

RESSALVA

Atendendo solicitação do(a) autor(a), o texto completo desta dissertação será disponibilizado somente a partir de 13/02/2021.



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

79 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. I. Título

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 Parsekian 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, todos 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

1 INTRODUÇÃO	05
2 PROPOSIÇÃO	29
3 PUBLICAÇÕES	30
3.1 Publicação 1	30
3.2 Publicação 2	41
4 CONCLUSÃO	56
REFERÊNCIAS	57
APÊNDICE	61

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^{1,2}.

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 cárie³.

Há muito tempo se estuda o efeito da perda dos primeiros molares sobre a oclusão dentária⁴. 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 progressiva⁵.

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 distal⁶. A doença periodontal é um forte fator de risco para a perda dentária, principalmente de molares⁷.

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^{8,9}.

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 resistência¹⁰.

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 Burstone¹¹ (1977), posteriormente essa mola passa a ser confeccionada com fio de TMA popularizando-se como cantilever^{10,12}. A mola de correção radicular é uma opção de verticalização e intrusão do molar². 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 Sander¹³.

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^{14,15}.

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 resistência¹⁶.

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 direção¹⁷.

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 molar¹⁸.

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 autores¹¹ que o momento força necessário para a verticalização de um molar era de 800 a 1200 g/mm. Outro estudo² 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 Burstone¹⁹ (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

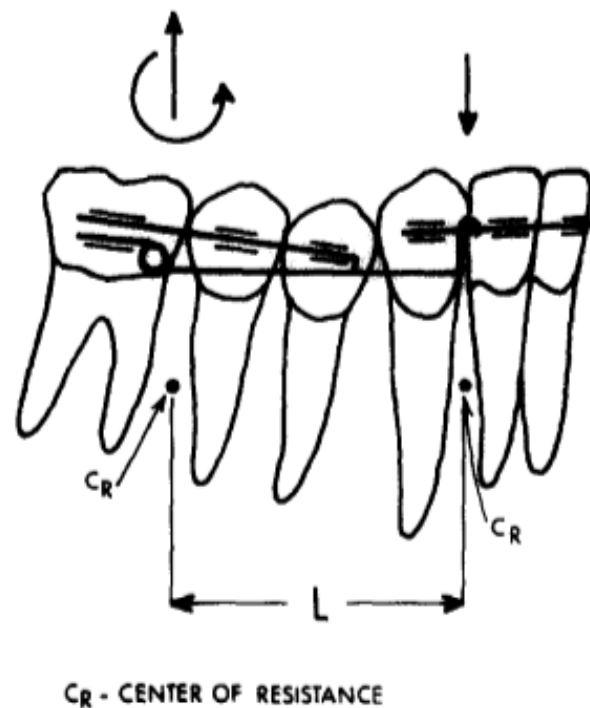
baseados em princípios mecânicos suportados pelo ramo da física chamado “mecânica”.

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 fio²⁰.

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” assimétrico²¹.

Romeo e Burstone¹¹ (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.

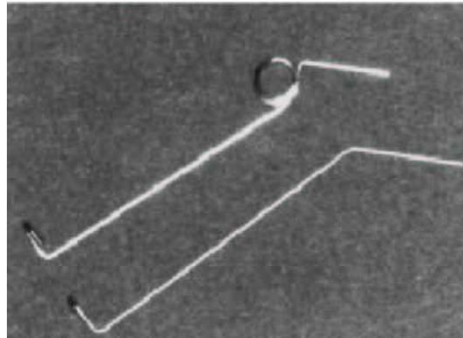
Figura 1- Sistema de força resultantes da aplicação da mola tip-back



Fonte: Romeo, Burstone¹¹ (1977).

Inicialmente, para confecção da mola tip-back (Figura 2) eram utilizados fios de secção retangular de aço inoxidável com helicoide. Trabalhos posteriores¹², trouxeram a mola radicular feita com titânio-mobidilênio, 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.¹²

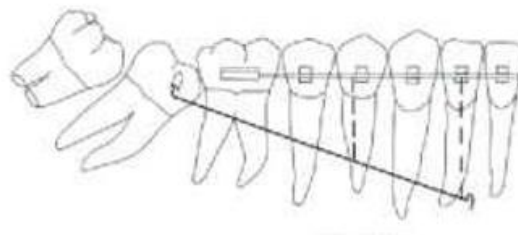
As molas de TMA são confeccionadas com fios de secção 0.17" x 0.25" e por apresentarem maior flexibilidade e liberarem magnitude de força muito menor que o aço, podem ser instaladas sem nenhum helicoide. Esse tipo de mola com fio segmentado instalado na extremidade posterior também é conhecido como cantilever^{10,12}.

Cantilever¹² 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 efeitos¹⁸. O

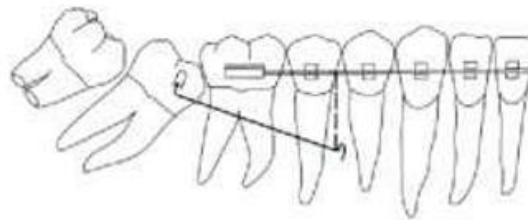
comprimento do cantilever (Figura 3, 4) interfere no momento rotacional, quanto mais curto maior será o momento porém maior o componente extrusivo do molar, quanto mais longo menor será o efeito extrusivo¹⁰.

Figura 3 - Cantilever Curto



Fonte: Melsen et al.¹²

Figura 4 - Cantilever Longo

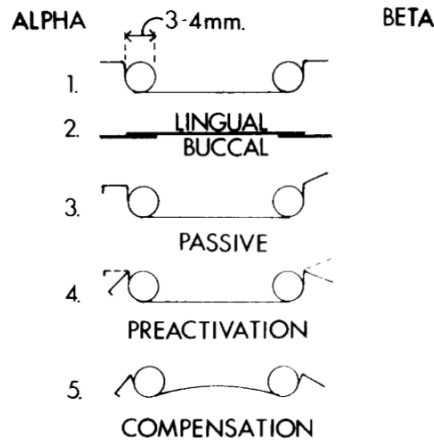


Fonte: Melsen et al.¹²

A mola de verticalização sugerida por Roberts et al.¹⁸ (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.¹⁸

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

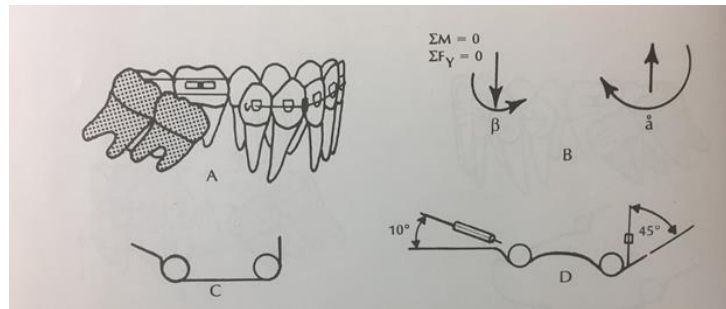
Degree of Preactivation		Force of Deactivation	
ALPHA	BETA	ALPHA	BETA
+45°	+45°	↻	↻
-20°	0°	↓	↑

Fonte: Roberts et al.¹⁸

A ativação da mola de verticalização proposta por Marcotte²² (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



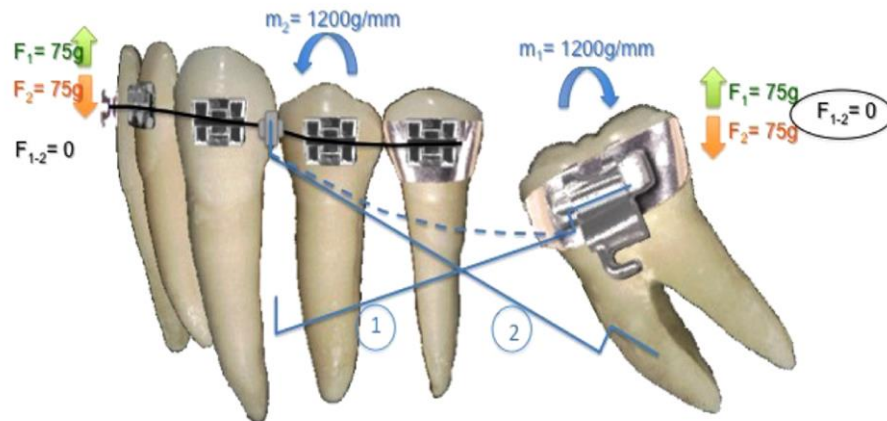
Fonte: Marcotte²².

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^{23,24}.

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 anterior²⁴.

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 simétrico²⁴ 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.²⁴ .

Um aspecto importante a ser considerado clinicamente é a necessidade de reativação da mola²³, 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 molar²⁵. Na literatura, encontramos poucos estudos sobre a mola de Sander, se resumindo basicamente a experiência clínica e relatos de casos^{26,27}.

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

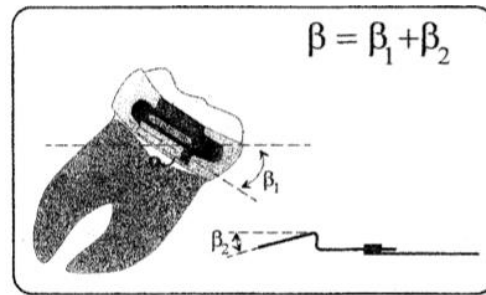


Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Segundo os autores²⁵, 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.

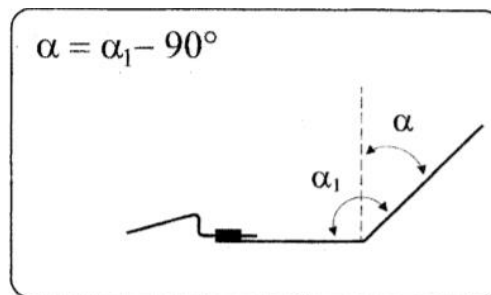
No artigo original²⁵, a mola (NiTi- SE- Stahl-Aufrichtefeder) o segmento de fio de aço tem espessura de 17 x 25". O segmento de NiTi, com .16 x 22", possui uma dobra tip-back pré-fabricada de 15°, representado pelo símbolo β_2 , o ângulo de inclinação do molar é representado por β_1 , a ativação β (total) da mola é a soma desses dois ângulos (Figura 10). No segmento de fio de aço é onde ocorre a ativação α (Figura 11), o tamanho é regulado de acordo com a distância até o tubo cruzado.

Figura 10- Ativação β : Dobra tip-back de 15° (β_2)



Fonte: Wichelhaus, Sander²⁵.

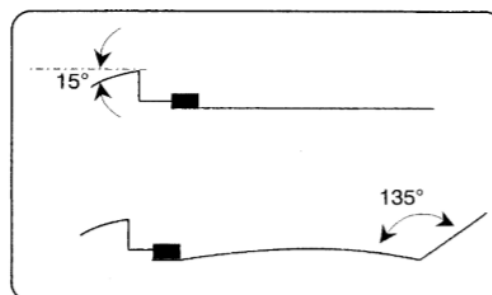
Figura 11 - Ativação α da extremidade de aço



Fonte: Wichelhaus, Sander²⁵.

Na representação esquemática (Figura 12) exemplifica o esquema de ativação da Mola de Sander. Uma dobra de 135° , corresponde a uma ativação α de 45° , visto uma inclinação de molar de 30° (β_2) mais a dobra tip-back do Niti de 15° resultaria em uma ativação β de 45° .

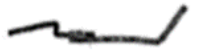
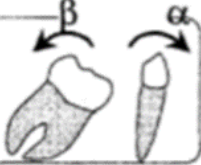






Figura 12- Representação esquemática das ativações α e β



Fonte: Wichelhaus, Sander²⁵.

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
$\alpha = \beta$		
$\alpha > \beta$		
$\alpha < \beta$		
$\alpha < \beta$ $\alpha = \beta$ + Stufe		

Tradução livre do Alemão para Língua Portuguesa*

Fonte: Wichelhaus, Sander²⁵.

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 α proporciona sobrecargas maiores a unidade de ancoragem^{13,25}.

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 original²⁵ 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 esquema²⁶ (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

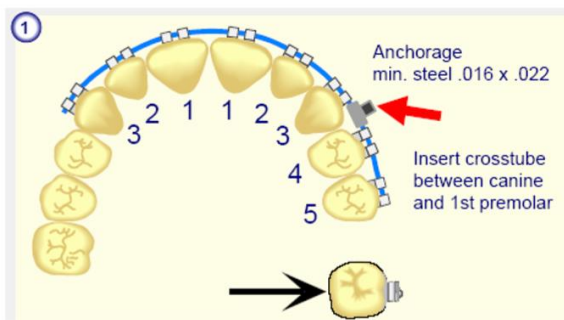


Figura 16- Fixação do tubo de aço

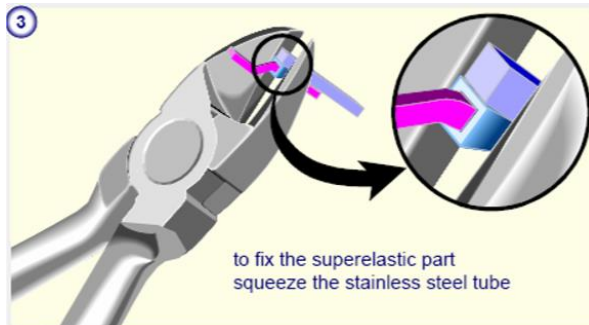


Figura 18- Marcação entre canino e primeiro pré-molar com a mola paralela ao plano oclusal

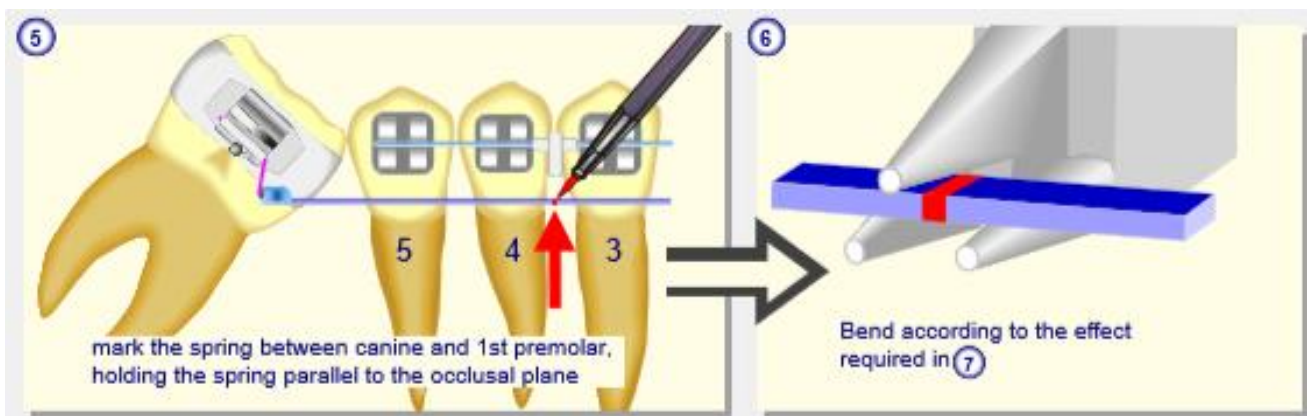


Figura 15 - Colocação do tubo cruzado e sua fixação

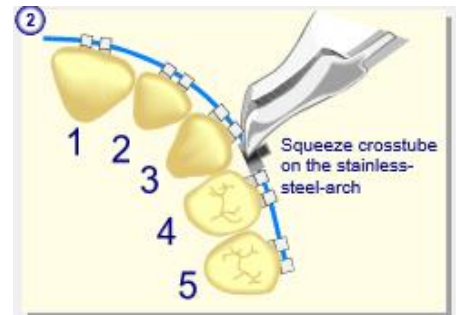


Figura 17 - inserção no molar

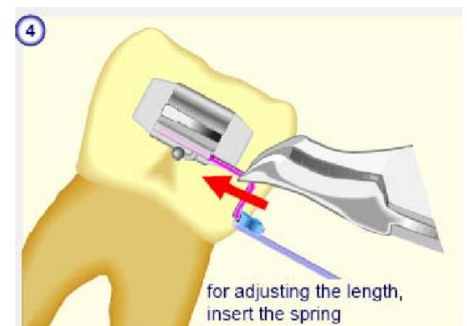


Figura 19- A dobra é efetuada de acordo com o efeito requerido.

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

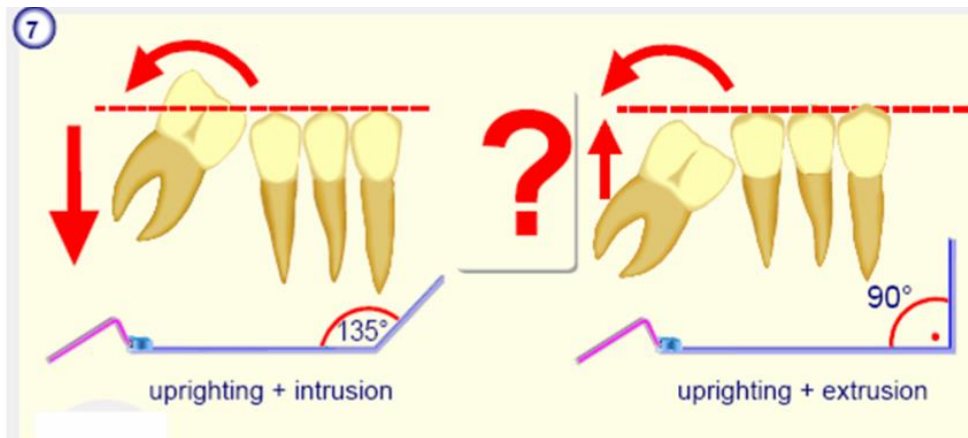


Figura 21 - Com o alicate De La Rosa fazer a conformação do arco

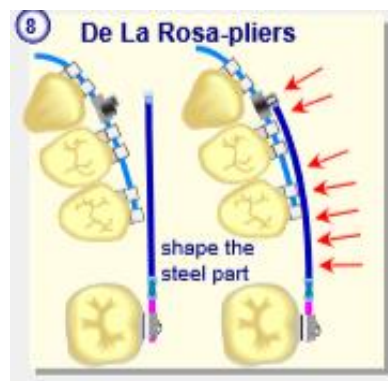


Figura 22 - Se for desejado o movimento de raiz para diminuir o espaço edêntulo deve-se associar uma ligadura metálica do molar a unidade de ancoragem

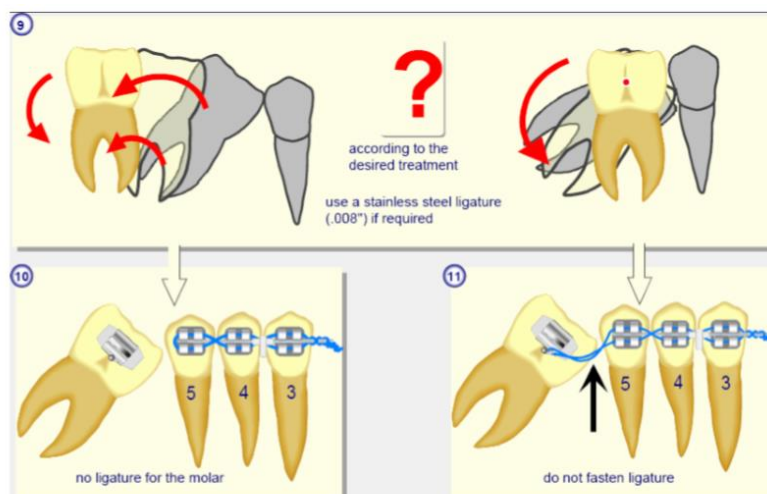


Figura 23- Inserir a mola primeiramente no molar depois no tubo cruzado

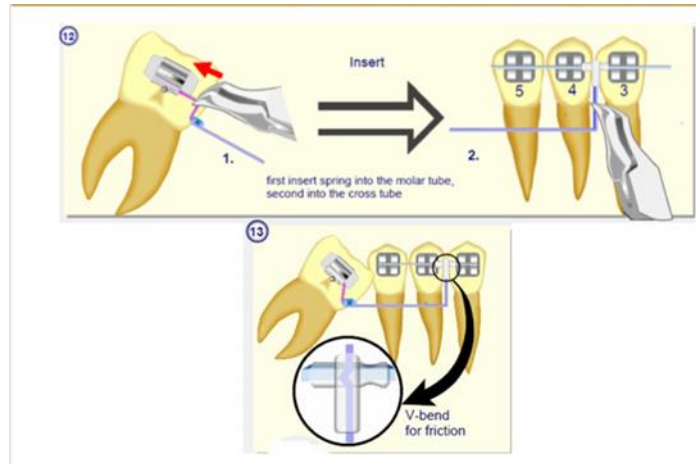
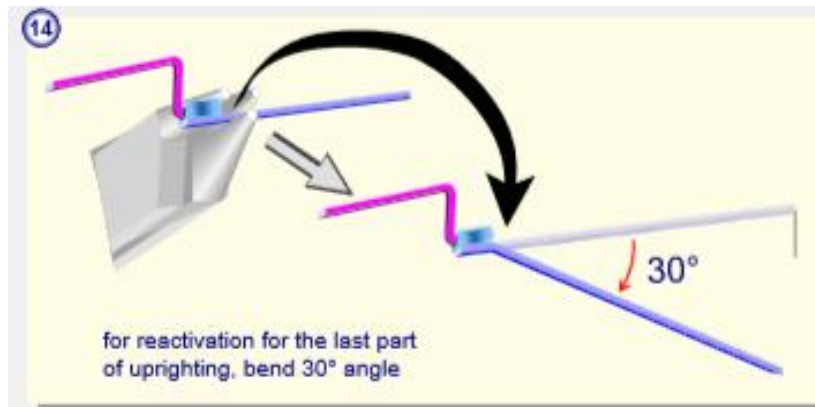


Figura 24 -Se necessário reativação, deve-se fazer uma dobra de 30° na parte metálica.



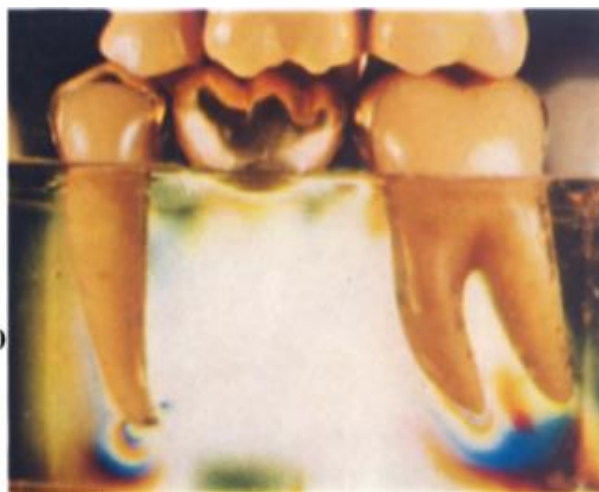
Fonte:Zachrisson, Bantleon²⁶ (Figura de 14-24).

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 autores²⁸ 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 tensão²⁸.

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 fotoelasticidade²⁹ (Figura 25).

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



Fonte: Glickman et al.²⁹.

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 tensão³⁰.

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 autores¹⁴ 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 canino³¹.

Outro estudo³² 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 tensão¹⁵.

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

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

quantitativa³³, 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 × 11 mm); e modelo S com um implante curto (5 × 6 mm) e um convencional padrão Branemark (4.1 × 11 mm). A quantificação das tensões³⁴ 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 ortodôntico³⁵. 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 fabricada³⁶.

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 temperatura³⁷

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 liga³⁸.

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^{39,40}.

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. Hirotoji 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^a ed. Nova York: Mcgraw-Hill; 1978.