar development and position. *World J Orthod.* 2010;11(1):55-60.
2. Romeo DA, Burstone CJ. Tip-back mechanics. *Am J Orthod.* 1977;72(4):414-21.
3. Weiland FJ, Bantleon HP, Droschl H. Molar uprighting with crossed tipback springs. *J Clin Orthod.* 1992;26(6):335-7.
4. Melsen B, Fiorelli G, Bergamini A. Uprighting of lower molars. *J Clin Orthod.* 1996;30(11):640-5.
5. Maia LG, de Moraes Maia ML, da Costa Monini A, Vianna AP, Gandini LG. Photoelastic analysis of forces generated by T-loop springs made with stainless steel or titanium-molybdenum alloy. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011;140(3):e123-8.
6. Kojima Y, Mizuno T, Fukui H. A numerical simulation of tooth movement produced by molar uprighting spring. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007;132(5):630-8.
7. Wichelhaus A, Sander FG. [The development and testing of a new NiTi-SE-steel uprighting spring]. *Fortschr Kieferorthop.* 1995;56(6):283-95.
8. Glickman I, Roeber FW, Brion M, Pameijer JH. Photoelastic analysis of internal stresses in the periodontium created by occlusal forces. *J Periodontol.* 1970;41(1):30-5.
9. Presotto AG, Bhering CL, Mesquita MF, Barão VA. Marginal fit and photoelastic stress analysis of CAD-CAM and overcast 3-unit implant-supported frameworks. *J Prosthet Dent.* 2017;117(3):373-9.
10. Burstone CJ, Koenig HA. Creative wire bending--the force system from step and V bends. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1988;93(1):59-67.
11. Sander FG, Wichelhaus A. [The clinical use of the new NiTi-SE-steel uprighting spring]. *Fortschr Kieferorthop.* 1995;56(6):296-308.
12. Nakamura A, Teratani T, Itoh H, Sugawara J, Ishikawa H. Photoelastic stress analysis of mandibular molars moved distally with the skeletal anchorage system. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007;132(5):624-9.
13. Sobral GC, Vedovello Filho M, Degan VV, Santamaria M. Photoelastic analysis of stress generated by wires when conventional and self-ligating brackets are used: a pilot study. *Dental Press J Orthod.* 2014;19(5):74-8.
14. de Castro GC, de Araújo CA, Mesquita MF, Consani RL, Nóbilo MA. Stress distribution in Co-Cr implant frameworks after laser or TIG welding. *Braz Dent J.* 2013;24(2):147-51.
15. Cidade CP, Pimentel MJ, Amaral RC, Nóbilo MA, Barbosa JR. Photoelastic analysis of all-on-four concept using different implants angulations for maxilla. *Braz Oral Res.* 2014;28.
16. Figueirêdo EP, Sigua-Rodriguez EA, Pimentel MJ, Oliveira Moreira AR, Nóbilo MA, de Albergaria-Barbosa JR. Photoelastic analysis of fixed partial prosthesis crown height and implant length on distribution of stress in two dental implant systems. *Int J Dent.* 2014;2014:206723.
17. Odo CH, Pimentel MJ, Consani RL, Mesquita MF, Nóbilo MA. Stress on external hexagon and Morse taper implants submitted to immediate loading. *J Oral Biol Craniofac Res.* 2015;5(3):173-9.
18. Abrão AF, Domingos RG, de Paiva JB, Laganá DC, Abrão J. Photoelastic analysis of stress distribution in mandibular second molar roots caused by several uprighting mechanics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2018;153(3):415-21.
19. Zachrisson BU, Bantleon HP. Optimal mechanics for mandibular molar uprighting. *World J Orthod.* 2005;6(1):80-7.
20. Goldberg J, Burstone CJ. An evaluation of beta titanium alloys for use in orthodontic appliances. *J Dent Res.* 1979;58(2):593-99.
21. Ren Y, Maltha JC, Kuijpers-Jagtman AM. Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: a systematic literature review. *Angle Orthod.* 2003;73(1):86-92.
22. Nogueira AV, de Molon RS, Nokhbehsaim M, Deschner J, Cirelli JA. Contribution of biomechanical forces to inflammation-induced bone resorption. *J Clin Periodontol.* 2017;44(1):31-41.

### 3.2 Publicação 2\*

#### Photoelastic analysis of stress distribution of different kinds of archwires of superelastic nickel-titanium (NiTi) used in orthodontics

##### SUMMARY

**INTRODUCTION:** The aim of this study was to analyze and compare the stress distributions of six types of nickel-titanium wires: round wires and rectangular wires, using a quantitative and qualitative photoelastic analysis. **Methods:** Five photoelastic models were made, the second molar was tipped forward 30° and the mandibular right canine and the first and second premolars were the anchor teeth. In each of the photoelastic models, we tested uprighting mechanics randomly. A software Fringes® was used to quantify the model's shear stress. **Results:** In the variable shear stress, the nonparametric Kruskal-wallis test demonstrated there was no statistically significant difference in the group of round Niti wires. For the group rectangular Niti wires presented statically significance difference on the points: 1,2,6,8,9,18. The *post hoc* Dunn's test showed where is the difference in the group. **Conclusions:** There was no statistically significant difference in the group of round NiTi wires. There is statistically significant difference in the group of the rectangular Niti wiris in the points: 1, 2, 6 ,8 ,9,18. The lower shear stress results obtained with statistically significant difference points was in the wires .016" x.022" Copper Niti 35°C (Morelli®) and. 016" x.022" Thermo-Plus Niti (Morelli®).

---

\* O artigo foi escrito de acordo com as instruções do periódico THE KOREAN Journal of Orthodontics.

## INTRODUCTION

A new nickel-titanium alloy has been developed especially for orthodontic applications by Dr. Tien Hua Cheng and associates at the General Research Institute for Non-Ferrous Metals in Beijing, China. It was called the Chinese nickel–titanium alloy. This material showed a higher elasticity recovery and lesser stiffness as also showed lesser permanent deformation after deflection (1).

In 1986, a Japanese company produced wires made of this alloy under the trade name Sentalloy; the alloy at this time was referred to as “Japanese nickel–titanium”. The Japanese NiTi wire exhibited a property termed: super elasticity, which no other orthodontic wire has shown (2). Super elasticity is the ability of some nickel–titanium alloys to display no linear load deflection ratio. It results from changing their internal crystalline structure from austenite to martensite (martensitic transformation) under mechanical loading (3).

Therefore, the firsts nickel-titanium alloy was active austenitic alloys that form stress-induced martensite. In the early 1990s Neo Sentalloy was introduced as a true active martensitic alloy that undergoes a shape-memory effect by taking advantage of the pseudoelastic effect during forming and the thermoelastic effect during recovery (4).

In 1994, the Copper NiTi products were introduced, which contained copper, as well, and displayed the shape-memory effect at 27° C, 35° C, or 40° C (4). NiTi wires with copper (CuNiTi) emerged commercially, due to having copper (efficient heat conductor) added to nickel and titanium, these wires present the best transitions of the

temperatures, causing a generation of more homogeneous loads in the orthodontic wires (5).

Nickel-titanium alloys with properties such as, super elasticity, resistance and biocompatibility, is one of the natural choices for orthodontic treatment (6). For alignment and leveling stage, the orthodontist starts with round light wire that can be bent easily, and subsequently replaces it with a thicker wire with rectangular shape (7).

The tooth alignment and leveling constitute the preliminary clinical phase of any orthodontic procedure with fixed appliances. Nickel–titanium-alloy (NiTi) wires have become the wires of choice for orthodontic aligning and leveling mechanics due to their good mechanical properties, biocompatibility and resistance to corrosion, greater strength and lower elastic modulus compared with stainless steel alloys (8, 9).

Loss of first permanent molars in adult patients is very commonly encountered. The most frequent consequence are mandibular second molars tipped mesially (10).

There are several mechanical techniques to upright the lower molars, the most common are using Segmented Arch Technique (SAT) (11). Unlike the continuous arch wire, in which actions and reactions may occur between adjacent teeth, segmental principles can be used for a better distribution of forces around the arch to those teeth that are most able to, withstand displacement. Reactive forces and moments may cancel themselves if they are properly distributed to an anchorage unit (12).

Using straight wires to upright tipped forward molars is usually not recommended. In these cases, there is strong tendency towards extrusion of molars, especially due to the short distance between brackets (13). Several orthodontists use initial continuous arch wires when the tipped forward molar is not much severe. The lack of knowledge of this type of mechanics, the fact that SAT requires a greater clinical time of the orthodontist and in some countries where there are few orthodontists and many people who need orthodontic treatment. It explains in a way the exclusive use of straight wires (19).

However, there are scarce studies about these clinical practice stress to use straight wires in tipped forward molars. The aim of this study is to analyze and compare the stress distributions of six types of nickel-titanium wires: round wires and rectangular wires, using a quantitative and qualitative photoelastic analysis.

## **MATERIAL AND METHODS\***

At first, we made a simulation of the malocclusion in order to produce the master model made of wax, artificial teeth and an MDF wood board with an opening (**Figure 1**). It was based on study to position the teeth. The second molar was tipped 30° forward in the sagittal plane, using the mandibular right canine and the first and second premolars as anchor teeth (14).

---

\* Detalhado no APÊNDICE A.



Figure 1: The master model

For the fabrication of the photoelastic model, we used a copy of the master model made of silicone (Xiameter™, Germany). A flexible epoxy resin (Aradilte® GY 279 BR and catalyst Aradur HY 2963; Araltec Chemicals Ltd) was manipulated with a proportion of 2 parts of resin to 1 part of catalyst, for 1 minute, resulting in a homogeneous mixture. To prevent bubbles, the mixture was placed in a pressure chamber of 5.9 Mpa for 20 minutes. The photoelastic resin was slowly poured over the impression. After the resin polymerization time (72 hours) the photoelastic model was obtained (15).

In this study we used five photoelastic models. Only models that showed adequate translucency and good surface finish were used. A buccal tube (Roth Kirium .018, 3M; Abzil-Brazil) was bonded in the mandibular second molar, brackets (Roth Kirium .018, 3M; Abzil-Brazil) were bonded to the canine and the first and second premolars.

## Trial design

Randomized *in vitro* trials orthodontic arch wires:

- .016" Superelastic Niti (Morelli®)
- .016" Copper Niti 35°C (Morelli®)
- .016" Thermo-Plus Niti (Morelli®)
- .016" x.022" Superelastic Niti (Morelli®)
- .06" x.022" Copper Niti 35°C (Morelli®)

CuNiTi 35 ° C archwires were the ones that presented the lowest yield stress and consequently the lowest work limits. The CuNiTi archwires would be more resistant to permanent deformation and would show better elastic recovery. Photoelastic analysis was performed 72 hours after the fabrication of the photoelastic model with a circular polariscope of horizontal transmission (Department of Prosthodontics and Periodontology, Piracicaba Dental School, University of Campinas, Sao Paulo, Brazil). The polariscope consists of: white light resource, two  $\frac{1}{4}$  retardant wave filters, 2 polarizing filters, the polarizer, and the analyzer. To record the results, we used a digital camera (EOS Rebel T5- Canon®).

To ensure adequate temperature, NiTi wires were stored in a laboratory stove at 37 ° C for 30 minutes prior to each test (**Figure 2, 3**). Immediately, the was placed in the brackets with ligatures in the photoelastic, followed by the photoelastic analysis.



Figure 2: Laboratory stove at 37° C

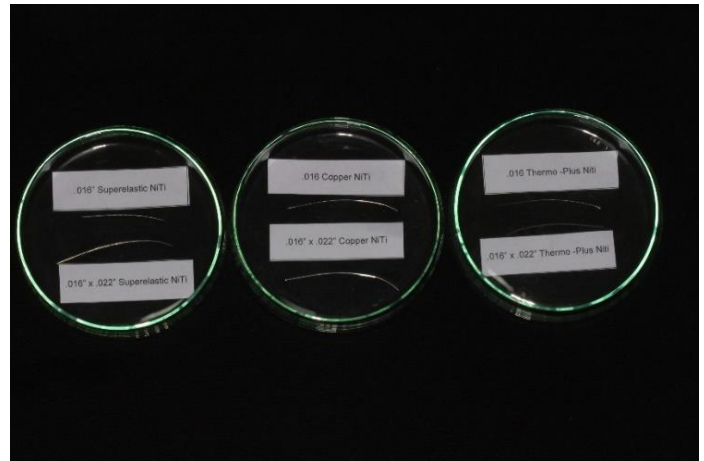


Figure 3: Samples of NiTi wires

The isometric fringes were observed after obtaining the images. A software (Fringes®; Mechanical Design Laboratory, FMEC, Federal University of Uberlandia, Brazil) was used to quantify the model's stress. Eighteen points of interest were determined along all the roots of the teeth to obtain the stress rates (**Figure 4**) For each point, the maximum shear stress ( $T$ ) was calculated by using the formula ( $T = K N f / 2b$ ), where  $K = 11.271 \text{ N/mm}$  is the optical constant of the photoelastic resin,  $N$  is the fringe order, and  $b = 18 \text{ mm}$  is the thickness of the model.

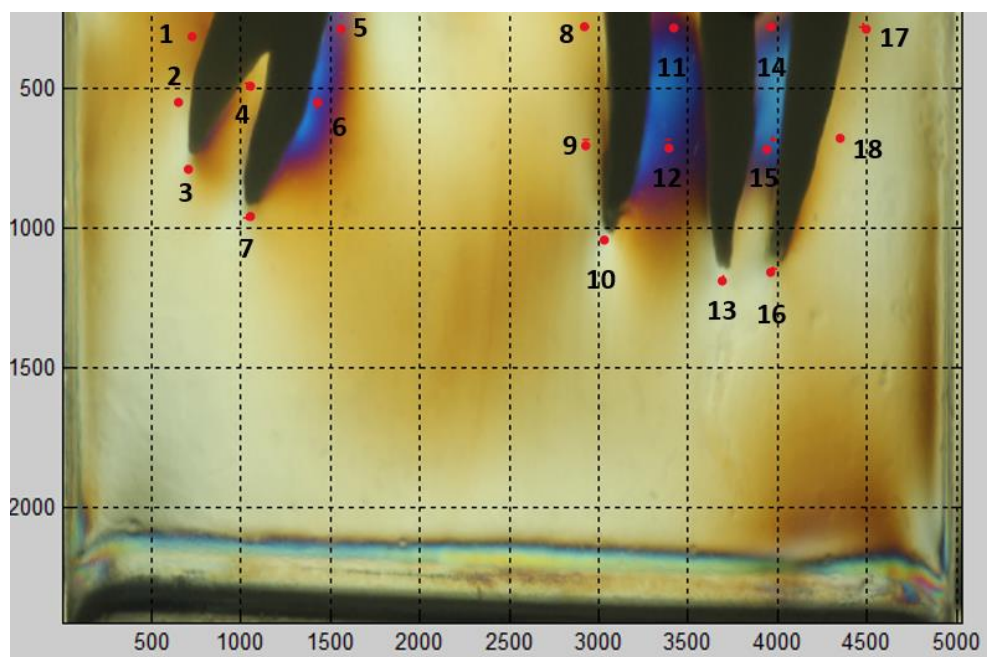


Figure 3: The 18 points of interest (red) determined in the roots of the evaluated teeth.

Qualitative analysis observed the zones where the fringes were formed such as their intensities. The software Fringes® was used also to qualify the fringe order. The fringes are recognized when the transition from one band to another occurred, according to the change of fringe coloration.

## STATISTICAL ANALYSIS

All quantitative data included in this study were tested concerning the normality by Shapiro-wilk test. When normality was not found in the data, thus we opted for nonparametric Kruskal-wallis test. When the test showed statistically significant difference, multiple nonparametric paired comparisons were performed, Dunn's test showed where are the difference. The test was performed with a significance level of 5%. All analyses were conducted by software (IBM SPSS® Statistics 20.0; IBM Corp., United States). For the qualitative data we used descriptive statistical analysis.

## RESULTS

In the variable shear stress, the nonparametric Kruskal-wallis test demonstrated There was no statistically significant difference among the group of round Niti wires. The group rectangular Niti wires presented statically significance difference on the points: 1,2,6,8,9,18. The *post hoc* Dunn's test showed where the difference in the group. These results are in the **Table 1**.

**Table 1- Results the multiple paired comparisons nonparametric Dunn's Test**

| Point     | comparisons                                                      | Z      | p               |
|-----------|------------------------------------------------------------------|--------|-----------------|
| <b>1</b>  | .016" x.022" Superelastic Niti x 0.016" x .022" Copper Niti 35°C | 1.9799 | ns              |
|           | .016" x.022" Superelastic Niti x 16" x.022" Thermo-Plus Niti     | 2.4749 | <b>&lt;0,05</b> |
|           | .022" Copper Niti 35°C x 16" x.022" Thermo-Plus Niti             | 0.4950 | ns              |
| <b>2</b>  | .016" x.022" Superelastic Niti x 0.016" x .022" Copper Niti 35°C | 1.9799 | ns              |
|           | .016" x.022" Superelastic Niti x 16" x.022" Thermo-Plus Niti     | 2.4749 | <b>&lt;0,05</b> |
|           | .022" Copper Niti 35°C x 16" x.022" Thermo-Plus Niti             | 0.4950 | <b>ns</b>       |
| <b>6</b>  | .016" x.022" Superelastic Niti x 0.016" x .022" Copper Niti 35°C | 2.5102 | <b>&lt;0,05</b> |
|           | .016" x.022" Superelastic Niti x 16" x.022" Thermo-Plus Niti     | 1.9445 | ns              |
|           | .022" Copper Niti 35°C x 16" x.022" Thermo-Plus Niti             | 0.5657 | ns              |
| <b>8</b>  | .016" x.022" Superelastic Niti x 0.016" x .022" Copper Niti 35°C | 2.7577 | <b>&lt;0,05</b> |
|           | .016" x.022" Superelastic Niti x 16" x.022" Thermo-Plus Niti     | 1.4849 | ns              |
|           | .022" Copper Niti 35°C x 16" x.022" Thermo-Plus Niti             | 1.2728 | ns              |
| <b>9</b>  | .016" x.022" Superelastic Niti x 0.016" x .022" Copper Niti 35°C | 2.8284 | <b>&lt;0,05</b> |
|           | .016" x.022" Superelastic Niti x 16" x.022" Thermo-Plus Niti     | 1.6263 | ns              |
|           | .022" Copper Niti 35°C x 16" x.022" Thermo-Plus Niti             | 1.2021 | ns              |
| <b>18</b> | .016" x.022" Superelastic Niti x 0.016" x .022" Copper Niti 35°C | 0.9546 | ns              |
|           | .016" x.022" Superelastic Niti x 16" x.022" Thermo-Plus Niti     | 2.6517 | <b>&lt;0,05</b> |
|           | .022" Copper Niti 35°C x 16" x.022" Thermo-Plus Niti             | 1.6971 | ns              |

\* p value is significant at the .05 level

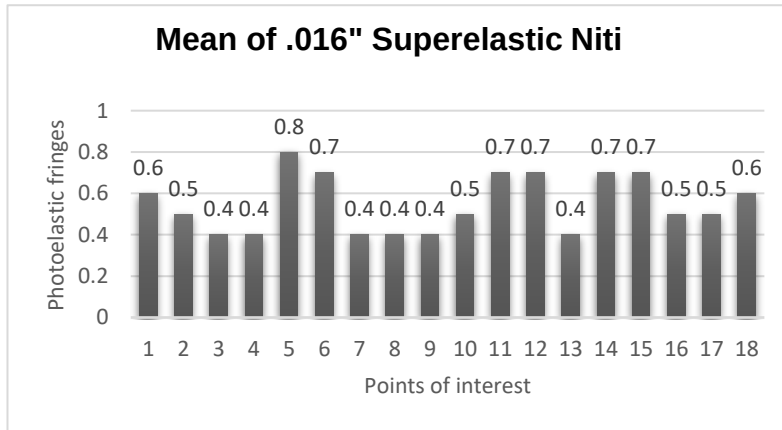
#### Description of the quantitative results

- In the point 1 was difference between .016" x.022" Superelastic Niti x 16" x.022" Thermo-Plus Niti. The mean the shear stress ( $\tau$ ) in the first is the **202.9473** in the second is **144.0431**.
- In the point 2 was difference between .016" x.022" Superelastic Niti x 16" x.022" Thermo-Plus Niti. The mean the shear stress ( $\tau$ ) in the first is the **198.4924** in the second is **144.0431**.

- In the point 6 was difference between 016" x.022" Superelastic Niti x 0.016" x .022" Copper Niti 35°C. The mean the shear stress ( $\tau$ ) in the first is the **310.3609** in the second is **262.8415**.
- In the point 8 was difference between 016" x.022" Superelastic Niti x 0.016" x .022" Copper Niti 35°C. The mean the shear stress ( $\tau$ ) in the first is the **182.6525** in the second is **144.0431**.
- In the point 9 was difference between 016" x.022" Superelastic Niti x 0.016" x .022" Copper Niti 35°C. The mean the shear stress ( $\tau$ ) in the first is the **179.6826** in the second is **144.0431**.
- In the point 18 was difference between .016" x.022" Superelastic Niti x 16" x.022" Thermo-Plus Niti. The mean the shear stress ( $\tau$ ) in the first is the **228.192** in the second is **167.3078**.

In the qualitative analysis, the following results are observed in the group of round NiTi wires and in the group of the Niti rectangular wires (**Figure 5**).

### Round wires



### Rectangular Wires

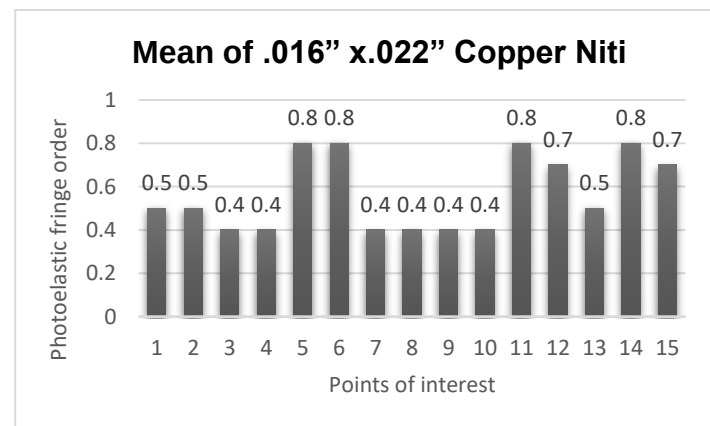
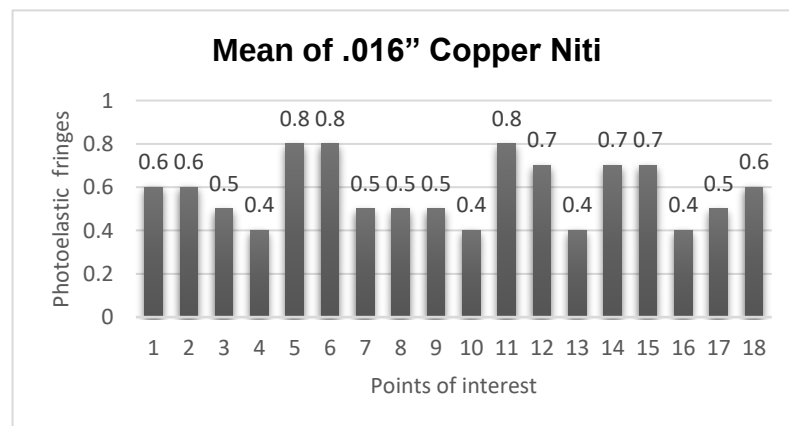
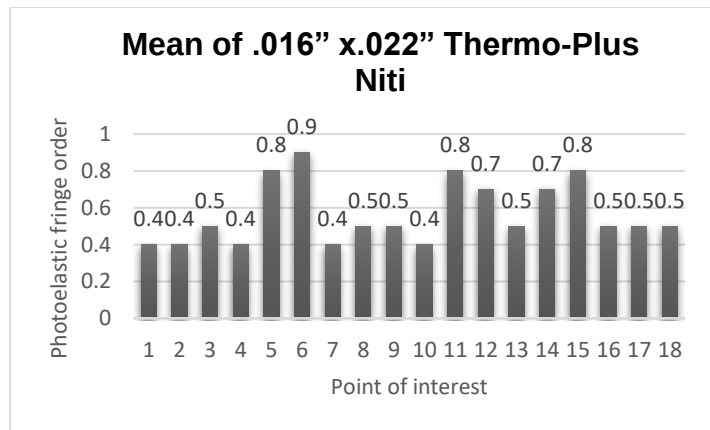
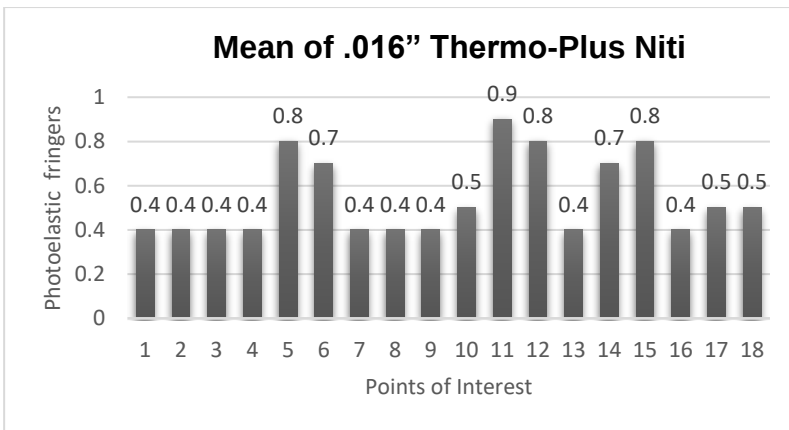
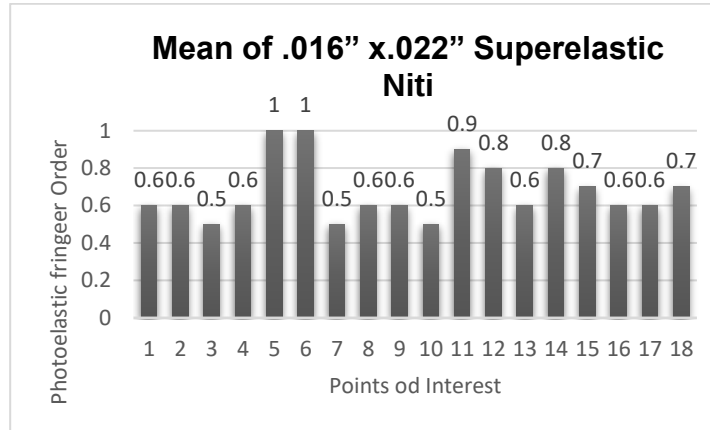


Figure 5: Graphics of qualitative analysis

## DISCUSSION

There are few studies use photoelastic analysis of initial alignment archwires. The authors used the photoelastic model to investigate the stress–strain distribution during the alignment stage and found that braided and superelastic wires produced lower stress than nickel-titanium wires without superelastic properties (16).

The results obtained in this research verified that no significant differences were found in shear stress in the group of round Niti wires. This result corroborates for Cochrane's systematic review, there is insufficient evidence to determine whether any particular archwire material is superior to any other in terms of alignment rate, time to alignment, pain and root resorption (17). This result is similar a finite element study, the rectangular cross-section showed much higher force than the circular one (9).

In the variable shear stress for the group of rectangular wires, we found significance in points 1, 2 ,6, 8, 9 and 18. Superelastic Niti demonstrated higher stress in the cervical and mesial zone of the distal root of the molar, and the mesial zone of mesial de canine (**Figure 6**).

An interesting fact occurred in the points 6, 8, 9. In all this points Copper Niti 35° C wire had the less shear stress. Is possible in these areas have force and moments. Copper Niti 35° archwires were the ones that presented the lowest yield stress and consequently the lowest work limits. The CuNiTi archwires would be more resistant to permanent deformation and would show better elastic recovery (8).

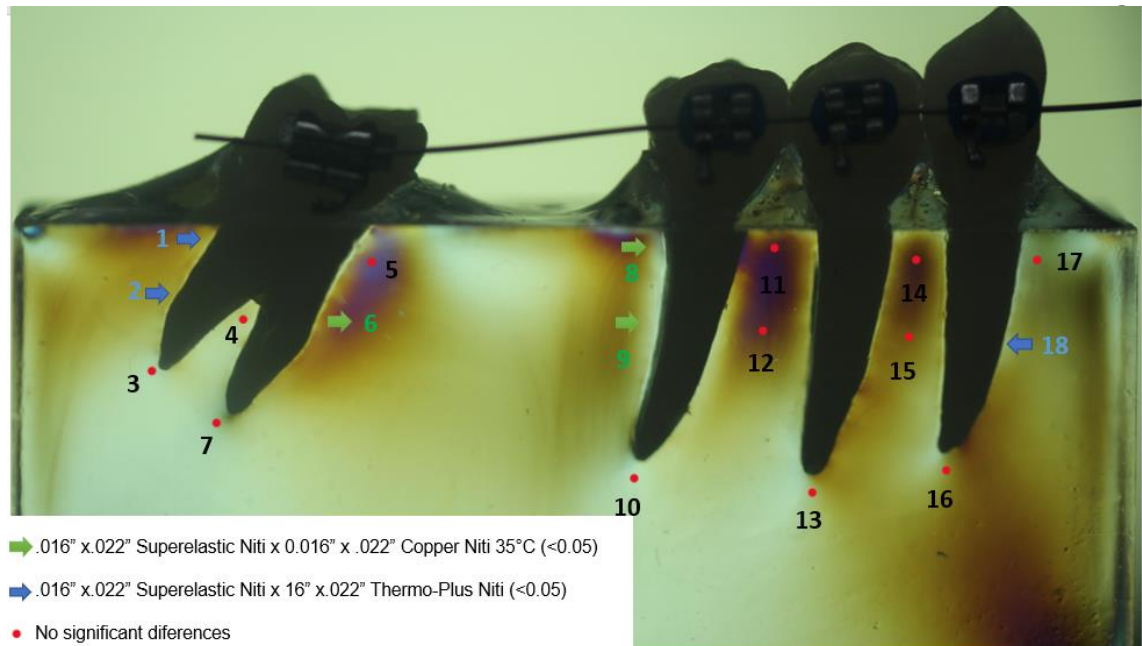


Figure 6: Points which have significant statistical

We observed a greater number and concentration of fringes in the cervical zone of the mesial root of the molar, this result is important once it is very common to find in adults patients with periodontal disease in this area. The orthodontic mechanical loading modulates the inflammatory response of periodontal tissues to periodontal diseases, by increasing the expression of several pro-inflammatory mediators and receptors, which leads to increased bone resorption (18).

The limitation of this study *In vitro* is the impossibility replay the conditions displayed the temperature changes in short-term cycles, typical for the oral cavity. The other limitation of this methodology is not to be able to analyze the real system of forces. It is a simulation to identify the shear stress areas and their localization.

## CONCLUSIONS

According the simulations of this *in vitro* study, we can conclude:

- All types of wires analyzed produced shear stress in the 18 points evaluated.
- There was no statistically significant difference in the group of round NiTi wires.
- There is statistically significant difference in points: 1, 2, 18. Presented lower shear stress 016" x.022" Superelastic Niti wire (Morelli®)
- There is statistically significant difference in points: 6, 9, 8. Presented lower shear stress 016" x.022" Copper Niti 35°C (Morelli®)

## ACKNOWLEDGEMENT

CAPES Brazilian Foundation for the scholarship. The authors thank the Department of Prosthodontics and Periodontology, Piracicaba Dental School, University of Campinas, Sao Paulo, Brazil.

## REFERENCES

1. Burstone CJ, Qin B, Morton JY. Chinese NiTi wire--a new orthodontic alloy. *Am J Orthod.* 1985;87(6):445-52.
2. Miura F, Mogi M, Ohura Y, Hamanaka H. The super-elastic property of the Japanese NiTi alloy wire for use in orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1986;90(1):1-10.
3. Yokoyama K, Hamada K, Moriyama K, Asaoka K. Degradation and fracture of Ni-Ti superelastic wire in an oral cavity. *Biomaterials.* 2001;22(16):2257-62.
4. Kusy RP. Orthodontic biomaterials: from the past to the present. *Angle Orthod.* 2002;72(6):501-12.
5. Sachdeva R. Sure-Smile: technology-driven solution for orthodontics. *Tex Dent J.* 2002;119(7):608-15.
6. Sivaraj A. Comparison of Superelasticity of Nickel Titanium Orthodontic Arch wires using Mechanical Tensile Testing and Correlating with Electrical Resistivity. *J Int Oral Health.* 2013;5(3):1-12.
7. Kim TK, Kim KD, Baek SH. Comparison of frictional forces during the initial leveling stage in various combinations of self-ligating brackets and archwires with a custom-designed typodont system. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008;133(2):187.e15-24.
8. Gravina MA, Brunharo IH, Canavarro C, Elias CN, Quintão CC. Mechanical properties of NiTi and CuNiTi shape-memory wires used in orthodontic treatment. Part 1: stress-strain tests. *Dental Press J Orthod.* 2013;18(4):35-42.
9. Naceur IB, Charfi A, Bouraoui T, Elleuch K. Finite element modeling of superelastic nickel-titanium orthodontic wires. *J Biomech.* 2014;47(15):3630-8.
10. Normando AD, Maia FA, Ursi WJ, Simone JL. Dentoalveolar changes after unilateral extractions of mandibular first molars and their influence on third molar development and position. *World J Orthod.* 2010;11(1):55-60.
11. Martires S, Kamat NV, Dessai SR. A CBCT evaluation of molar uprighting by conventional versus microimplant-assisted methods: an in-vivo study. *Dental Press J Orthod.* 2018;23(3):35.e1-.e9.
12. BURSTONE CJ. Rationale of the segmented arch. *Am J Orthod.* 1962;48:805-22.
13. Caldas SG, Ribeiro AA, Simplicio H, Machado AW. Segmented arch or continuous arch technique? A rational approach. *Dental Press J Orthod.* 2014;19(2):126-41.
14. Kojima Y, Mizuno T, Fukui H. A numerical simulation of tooth movement produced by molar uprighting spring. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007;132(5):630-8.
15. Presotto AG, Bhering CL, Mesquita MF, Barão VA. Marginal fit and photoelastic stress analysis of CAD-CAM and overcast 3-unit implant-supported frameworks. *J Prosthet Dent.* 2017;117(3):373-9.
16. Badran SA, Orr JF, Stevenson M, Burden DJ. Photo-elastic stress analysis of initial alignment archwires. *Eur J Orthod.* 2003;25(2):117-25.
17. Wang Y, Liu C, Jian F, McIntyre GT, Millett DT, Hickman J, et al. Initial arch wires used in orthodontic treatment with fixed appliances. *Cochrane Database Syst Rev.* 2018;7:CD007859.
18. Nogueira AV, de Molon RS, Nokhbehshaim M, Deschner J, Cirelli JA. Contribution of biomechanical forces to inflammation-induced bone resorption. *J Clin Periodontol.* 2017;44(1):31-41.
19. Sakima MT, R Clín Ortodon Dental Press, Maringá, v. 2, n. 2, p. 5-7 - abr./maio 2003.

#### 4 CONCLUSÃO

No primeiro estudo foi verificado não haver diferença estatística entre todas as molas de verticalização na região do molar. No segundo estudo, não houve diferença significativa no grupo dos fios redondos, no grupo de fios retangulares em alguns pontos os fios de Copper Niti (Morelli®) e Thermo-Plus Niti (Morelli®) apresentaram valores de tensões cisalhantes menores do que os fios de Niti convencionais (Morelli®). Conclui-se a importância de se conhecer a localização e valores de tensão das áreas estudadas para uma melhor decisão clínica. Pensando-se no molar, fica a critério do ortodontista qual mola utilizar. Pelo segundo estudo, não é recomendado o uso de fios contínuos em molares inclinados, visto a localização das zonas de maior tensão nos dentes estudados.

## REFERÊNCIAS\*

1. Batista MJ, Rihs LB, Sousa MaL. Risk indicators for tooth loss in adult workers. *Braz Oral Res.* 2012;26(5):390-6.
2. Kojima Y, Mizuno T, Fukui H. A numerical simulation of tooth movement produced by molar uprighting spring. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007;132(5):630-8.
3. Pitts NB, Evans DJ, Pine CM. British Association for the Study of Community Dentistry (BASCD) diagnostic criteria for caries prevalence surveys-1996/97. *Community Dent Health.* 1997;14 Suppl 1:6-9.
4. Thunold K. Early loss of the first molars 25 years after. *Rep Congr Eur Orthod Soc.* 1970:349-65.
5. Normando AD, Maia FA, Ursi WJ, Simone JL. Dentoalveolar changes after unilateral extractions of mandibular first molars and their influence on third molar development and position. *World J Orthod.* 2010;11(1):55-60.
6. Lundgren D, Kurol J, Thorstensson B, Hugoson A. Periodontal conditions around tipped and upright molars in adults. An intra-individual retrospective study. *Eur J Orthod.* 1992;14(6):449-55.
7. Hirotomi T, Yoshihara A, Ogawa H, Miyazaki H. Tooth-related risk factors for tooth loss in community-dwelling elderly people. *Community Dent Oral Epidemiol.* 2012;40(2):154-63.
8. Gazit-Rappaport T, Haisraeli-Shalish M, Gazit E. Psychosocial reward of orthodontic treatment in adult patients. *Eur J Orthod.* 2010;32(4):441-6.
9. Kolenda J, Fischer-Brandies H, Ciesielski R, Koos B. Oral health-related quality of life after orthodontic treatment for anterior tooth alignment: association with emotional state and sociodemographic factors. *J Orofac Orthop.* 2016;77(2):138-45.
10. Melsen B, Fiorelli G, Bergamini A. Uprighting of lower molars. *J Clin Orthod.* 1996;30(11):640-5.

---

\*De acordo com o Guia de Trabalhos Acadêmicos da FOAr, adaptado das Normas Vancouver. Disponível no site da Biblioteca: <http://www.foar.unesp.br/Home/Biblioteca/guia-de-normalizacao-atualizado.pdf>

11. Romeo DA, Burstone CJ. Tip-back mechanics. *Am J Orthod.* 1977;72(4):414-21.
12. Weiland FJ, Bantleon HP, Droschl H. Molar uprighting with crossed tipback springs. *J Clin Orthod.* 1992;26(6):335-7.
13. Sander FG, Wichelhaus A. [The clinical use of the new NiTi-SE-steel uprighting spring]. *Fortschr Kieferorthop.* 1995;56(6):296-308.
14. Maia LG, de Moraes Maia ML, da Costa Monini A, Vianna AP, Gandini LG. Photoelastic analysis of forces generated by T-loop springs made with stainless steel or titanium-molybdenum alloy. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2011;140(3):e123-8.
15. Abrão AF, Domingos RG, de Paiva JB, Laganá DC, Abrão J. Photoelastic analysis of stress distribution in mandibular second molar roots caused by several uprighting mechanics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2018;153(3):415-21.
16. Smith RJ, Burstone CJ. Mechanics of tooth movement. *Am J Orthod.* 1984;85(4):294-307.
17. Hocevar RA. Understanding, planning, and managing tooth movement: orthodontic force system theory. *Am J Orthod.* 1981;80(5):457-77.
18. Roberts WW, Chacker FM, Burstone CJ. A segmental approach to mandibular molar uprighting. *Am J Orthod.* 1982;81(3):177-84.
19. BURSTONE CJ. Rationale of the segmented arch. *Am J Orthod.* 1962;48:805-22.
20. Braun S, Marcotte MR. Rationale of the segmented approach to orthodontic treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1995;108(1):1-8.
21. Burstone CJ, Koenig HA. Creative wire bending--the force system from step and V bends. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1988;93(1):59-67.
22. Marcotte MR. *Biomechanics in orthodontics.* Philadelphia: BC Decker; 1990.
23. Viecilli RF, Chen J, Katona TR, Roberts WE. Force system generated by an adjustable molar root movement mechanism. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009;135(2):165-73.
24. Raveli TB, Raveli DB, de Mathias Almeida KC, Pinto ADS. Molar uprighting: a considerable and safe decision to avoid prosthetic treatment. *Open Dent J.* 2017;11:466-75.
25. Wichelhaus A, Sander FG. [The development and testing of a new NiTi-SE-steel uprighting spring]. *Fortschr Kieferorthop.* 1995;56(6):283-95.

26. Zachrisson BU, Bantleon HP. Optimal mechanics for mandibular molar uprighting. *World J Orthod.* 2005;6(1):80-7.
27. Cernei ER, Mavru RB, Zetui IN. Second molar uprighting after premature loss of mandibular first permanent molar--case report. *Rev Med Chir Soc Med Nat Iasi.* 2015;119(2):572-8.
28. Mahler DB, Peyton FA. Photoelasticity as a research technique for analyzing stresses in dental structures. *J Dent Res.* 1955;34(6):831-8.
29. Glickman I, Roeber FW, Brion M, Pameijer JH. Photoelastic analysis of internal stresses in the periodontium created by occlusal forces. *J Periodontol.* 1970;41(1):30-5.
30. Nakamura A, Teratani T, Itoh H, Sugawara J, Ishikawa H. Photoelastic stress analysis of mandibular molars moved distally with the skeletal anchorage system. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007;132(5):624-9.
31. de Assis Claro CA, Chagas RV, Neves AC, da Silva-Concílio LR. Comparative photoelastic study of dental and skeletal anchorages in the canine retraction. *Dental Press J Orthod.* 2014;19(1):100-5.
32. Sobral GC, Vedovello Filho M, Degan VV, Santamaria M. Photoelastic analysis of stress generated by wires when conventional and self-ligating brackets are used: a pilot study. *Dental Press J Orthod.* 2014;19(5):74-8.
33. Odo CH, Pimentel MJ, Consani RL, Mesquita MF, Nóbilo MA. Stress on external hexagon and Morse taper implants submitted to immediate loading. *J Oral Biol Craniofac Res.* 2015;5(3):173-9.
34. Presotto AG, Bhering CL, Mesquita MF, Barão VA. Marginal fit and photoelastic stress analysis of CAD-CAM and overcast 3-unit implant-supported frameworks. *J Prosthet Dent.* 2017;117(3):373-9.
35. Andreasen GF, Hilleman TB. An evaluation of 55 cobalt substituted Nitinol wire for use in orthodontics. *J Am Dent Assoc.* 1971;82(6):1373-5.
36. Kapila S, Sachdeva R. Mechanical properties and clinical applications of orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1989;96(2):100-9.
37. Yoneyama T, Doi H, Hamanaka H, Yamamoto M, Kuroda T. Bending properties and transformation temperatures of heat treated Ni-Ti alloy wire for orthodontic appliances. *J Biomed Mater Res.* 1993;27(3):399-402.
38. Kusy RP. Orthodontic biomaterials: from the past to the present. *Angle Orthod.* 2002;72(6):501-12.

39. Otsuka K, Wayman CM. Shape memory materials: Cambridge : Cambridge University Press, 1998 (1999 [printing]).
40. Burstone CJ, Qin B, Morton JY. Chinese NiTi wire--a new orthodontic alloy. Am J Orthod. 1985;87(6):445-52.
41. Dally JW, Riley WF. Experimental stress analysis. 2<sup>a</sup> ed. Nova York: Mcgraw-Hill; 1978.

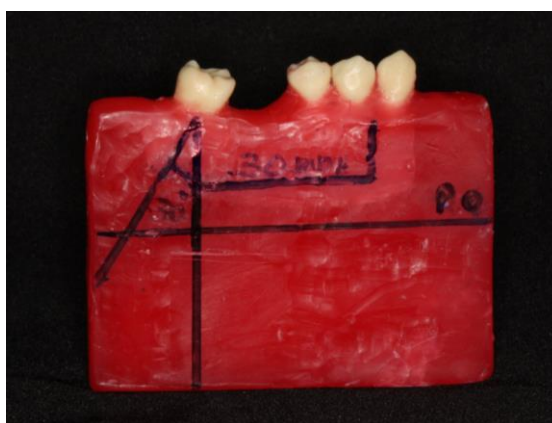
## APÊNDICE A

Detalhamento da metodologia:

### Confecção dos modelos fotoelásticos

Os modelos fotoelásticos confeccionados com resina epóxi Araldite® (ARALTEC- Produtos Químicos Ltda.- Guarulhos/SP) e dentes em resina acrílica odontológica (Resina Acrílica cor 62 Dencôr em Pó e Líquido – Clássico). Para confecção dos mesmos, foi feito um modelo de estudo em cera com os dentes artificiais no intuito de recriar uma má oclusão de um paciente com perda de primeiro molar inferior e com inclinação mesial do segundo molar (Figura A1). A recriação da má oclusão foi baseada no estudo de Kojima et al.<sup>2</sup> onde foi repetido as distâncias entre os dentes e o molar apresenta uma inclinação de 30° com o plano oclusal.

**Figura A1-** Modelo de estudo em cera



Fonte: Arquivo pessoal do autor

Os modelos fotoelásticos foram feitos a partir de um modelo mestre para servir de duplicador. Para obtenção do modelo mestre utilizou-se uma placa de Mdf com dimensões de 60 mm de comprimento, 30 mm de altura e 18 mm de espessura (Figura A2). Uma abertura foi feita na placa de Mdf (Figura A3) para o posicionamento do bloco em cera com os dentes, nesse espaço foi vazado cera utilidade para o completo preenchimento. Formando assim o modelo passível de ser moldado e duplicado (Figura A4).

**Figura A2-** Placa de Mdf



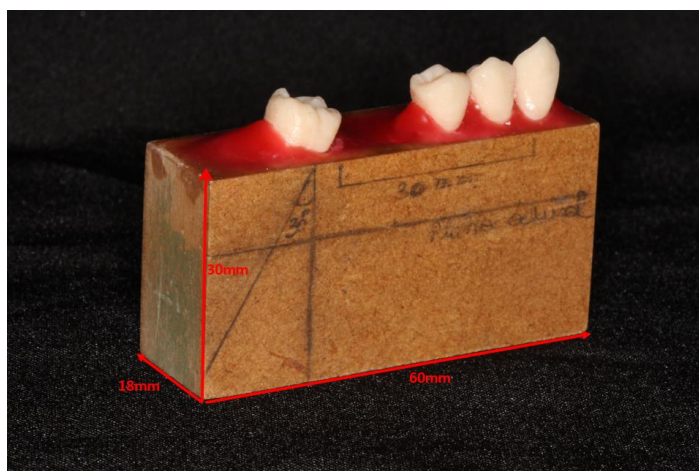
Fonte: Arquivo pessoal do autor

**Figura A3-** Abertura na placa para posicionamento dos dentes.



Fonte: Arquivo pessoal do autor

**Figura A4** Modelo Mestre com suas medidas



Fonte: Arquivo pessoal do autor

Os dentes utilizados nesse estudo são cópias dos Dentes Artificiais em Resina Orto-Art (Piracicaba-Brasil) (Figura A5). No intuito de padronizar os dentes foi feito um molde em silicone de condensação e uma base de gesso especial, formando um sistema parecido com uma mufla e contra-mufla (Figura A6). A resina acrílica autopolimerizável era posta nos negativos dos dentes e o molde era pressionado até a sua completa acrilização.

**Figura A5-** A cima dentes artificiais da marca Orto-Art e abaixo as cópias em resina acrílica.



Fonte: Arquivo pessoal do autor

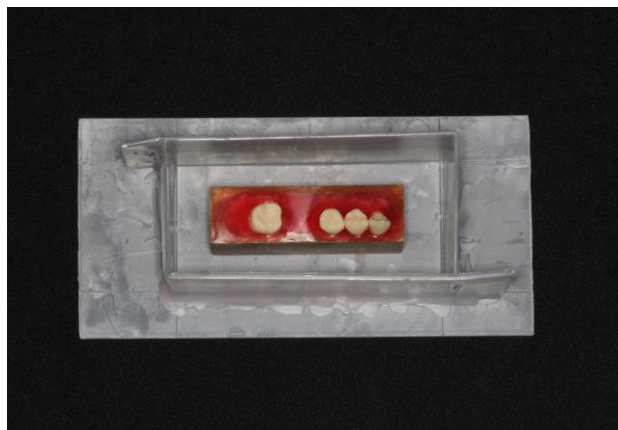
**Figura A6** - Molde para réplica dos dentes



Fonte: Arquivo pessoal do autor

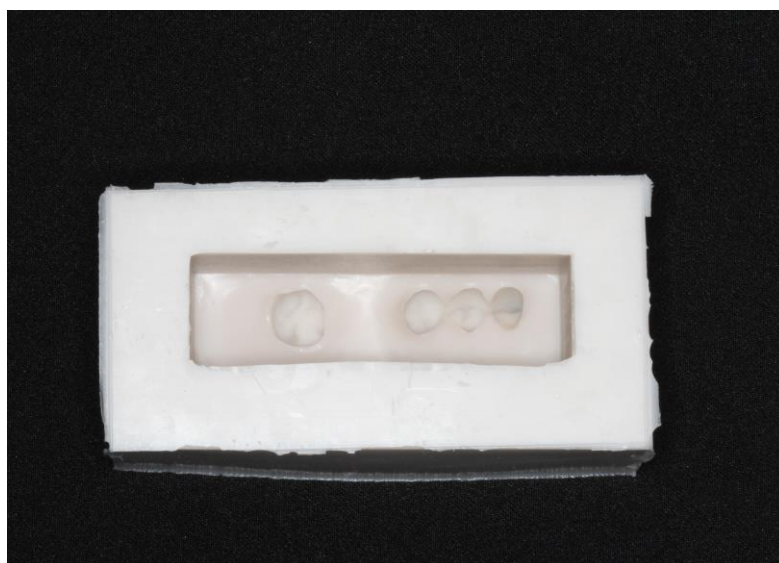
Para a cópia do modelo mestre foi confeccionado uma caixa de cera 7 (Figura A7) onde o mesmo foi posicionado e posteriormente houve o despejo da borracha de silicone 3-8004 (Xiameter® Alemanha- Distribuidor brasileiro D'Altamare química, Santo Amaro/SP), obtendo-se assim o negativo para o posicionamento dos dentes (Figura A8).

**Figura A7-** Caixa confeccionada com cera 7



Fonte: Arquivo pessoal do autor

**Figura A8-** Caixa confeccionada com cera 7.



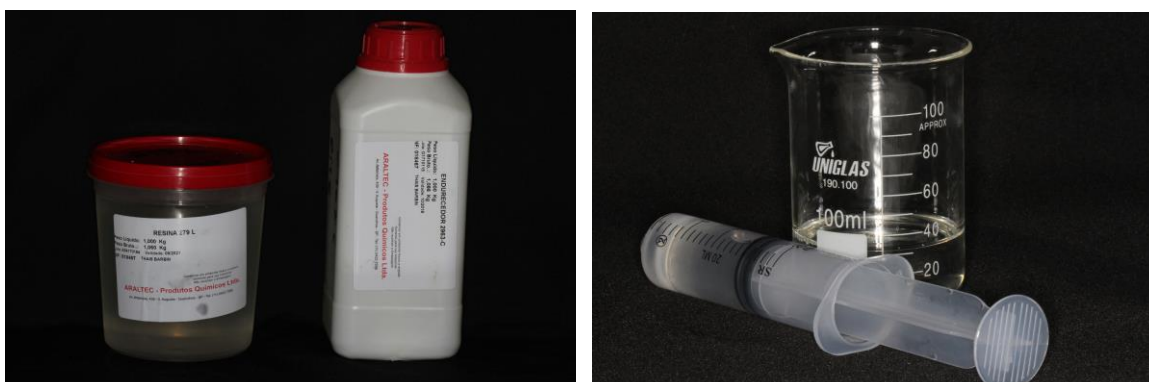
Fonte: Arquivo pessoal do autor.

## Preparo da Resina Fotoelástica

Essa etapa do estudo foi realizada no laboratório da pós-graduação de Prótese Total da Faculdade de Odontologia de Piracicaba – FOP/UNICAMP.

Para a confecção dos modelos fotoelásticos utilizou-se a resina fotoelástica a resina Araldite® GY279 e o catalisador Aradur 2963 (Araltec Produtos Químicos Ltda, Guarulhos, SP, Brasil). A quantidade de material utilizado deve ser previamente calculada de acordo com o tamanho da peça a ser moldada, e a proporção da mistura recomendada pelo fabricante é de 100 partes de GY 279 para 48 partes de HY 2964 (Figuras A9 e A10).

**Figuras A9 e A10-** Resina Araldite® GY279 e catalisador Aradur 2963 e suas respectivas proporções.



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

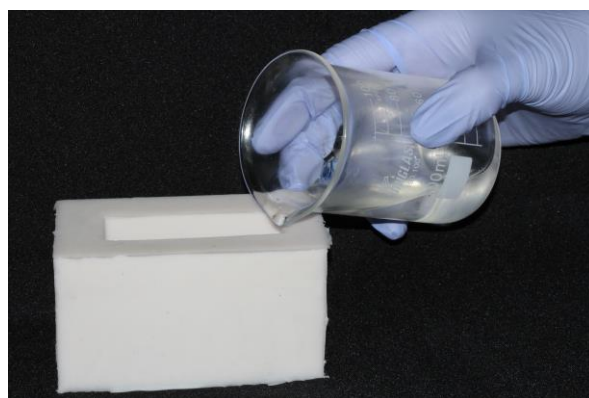
Para este estudo, os modelos confeccionados necessitaram de uma proporção de 30g de GY 279 /14,4g HY 2964. As porções foram vertidas em um recipiente Becker e misturadas de forma manual por um minuto, deixando a mistura homogênea e sem estrias (Figura A11).

Para evitar possíveis bolhas no material, que inviabilizariam a análise, o recipiente contendo a resina foi inserido em uma câmara de pressão acoplada a uma mangueira de injeção de ar e uma pressão de 60 kgf/cm<sup>2</sup> por 20 minutos. Após a eliminação das bolhas na câmara de pressão, a resina fotoelástica foi vertida lentamente sobre a matriz de silicone, com os dentes já posicionados, para obtenção do modelo fotoelástico (Figura A12).

**Figura A11-** Manipulação da resina fotoelástica e catalisador.



**Figura A12-** Vertendo a resina fotoelástica no molde de silicone



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

O molde vazado foi alocado novamente na câmara de pressão sob pressão de 60 kgf/cm<sup>2</sup> (Figura A13) pelo período de 24 horas. Após esse prazo retirava-se a pressão e aguardava o prazo de 48 horas para enfim poder remover o modelo do molde.

**Figura A13-** Câmara de pressão utilizada, patrimônio FOP/UNICAMP



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

## Preparo do Modelo fotoelástico

Utilizou-se bráquetes metálicos Kirium slot 0.018" (Abzil- São José do Rio Preto- Brasil) no canino, primeiro e segundo pré-molares inferiores. Os bráquetes eram primeiramente posicionados no fio ortodôntico de aço 0.017"x 0.025" (Abzil – São José do Rio Preto- Brasil) com ligaduras elásticas (Orthometric®), dessa forma os bráquetes foram colados de forma passiva, evitando possíveis tensões adicionais ao modelo. O tubo duplo com slot 0.018" (Abzil- São José do Rio Preto- Brasil) foi colado centralizado na coroa clínica do molar respeitando sua inclinação. Em todas as colagens foi utilizado a cola Superbond (Loctite-Barueri-Brasil).

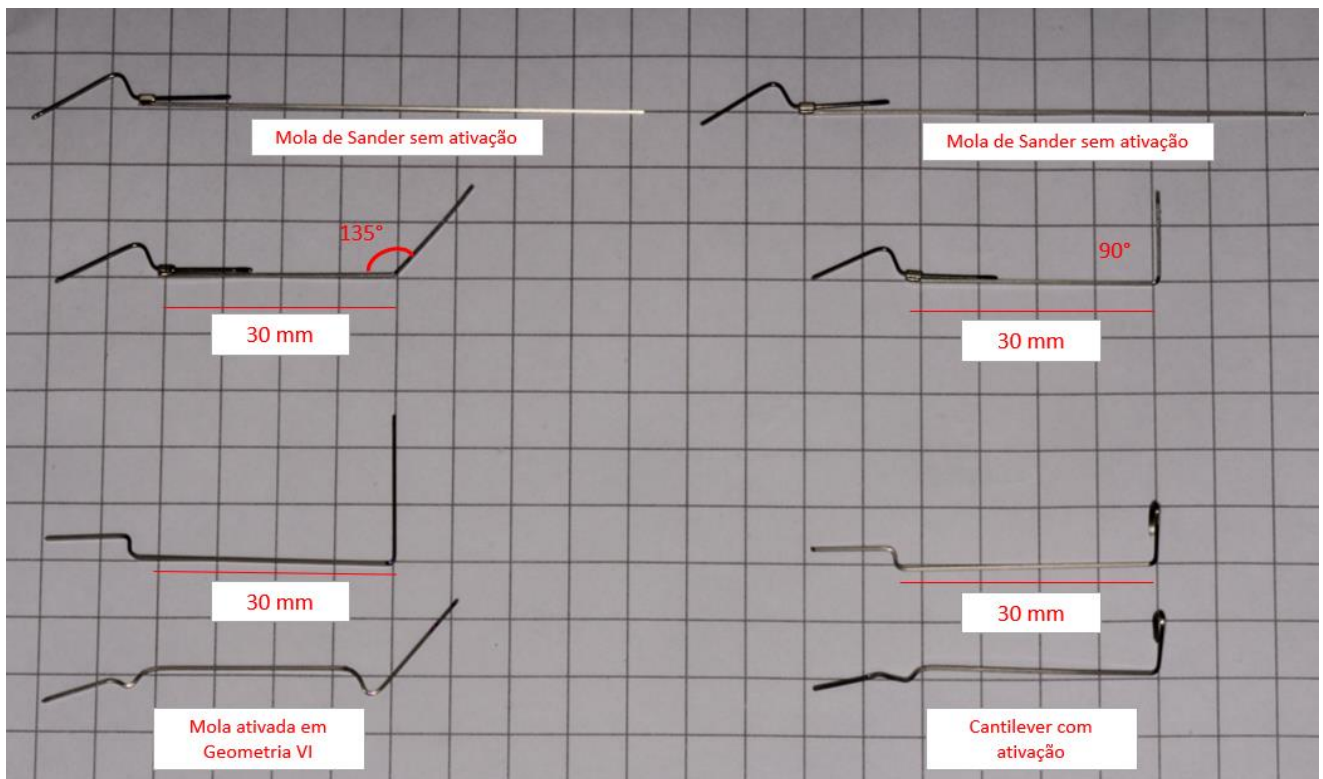
Dessa forma foi simulado a mecânica do arco segmentado com unidade de ancoragem estabilizada com fio de aço retangular e o molar livre. Entre o canino e o primeiro pré-molar foi soldado um tubo cruzado slot 0.018" (Forestadent®) para as mecânicas que necessitam desse dispositivo.

## Considerações sobre os mecanismos de Verticalização

Foram avaliados três tipos de mecanismos de verticalização divididos em quatro grupos: Cantilever, mola de correção radicular, mola de Sander com ativação de 90° e mola de Sander com ativação de 135°.

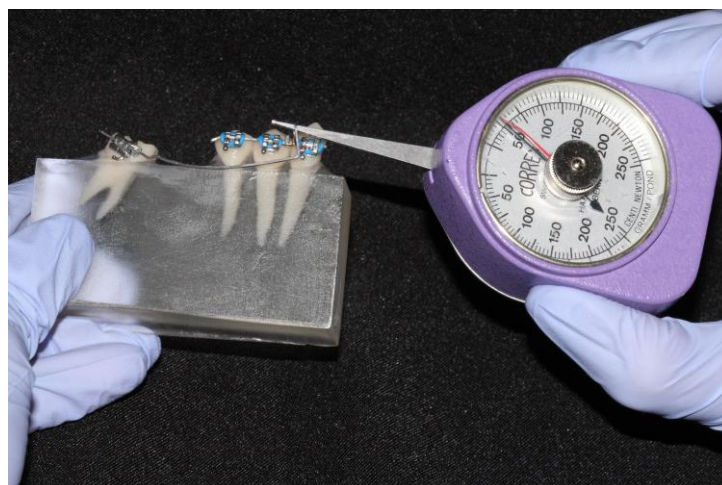
Todas as molas utilizadas na pesquisa foram padronizadas para que tivessem o comprimento de 30 mm (Figura A14). Em todas as mecânicas foi utilizada a força de 50 g mensuradas por meio de um dinamômetro (Correx – HAAG-Streit A.G.) (Figura A15). Dessa forma houve a padronização para que o momento gerado no molar fosse de 1500 g/mm como preconizado por Kojima et.al <sup>2</sup>.

**Figura A14-** Padronização das molas utilizadas no estudo.



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

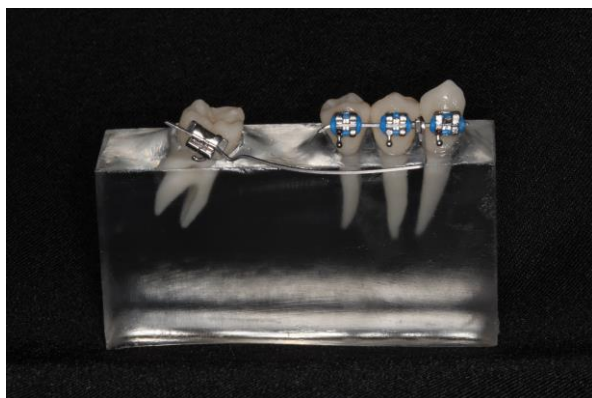
**Figura A15** - Exemplo de mensuração com dinamômetro na mecânica com cantilever



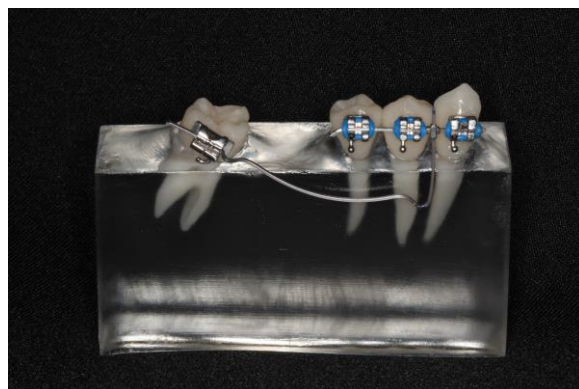
Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Em cada um dos modelos fotoelásticos foram testadas as quatro mecânicas de verticalização de forma randomizada (Figuras A16, A17,A18,A19).

**Figura A16-** Mecânica com Cantilever



**Figura A17 -** Mecânica com Mola de correção radicular



**Figura A18-** Mecânica com Mola de Sander ativada a 90°



**Figura A19-** Mecânica com Mola de Sander ativada a 135°

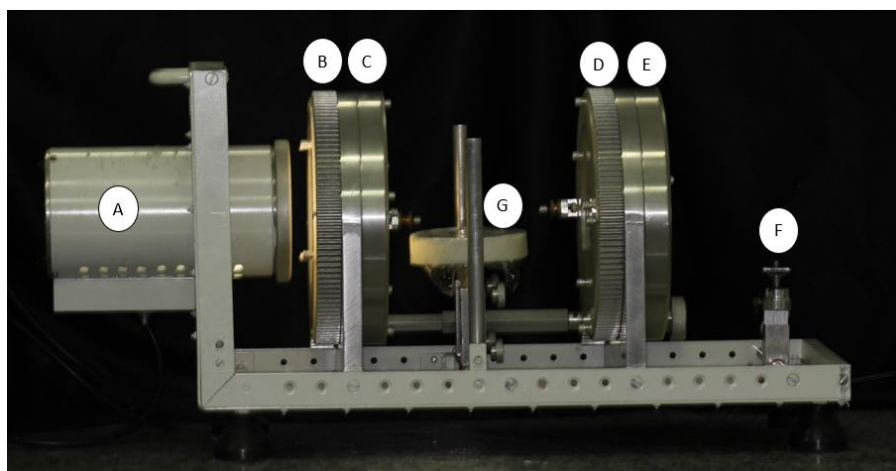


Fonte: Arquivo pessoal do autor.

## Análise fotoelástica

A análise fotoelástica utilizou a técnica da transmissão plana, foi realizada após 72 horas da confecção dos modelos fotoelásticos por meio do polariscópio circular desenvolvido no Laboratório de Projetos Mecânicos Henner Alberto Gomide, da Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia (LPM/FEMEC/UFU). Este polariscópio é dotado de uma parte óptica e mecânica. Na parte óptica este aparelho possui fonte de luz branca, filtro polarizador, difusor e filtro analisador. Na parte mecânica, interposta entre os conjuntos polarizador e analisador, o aparelho apresenta uma plataforma, que possibilita posicionar o modelo a ser analisado no centro geométrico dos filtros (Figura A20).

**Figura A20-** Polariscópio circular de transmissão plana (FEMEC/UFU - FOP/UNICAMP)



A) Fonte de luz branca; B) Polarizador; C) Filtro de  $\frac{1}{4}$  de onda (retardador); D) Filtro de  $\frac{1}{4}$  de onda (retardador); E) Analisador; F) Posicionador de dispositivo fotográfico; G) Plataforma de posicionamento do modelo.

Fonte: Arquivo pessoal do autor.

As fotos foram realizadas respeitando critérios para a manutenção de padrões, foi mantida a mesma distância entre todos os componentes do polariscópio. Foram feitas marcações sobre a plataforma do polariscópio a fim de padronizar o posicionamento dos modelos fotoelásticos, e consequentemente, das fotografias. Utilizou-se uma câmera digital Canon® EOS Rebel T5; Lente Objetiva macro 100 Canon® (Canon U.S.A., Inc., Melville, NY), apoiada em um tripé (Tomate Mtg). A máquina fotográfica foi configurada da mesma maneira em todas as fotos: abertura do diafragma (f: 3.2), velocidade (V: 1/125s) e ISO (200) (Figura A21).

**Figura A21-** Posicionamento da máquina fotográfica durante o experimento.



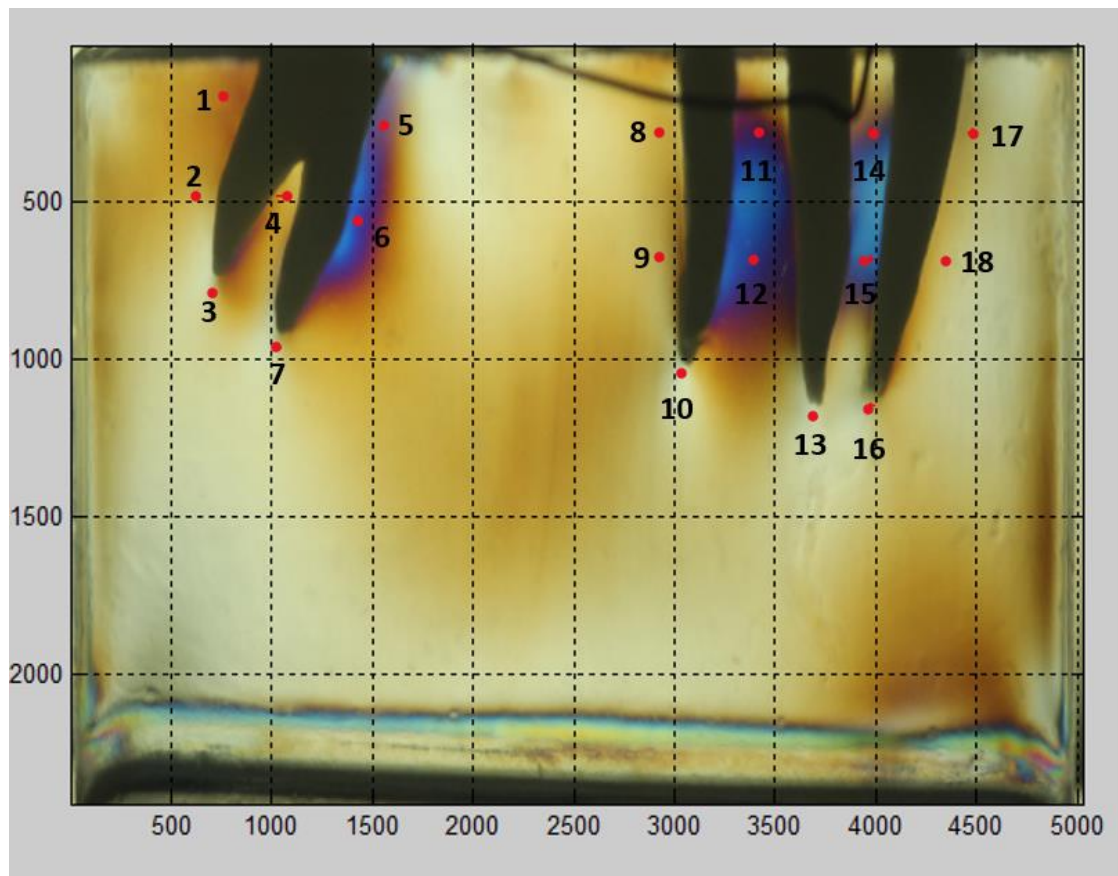
Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Previamente as avaliações, utilizou-se óleo mineral para melhor observação das franjas geradas no modelo fotoelástico. Entre cada avaliação, o modelo foi mantido em estufa por no máximo 40 minutos até que não fosse mais observada tensão residual através do polariscópio, para assim o novo teste ser feito. Foi padronizado o tempo de espera de 2 minutos após cada ativação ortodôntica para se fazer a análise do modelo fotoelástico.

#### Leitura das ordens de franjas

Com as imagens obtidas, dois tipos de avaliações foram conduzidas sobre as mesmas: análise quantitativa e qualitativa. Para a análise quantitativa, as imagens foram analisadas no programa Fringes® (Laboratório de Projetos Mecânicos – FMEC, Universidade Federal de Uberlândia) para quantificação da tensão cisalhante. Para tal, 18 pontos de interesse foram determinados ao redor das raízes do molar e da unidade de ancoragem (Figura 21). Utilizando a constante óptica do material, os valores medidos das ordens de franjas e espessura do modelo, foi possível determinar a tensão cisalhante nos pontos desejados.

**Figura A22-** Os 18 pontos de interesse determinados ao redor das raízes dos dentes através do Programa Fringes®.



### Descrição dos dezoito pontos avaliados

1. Ponto cervical da raiz distal do molar inclinado.
2. Ponto médio da raiz distal do molar inclinado.
3. Ponto apical da raiz distal do molar inclinado.
4. Região de furca do molar inclinado.
5. Ponto cervical da raiz mesial do molar inclinado.
6. Ponto médio da raiz mesial do molar inclinado.
7. Ponto apical da raiz mesial do molar inclinado.
8. Ponto cervical da raiz do 2° pré-molar.
9. Ponto médio da raiz do 2° pré-molar.
10. Ponto apical da raiz do 2° pré-molar.
11. Ponto cervical entre as raízes do 2° e 1° pré-molares.
12. Ponto médio entre as raízes do 2° e 1° pré-molares.
13. Ponto apical da raiz do 2° pré-molar.
14. Ponto cervical entre as raízes do 1° pré-molar e do canino.
15. Ponto médio entre as raízes do 1° pré-molar e do canino.
16. Ponto apical na raiz do canino.
17. Ponto cervical na raiz do canino.
18. Ponto médio na raiz do canino.

Para se caracterizar a resina fotoelástica e determinar valores numéricos das franjas, foi calculado a tensão cisalhante máxima ( $T = KN_f / 2b$ ) em N/mm<sup>2</sup>, onde K é a constante óptica (11.271 N/mm) e “b” a espessura do modelo fotoelástico (18mm), portanto foi necessário obter o valor das ordens da franja ( $N_f$ ). O valor da constante óptica foi previamente determinado utilizando um processo de calibração em modelo de disco, com 30mm de diâmetro, confeccionado a partir da resina Araldite® usada no modelo fotoelástico, sob compressão.

A análise qualitativa também foi obtida pelo programa Fringes® onde para cada ponto selecionado foi definido a ordem de franja ( $N_f$ ) a qual pertencia. Para se conseguir medidas mais precisas (Ordem de franjas fracionárias) podem-se utilizar métodos de compensação. Dentre esses métodos o mais utilizado é o método de compensação de Tardy, por ser o mais simples<sup>41</sup>.

## APÊNDICE B

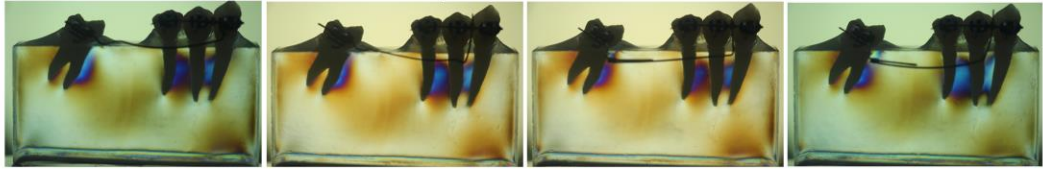
Cantilever

Mola de correção  
radicular

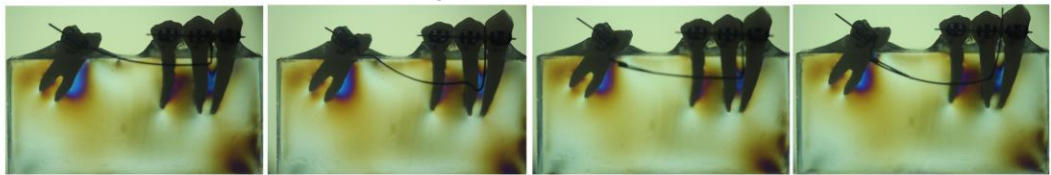
Mola de Sander a 90°

Mola de Sander a 135°

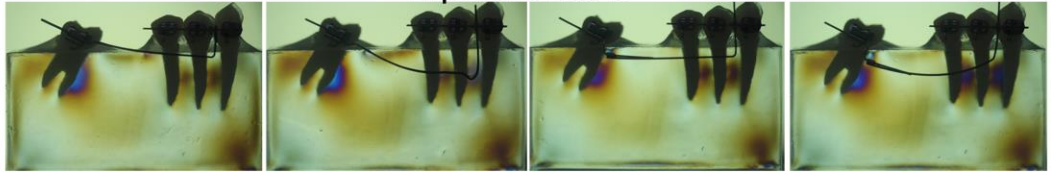
### Experimento 1



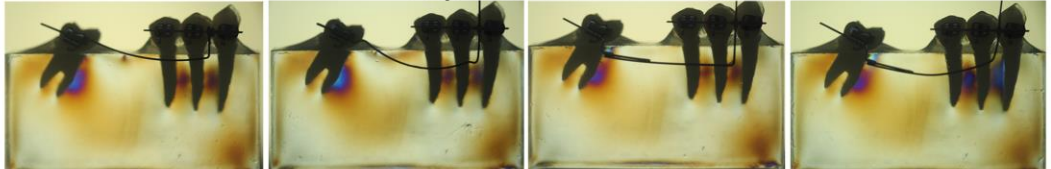
### Experimento 2



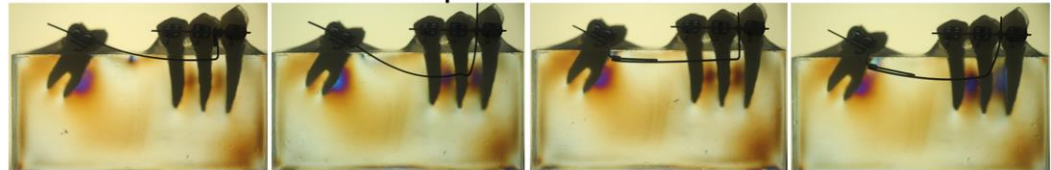
### Experimento 3



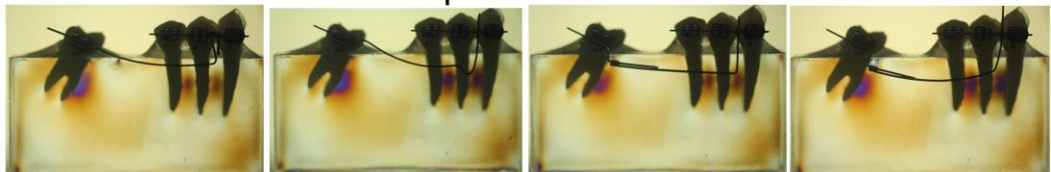
### Experimento 4



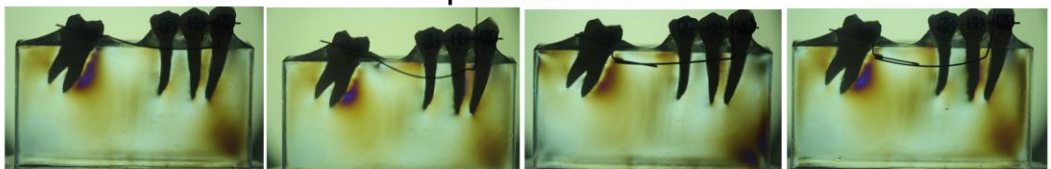
### Experimento 5



### Experimento 6



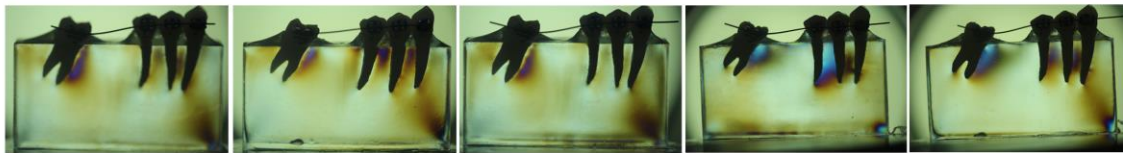
### Experimento 7



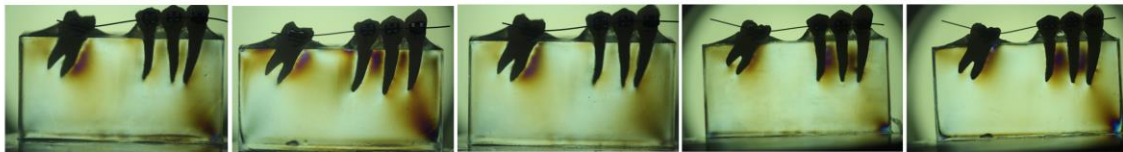
Fio .016" NiTi



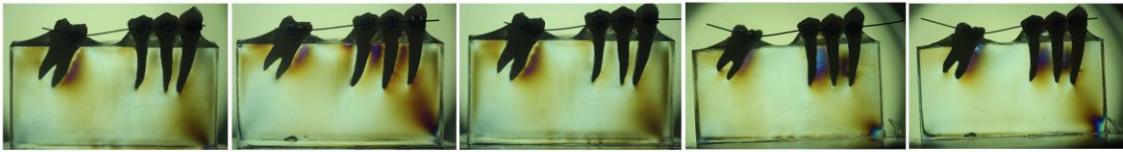
Fio .016"x.022" NiTi



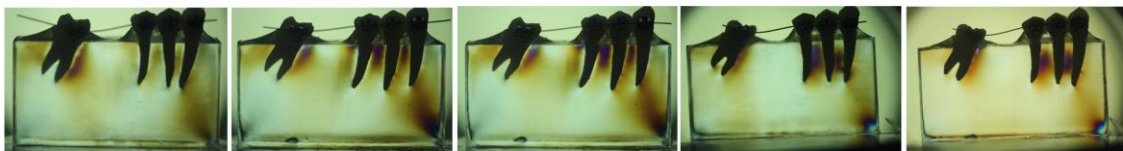
Fio .016" CuNiTi



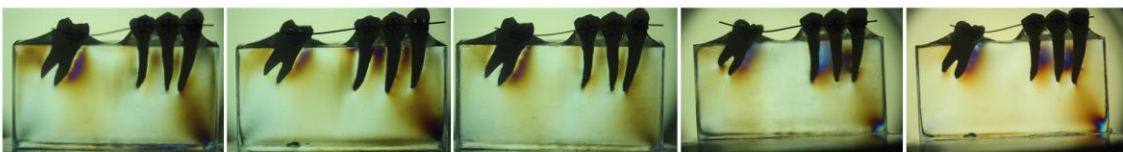
Fio .016"x.022" CuNiTi



Fio .016" ThermoNiTi



Fio .016"x.022" ThermoNiTi



**Não autorizo a publicação deste trabalho pelo prazo de 2 anos após a data de defesa.**

**(Direitos de publicação reservado ao autor)**

**Araraquara, 13 de fevereiro de 2019.**

**Carolina Leão Pinheiro**