



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



Henrique Barcelos Brandão

**Avaliação de diferentes protocolos de ativações, gerada pela mola de Sander,
na verticalização de molares**

Araraquara- SP

2022



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



Henrique Barcelos Brandão

**Avaliação de diferentes protocolos de ativações, gerada pela mola de Sander,
na verticalização de molares**

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 - SP

2022

B817a Brandão, Henrique Barcelos
Avaliação de diferentes protocolos de ativações, gerada pela mola de Sander, na verticalização de molares / Henrique Barcelos Brandão.
-- Araraquara, 2022
48 p.

Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual Paulista (Unesp), Faculdade de Odontologia, Araraquara
Orientador: Luiz Gonzaga Gandini Junior

1. Ortodontia corretiva. 2. Fenômenos biomecânicos. 3. Técnicas de movimentação dentária. I. Título.

Sistema de geração automática de fichas catalográficas da Unesp. Biblioteca da Faculdade de Odontologia, Araraquara. Dados fornecidos pelo autor(a).

Essa ficha não pode ser modificada.

Henrique Barcelos Brandão

**Avaliação de diferentes protocolos de ativações, gerada pela mola de Sander,
na verticalização de molares**

Comissão julgadora

Dissertação para obtenção do grau de Mestre em Ortodontia

Presidente e Orientador: Prof. Dr. Luiz Gonzaga Gandini Junior

2º Examinador: Prof. Dr. Jonas Bianchi

3º Examinador: Prof. Dr. Mario Cappellette Junior

Araraquara, 26 de Julho de 2022.

DADOS CURRICULARES

Henrique Barcelos Brandão

NASCIMENTO: 29/09/1988, Barretos, São Paulo.

FILIAÇÃO: Regina Celia da Silva e Márcio Brandão.

2006-2010 - Graduação em Odontologia pela UNIFEB – Centro Universitário da Fundação Educacional de Barretos.

2017/2020 - Curso de Especialização em Ortodontia: Grupo de Estudos Ortodônticos e Serviços – GESTOS.

2020/Atual - Curso de Pós-Graduação: Mestrado pelo programa de Ciências Odontológicas. Área de concentração em Ortodontia: Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP.

Foi pensando nas pessoas que executei este projeto, por isso dedico este trabalho a todos aqueles a quem esta pesquisa possa ajudar de alguma forma.

À minha mãe, minha avó, meu Padrinho que estiveram juntos comigo em todos os momentos. Me apoiaram todos os dias e me deram forças para eu chegar até aqui. Sem eles eu não conseguiria, foram indispensáveis nessa jornada.

Muito obrigado por fazer tanto por mim!

À Faculdade de Odontologia de Araraquara – Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita por possibilitar evoluir tanto academicamente como pessoalmente.

Ao meu orientador Prof. Dr. Luiz Gonzaga Gandini Junior, por acreditar em mim e me apoiar. Dedicou-se incansavelmente e com muita paciência. Minha evolução é graças a ele que me incentivou a todo o momento. Serei eternamente grato!

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. Lúcia Parserkian Martins, Dr. Helder Baldi Jacob, Dr. Lucas Arrais de Campos, Dr. Jonas Bianchi.

A todos os meus queridos colegas de pós-graduação.

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: Dulce e Flávia.

Ao apoio técnico e laboratorial dos protéticos Diego e Toninho por me ajudar e me ensinar em todos os momentos que precisei.

A bibliotecária Ana Cristina Jorge

A minha Professora de Inglês: Luciana Cornicelli

A todos meus amigos que me ajudaram.

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

Brandão HB. Avaliação de diferentes protocolos de ativações, gerada pela mola de Sander, na verticalização de molares [dissertação de mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2022.

RESUMO

Introdução: Esse estudo avaliou por meio do *Orthodontic Force Tester (OFT)* o sistema de força gerado pela mola de Sander com diferentes ativações na verticalização do segundo molar inferior. **Material e Método:** No primeiro capítulo foram testadas três configurações de ativação da mola. A primeira geometria classificada como grupo 1 (G1) teve ativação de 30° no segmento posterior (β) e 0° no segmento anterior (α). A segunda geometria no grupo 2 (G2) teve ativação de 30° no segmento posterior (β) e 45° no segmento anterior (α). E o grupo 3 (G3) teve ativação de 30° no segmento posterior (β) e 60° no segmento anterior (α). O segundo capítulo testou o sistema de força gerado pela mola de Sander, com ativação de 30° no segmento posterior (β) e 0° no segmento anterior (α), divididos em 4 grupos (G0, G1, G2, G3), onde a conexão horizontal que une o fio de Níquel Titânio com o de aço foi fixada com 0, 1, 2, 3 mm, afastada da curvatura do fio que encaixa no tubo auxiliar do molar, respectivamente. **Resultados:** No capítulo 1, os molares em todos os grupos apresentaram extrusão no valor -1,33N para o G1, -0,78N para o G2 e -0,33 para o G3. Nos pré-molares a força foi predominantemente intrusiva, com variação de 1,34N para G1, 0,77N para G2 e 0,31N para G3. Com relação aos momentos de verticalização – Ty, do molar, verificou-se que os grupos apresentaram verticalização com momento distal e valores de 53,45N para G1, 19,87N para G2. Porém, o G3 gerou momento mesial de -6,23N. Com relação aos momentos de verticalização – Ty dos pré-molares verificou-se que os grupos G1, G2 e G3 apresentaram momentos distais e valores de 3,58N para G1, 2,45N para G2 e 0,682N para G3. No capítulo 2 os molares em todos os grupos apresentaram extrusão, no valor de -0,54N para o G0, -0,68N para o G1, -0,66N para o G2 e -0,66 para o G3. Na região anterior, de pré-molares, a força foi predominantemente intrusiva, com variação de 0,56N para G0, 0,61N para G1, 0,56N para G2 e 0,67N para G3. Com relação aos momentos de verticalização – Ty do molar verificou-se que os grupos apresentaram verticalização com momento distal e valores de 17,62N para G0, 16,47N para G1, 16,58N para G2 e 14,76N para G3. Com relação aos momentos de verticalização – Ty dos pré-molares verificou-se que, os grupos G0, G1, G2 e G3 apresentaram verticalização com momento distal e valores de 1,49N para G0, 2,63N para G1, 2,44N para G2 e 2,42N para G3. **Conclusão:** Concluiu-se que os sistemas de força gerados pelas diferentes configurações da mola de Sander não correspondem aos sistemas descritos na literatura anteriormente. Em todas as pré-ativações testadas houve força extrusiva no molar que está sendo verticalizado. A pré-ativação de 60° no segmento anterior gerou efeito de mais inclinação mesial no segmento do molar. Com relação com a distância pode-se concluir que o maior ou menor quantidade de fio de NiTi não produz diferença entre os grupos.

Palavras-chave: Ortodontia corretiva. Fenômenos biomecânicos. Técnicas de movimentação dentária.

Brandão HB. Evaluation of different activation protocols generated by the Sander spring in molar uprighting [dissertação de mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2022.

ABSTRACT

Introduction: This study evaluated, using the Orthodontic Force Tester (OFT), the force system generated by the Sander spring with different activations in the verticalization of the lower second molar. **Material and Method:** In the first chapter, three spring activation configurations were tested. The first geometry classified as group 1 (G1) had activation of 30° in the posterior segment (β) and 0° in the anterior segment (α). The second geometry in group 2 (G2) had activation of 30° in the posterior segment (β) and 45° in the anterior segment (α). And group 3 (G3) had activation of 30° in the posterior segment (β) and 60° in the anterior segment (α). The second chapter tested the force system generated by the Sander spring, with activation of 30° in the posterior segment (β) and 0° in the anterior segment (α), divided into 4 groups (G0, G1, G2, G3), where the horizontal connection that joins the nickel-titanium wire with the steel wire was fixed with 0, 1, 2, 3 mm, away from the curvature of the wire that fits in the molar auxiliary tube, respectively. **Results:** In chapter 1, the molars in all groups showed extrusion in the value -1.33N for G1, -0.78N for G2, and -0.33 for G3. In premolars, the force was predominantly intrusive, with a variation of 1.34N for G1, 0.77N for G2, and 0.31N for G3. Regarding the verticalization moments – T_y of the molar, it was verified that the groups presented verticalization with distal moment and values of 53.45N for G1, and 19.87N for G2. However, the G3 generated a mesial moment of -6.23N. Regarding the verticalization moments – T_y of the premolars, it was verified that the groups G1, G2, and G3 presented distal moments and values of 3.58N for G1, 2.45N for G2, and 0.682N for G3. In chapter 2 the molars in all groups showed extrusion, in the value of -0.54N for G0, -0.68N for G1, -0.66N for G2, and -0.66 for G3. In the anterior region of premolars, the force was predominantly intrusive, with a variation of 0.56N for G0, 0.61N for G1, 0.56N for G2, and 0.67N for G3. Regarding the verticalization moments – T_y of the molar, it was verified that the groups presented verticalization with distal moment and values of 17.62N for G0, 16.47N for G1, 16.58N for G2, and 14.76N for G3. Regarding the verticalization moments – T_y of the premolars, it was verified that the groups G0, G1, G2, and G3 presented verticalization with distal moment and values of 1.49N for G0, 2.63N for G1, 2.44N for G2 and 2.42N for G3. **Conclusion:** It was concluded that the force systems generated by the different configurations of the Sander spring do not correspond to the systems described in the literature previously. In all pre-activations tested there was an extrusive force on the molar that is being verticalized. The pre-activation of 60° in the anterior segment generated an effect of more mesial tilt in the molar segment. Regarding the distance, it can be concluded that the greater or lesser amount of NiTi wire does not produce any difference between the groups.

Keywords: Orthodontics corrective. Biomechanical phenomena. Tooth movement techniques.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	09
2 PROPOSIÇÃO	11
2.1 Objetivos Específicos	11
3 PUBLICAÇÕES	12
3.1 Publicação 1	12
3.2 Publicação 2	31
5 CONSIDERAÇÕES FINAIS	47
REFERÊNCIAS	48

1 INTRODUÇÃO

Os dentes mais acometidos por lesões cariosas são os primeiros molares¹, possivelmente por serem os primeiros dentes permanentes a erupcionar na arcada dentaria, serem confundidos com dentes deciduos e não receberem uma correta higienização. Além disso podem possuir uma anatomia oclusal, caracterizada pela presença de fóssulas e fissuras, aumentando a chance de ter cárie.

A Odontologia de décadas anteriores optava por extrair os dentes acometidos por doenças, se tornando uma odontologia mais extracionista. E com isto, um grande número de adultos possui ausência dentaria e na maioria das vezes os primeiros molares permanentes, por erupcionarem ao redor dos seis anos de idade². Entretanto, o segundo molar tem a tendência de ocupar o espaço do primeiro molar, inclinando e se deslocando para mesial, podendo causar doença periodontal, movimentação indesejada, alteração na oclusão e da função³.

Thunold⁴, observou que no arco inferior havia um fechamento de espaço e a inclinação dos dentes vizinhos ao espaço edêntulo, criando uma situação dentaria insatisfatória. O segundo molar tem uma rotação no sentido mesial quando há perda precoce dos primeiros molares⁵. Além disso, ocorre uma movimentação no sentido distal dos pré-molares, caninos e incisivos, existindo uma migração continua na intenção de fechar o espaço de forma progressiva. No arco superior pode ocorrer a extrusão do dente antagonista⁶.

A verticalização de segundos molares inferiores para reabilitação é um dos procedimentos mais comuns na ortodontia em adultos⁷. Os dentes precisam ser verticalizados ou porque mesializaram de forma espontânea e inadequada, ou por causa do diastema criado pela falta do primeiro molar, ou por conta de uma impactação deste dente no primeiro molar inferior impedindo assim sua correta erupção.

O tratamento deste problema é a verticalização desse molar e posteriormente a reabilitação protética ou fechamento do espaço com tracionamento dos dentes vizinhos. Verticalizar o molar conduz a uma melhor situação oclusal, funcional e periodontal, fazendo com que o alinhamento das raízes fique perpendicular ao plano oclusal, de forma que resistam melhor às forças oclusais⁸.

Na literatura existem diversas técnicas para a verticalização de molares. Utilização de fios contínuos Straight Wire, técnicas com arcos segmentados, como cantilever simples e duplo, mola de Marcotte e mola de Sander, sendo que todos podem gerar alguns efeitos colaterais.

A técnica do arco segmentado de Burstone⁹ tem como objetivo fornecer forças leves, constantes e com controle de ancoragem, não utilizando a resistência friccional, com acessórios que possuem maior distância interbraquete e por consequência gerar uma baixa proporção carga/deflexão.

Romeo e Burstone¹⁰ mostraram relatos com a mola *tip-back*, feita de aço e posteriormente com fio de *titanium molybdenum alloy (TMA)*, se tornando conhecida como cantilever. Sander e Wichelhaus¹¹ desenvolveram outra opção, a 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.

Na literatura, não existem estudos descrevendo o sistema as forças gerado pela mola pré-fabricada de Sander, com diferentes padrões de ativação, a não ser os relatos do próprio autor que assume que na teoria esta mola teria certo comportamento mecânico. O fato de ser feita com a combinação de fios de diferentes calibres e proporções carga/deflexão pode resultar em diferentes sistemas de força quando dobras em “V” são colocadas. Dessa forma o padrão de ativações baseado nas geometrias descritas por Burstone¹² pode não corresponder ao programado pelo profissional, seguindo a orientação do autor/fabricante. Para tanto, o objetivo desse estudo é avaliar os sistemas de forças gerados pela mola de Sander em molares com diferentes protocolos de pré-ativações.

2 PROPOSIÇÃO

Avaliar, por meio do *Orthodontic Force Tester (OFT)*, os sistemas de forças gerados pelas molas de Sander com diferentes protocolos de pré-ativações na verticalização de molares.

2.1 Objetivos Específicos

Publicação 1: Avaliar por meio do OFT, o sistema de força gerado pela mola de Sander com ativação de 30° no segmento posterior (β) e:

- 1- 0° no segmento anterior (α). Grupo 1 (G1).
- 2- 45° no segmento anterior (α). Grupo 2 (G2).
- 3- 60° no segmento anterior (α). Grupo 3 (G3).

Publicação 2: Avaliar por meio do OFT, o sistema de força gerado pela mola de Sander com ativação de 30° segmento posterior (β) e 0° no segmento anterior (α), com a conexão horizontal que une o fio de Níquel Titânio com o de aço, fixada na distância de:

- 1- 0 (zero) mm afastada da curvatura do fio de NiTi que encaixa no tubo auxiliar do molar. (G0).
- 2- 1 (um) mm afastada da curvatura do fio de NiTi que encaixa no tubo auxiliar do molar. (G1).
- 3- 2 (dois) mm afastada da curvatura do fio de NiTi que encaixa no tubo auxiliar do molar. (G2).
- 4- 3 (três) mm afastada da curvatura do fio de NiTi que encaixa no tubo auxiliar do molar. (G3).

3 PUBLICAÇÕES

Desta pesquisa foram produzidos dois trabalhos que apresento abaixo e que serão publicados posteriormente.

3.1 Publicação 1*

Avaliar, por meio do *Orthodontic Force Tester (OFT)*, os sistemas de forças gerados pelas molas de Sander, com diferentes pré-ativações no segmento do fio de aço, na verticalização de molares

RESUMO

Introdução: Esta pesquisa avaliou por meio do *Orthodontic Force Tester (OFT)* o sistema de força gerado pela mola de Sander com diferentes ativações na verticalização do segundo molar inferior. **Material e Método:** Foram testadas três configurações de pré-ativação da mola, com fio de aço de 0,017"X0,022" e o segmento de NiTi de 0,018"X0,025". A primeira geometria classificada como grupo 1 (G1) teve ativação de 30° no segmento posterior (β) e 0° no segmento anterior (α). A segunda geometria no grupo 2 (G2) teve ativação de 30° no segmento posterior (β) e 45° no segmento anterior (α). E o grupo 3 (G3) teve ativação de 30° no segmento posterior (β) e 60° no segmento anterior (α). **Resultados:** Os molares, em todos os grupos, apresentaram extrusão no valor -1,33N para o G1, -0,78N para o G2 e -0,33 para o G3. Nos pré-molares a força foi intrusiva, com variação de 1,34N para G1, 0,77N para G2 e 0,31N para G3. Com relação aos momentos de verticalização – Ty do molar verificou-se que, os grupos apresentaram verticalização com momento distal e valores de 53,45N para G1, 19,87N para G2, porém o G3 apresentou momento mesial de -6,23N. Com relação aos momentos de verticalização – Ty dos pré-molares verificou-se que os grupos G1, G2 e G3 apresentaram momento distal e valores de 3,58N para G1, 2,45N para G2 e 0,682N para G3. **Conclusão:** Concluiu-se que os sistemas de força gerados pelas diferentes configurações da mola de Sander não correspondem aos sistemas descritos na literatura anteriormente. Em

* Artigo em fase de avaliação para submissão.

todas as pré-ativações testadas houve força extrusiva no molar que está sendo verticalizado. A pré-ativação de 60° no segmento anterior gerou efeito de inclinação mesial no segmento do molar.

Palavras-chave: Ortodontia Corretiva, Biomecânica, Verticalização

INTRODUÇÃO

Em pacientes adultos a perda dos primeiros molares permanentes é muito comum. Os segundos molares inferiores inclinam mesialmente, os pré-molares, caninos e incisivos se movem distalmente em direção ao espaço da extração e ocorre uma reabsorção óssea vertical progressiva dessa área¹.

Pacientes adultos quando perdem o primeiro molar permanente frequentemente apresentam os segundos molares inclinados. A solução deste problema é a verticalização do molar e posteriormente a reabilitação protética ou fechamento do espaço com tracionamento dos dentes vizinhos. A verticalização do molar leva à normalização da situação oclusal funcional e periodontal, possibilitando o alinhamento das raízes perpendicularmente ao plano oclusal de forma que resista melhor às forças oclusais².

A literatura descreve inúmeras técnicas mecânicas para verticalização de molares inferiores, dentre elas estão: mecânica tip-back simples³, cantilever⁴, cantilever duplo⁵, mola T-loop⁶, mola vertical⁷, NiTi -SE - Mola de verticalização de aço, comumente conhecida como mola Sander⁸.

São propostos por Sander três efeitos por meio das ativações que ele indica, dentre elas estão: 1. Verticalização + Intrusão do molar; 2. Verticalização mais extrusão; 3. Verticalização com movimento de raiz⁹.

Revisando-se a literatura e observando-se que não existe nenhum trabalho mostrando que, o sistema de força gerado pela mola de Sander é realmente compatível com os efeitos que ele propõe, decidiu-se por fazerem-se testes e descrever os efeitos mecânicos gerados pelas diferentes pré-ativações por ele preconizadas.

Para tanto, como objetivo, este estudo avaliou o sistema de forças gerado pela mola de Sander no segmento de molares e pré-molares, com diferentes

protocolos de pré-ativações no segmento de fio de aço (α), utilizando-se células de carga para a leitura do sistema de forças gerado (OFT).

PROPOSIÇÃO

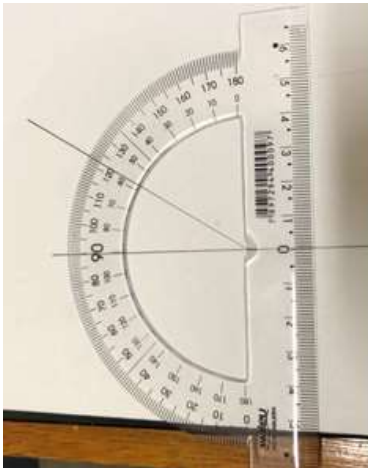
Avaliar por meio do OFT, o sistema de força gerado pela mola de Sander com ativação de 30° no segmento posterior (β) e:

- 1- 0° no segmento anterior (α). Grupo 1 (G1).
- 2- 45° no segmento anterior (α). Grupo 2 (G2).
- 3- 60° no segmento anterior (α). Grupo 3 (G3).

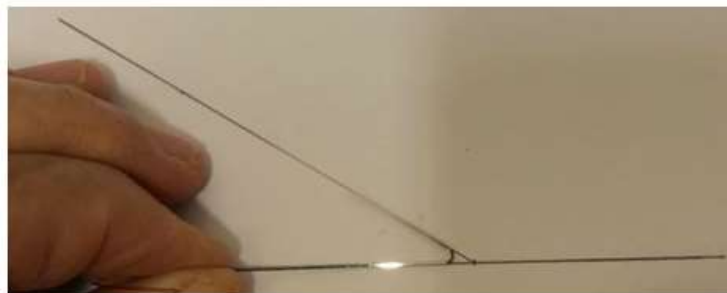
MATERIAL E MÉTODO

Foi selecionado um paciente ortodôntico, com perda de um primeiro molar inferior esquerdo, e por meio do Rx panorâmico verificou-se que o segundo molar inferior esquerdo estava inclinado 32° em relação ao plano oclusal. A inclinação do segundo molar inferior esquerdo foi medida com um *template* confeccionado com um transferidor¹⁰, utilizando-se o modelo do paciente como referência. (fig 1 A, B e C).

A



B



C

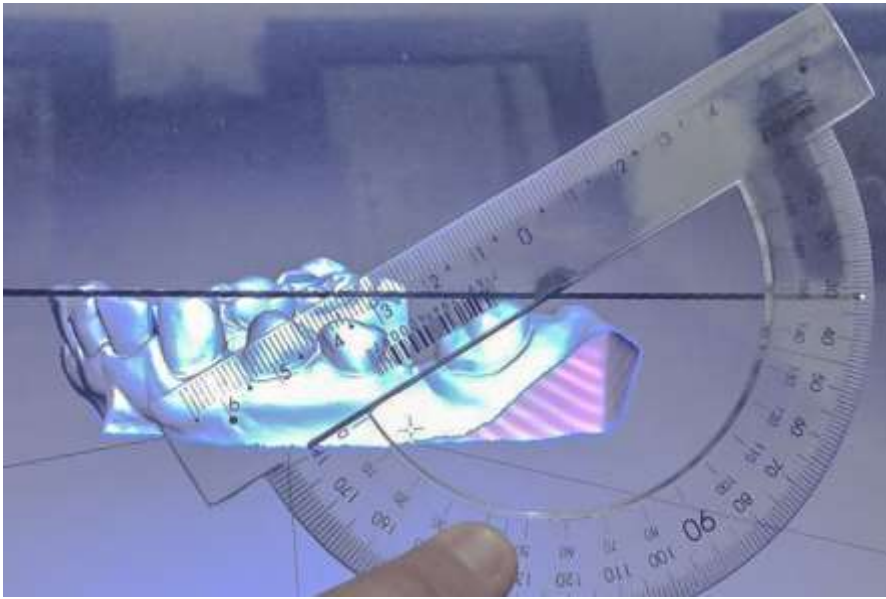


Figura 1 A, B e C: Uso do transferidor para confecção do *Template* para verificar a angulação do segundo molar inferior esquerdo.

O modelo do paciente foi digitalizado no *scanner* de bancada (Identico light, 3shape, Copenhagen, Dinamarca) e com o programa *Meshmixer* (Autodesk, Inc., San Rafael, CA) os primeiro e segundo pré-molares e segundo molar inferior do lado esquerdo tiveram as coroas dentais recortadas para serem impressas separadamente da arcada total, para futura fixação nos sensores de carga. (fig 2).



Figura 2: Coroas dentais impressas separadamente.

Um modelo completo inferior e as coroas dos pré-molares inferiores esquerdos e segundo molar inferior esquerdo, separadas foram impressos em impressora 3D (Form2, Formlabs, Brasil, Brasília). Um segundo modelo completo inferior teve os dentes do lado esquerdo moldado com silicona pesada (Zetalabor, Zhermack, Badia Polesine, Itália) para servir de guia. (fig 3 A e B).

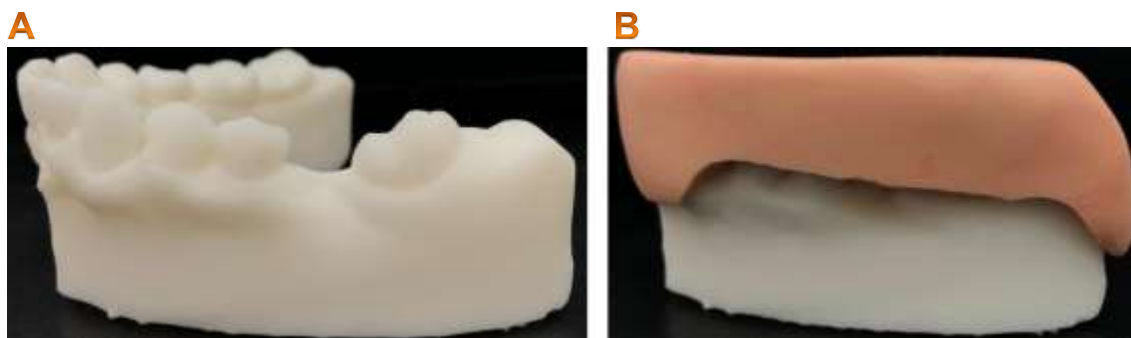


Figura 3 A e B: Modelo impresso completo e guia em silicone.

Os dentes impressos separadamente foram fixados com cera pegajosa em bastão (ASFER, Indústria Química Ltda., São Caetano do Sul, Brasil) na base do modelo utilizando a guia em silicone e após a fixação a guia em silicone foi removida. (fig 4 A e B).



Figura 4 A: Fixação dos dentes com cera pegajosa.

Figura 4 B: Remoção da guia em silicone.

Em seguida, o modelo com os dentes impressos separadamente fixados com cera foi colado na base do *OFT*¹¹ com cola epóxi (JB Weld, Sulphur Springs, Tex). Na sequência, os pré-molares inferiores esquerdo receberam braquetes Roth Sprint 0,022" (Forestadent, Pforzheim, Alemanha) colados com cola epóxi (JB Weld, Sulphur Springs, Tex) e o segundo molar inferior esquerdo recebeu tubo duplo Roth 0,022" colado com cola epóxi (JB Weld, Sulphur Springs, Tex). Foi colocado um fio de aço 0,019" x 0,022" (Ormco, Glendora, Califórnia), no segmento anterior, e um tubo cruzado 0,022" (Forestadent, Pforzheim, Alemanha) foi fixado entre os pré-

molares. O fio foi fixado no braquete com ligaduras elásticas (GAC International) e nas pontas do fio foi utilizado Triad Gel (Dentsply Sirona, New York, Estados Unidos) para o mesmo não deslocar. Entre os pré-molares inferiores esquerdo tiveram uma célula de carga identificada como T4 e o molar inferior esquerdo teve outra célula de carga identificada como T3 (Multi-Axis Force/Torque Nano17; ATI Industrial Automation, Apex, NC) do *OFT*, que têm uma amplitude de medidas de 0-2.000 g (0,0-19.613,3 N) para força e 0-10.000 g.mm (0,0-98.006,5 N.mm) para momentos. As células foram fixadas com cola epóxi (JB Weld, Sulphur Springs, Tex). Após a fixação das células de carga foram removidas as ceras pegajosas que estavam fixando os dentes, e assim os mesmos ficaram flutuando e fixados nas extremidades das células de carga (fig 5 A, B e C).

Figura 5 A,B e C.

A



Instalação dos braquetes e tubo

B



Posicionamento dos sensores

C



Fixação dos sensores e remoção da cera pegajosa

A modificação personalizada do *software* do transdutor ATI (Department of Mechanical Engineering, Indiana University–Purdue University, Indianapolis, Ind) registrou as relações momento-força produzidas quando uma força foi aplicada aos tubos e longe da origem das células de carga (centro da célula de carga). Essa modificação permitiu a inserção desses valores de deslocamento na calibração do *software* e a transferência da origem das medidas 3D para o tubo cruzado entre os pré-molares inferiores do lado esquerdo e para o tubo duplo do molar inferior esquerdo com o eixo x perpendicular, o eixo y paralelo e o eixo z vertical, em relação ao plano oclusal. O *software* também permitiu a calibração rotacional da origem das medidas em todas as três dimensões.

Este estudo foi dividido em três grupos onde cada grupo possuía pré-ativações diferentes no segmento de aço. O grupo 1 (G1) possuía ativação de 30° no segmento posterior (β) e 0° no segmento alfa; o grupo 2 (G2) possuía ativação de 30° no segmento posterior (β) e 45° no segmento anterior (α); e o grupo 3 (G3) possuía ativação de 30° no segmento posterior (β) e 60° na região anterior (α). Cada grupo era composto por cinco molas de Sander, medindo 0,017"X0,022" no segmento de aço e 0,018"X0,025" no segmento de NiTi (Forestadent, Pforzheim, Alemanha). Um *template* da mola de Sander, com cada angulação feita no fio de aço, foi desenhada no Loop *Software* (dHAL *Software*, Atenas, Grécia). (fig 6 A,B e C).

A



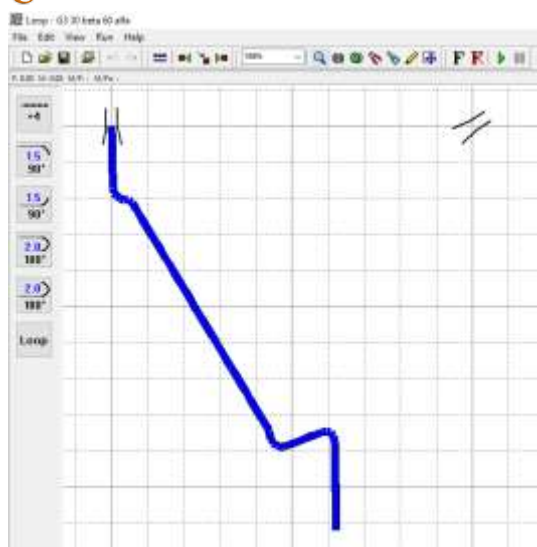
Template Grupo 1

B



Template Grupo 2

C



Template Grupo 3

Antes de cada medição, o *software* *OFT* e as células de carga foram zerados. Todo o sistema foi inserido em uma caixa de acrílico tipo box-glove, cuja a função é manter a temperatura em 37°¹². A mensuração das forças para cada amostra foi realizada duas vezes. Os valores de força e de momentos do eixo x (Fx e Tx), eixo y (Fy e Ty) e eixo z (Fz e Tz) foram tabulados em uma planilha compatível com Excel 2010 (Microsoft Office, Microsoft, Redmond, Wash). O *software* estatístico SPSS (IBM SPSS versão 20.0; Armonk, NY) foi utilizado para análise dos dados. Com objetivo de avaliar a reprodutibilidade entre as duas mensurações das forças Fz e Ty, em cada amostra, foram estimadas por meio do Coeficiente de Correlação Intraclass (ICC) e seu intervalo de confiança (IC95%), considerando a concordância absoluta e o modelo de Análise de Variância a dois fatores mistos para medidas únicas¹³. O grau de concordância entre as medidas foi realizada¹⁴. Para ambas as forças observou-se excelente concordância (Fz: CCI = 0,992 (IC95% = 0,983-0,996); Ty = 0,990 (IC95% = 0,979-0,995). Assim, para as análises subsequentes foi utilizada a média aritmética simples entre as duas mensurações para cada amostra.

Inicialmente foi realizada a análise descritiva de Fz e Ty de cada dente e grupo. O pressuposto da normalidade foi avaliado pelo teste de Shapiro-Wilk. O pressuposto de homocedasticidade foi avaliado a partir do Teste F de Levene. Quando atestada a homocedasticidade, a comparação de Fz e Ty entre os grupos de cada dente foi realizada por meio de Análise de Variância (ANOVA One-Way) seguida pelo pós-teste de Tuckey. Quando a homocedasticidade foi rejeitada, esta comparação foi realizada por meio de ANOVA com correção de Welch seguida pelo pós-teste de Games-Howell.

RESULTADOS

Tabela 1. Estatística descritiva de **Fz** (N) e **Ty** (N-mm) de acordo com dente e grupo.

Grupo	Fz				Ty			
	Média	Desvio Padrão	Mínimo	Máximo	Média	Desvio Padrão	Mínimo	Máximo
Molar								
G1	-1,33	0,04	-1,38	-1,29	53,45	0,42	52,83	53,89
G2	-0,78	0,05	-0,86	-0,73	19,87	2,39	17,63	22,70
G3	-0,33	0,02	-0,36	-0,30	-6,23	0,19	-6,50	-6,04
Pré-molar								
G1	1,34	0,03	1,31	1,40	3,58	0,16	3,35	3,72
G2	0,77	0,07	0,69	0,85	2,45	0,22	2,14	2,76
G3	0,31	0,03	0,26	0,34	0,68	0,03	0,65	0,73

Na tabela 1 é possível verificar-se os valores das médias, desvio padrão, valores máximos e mínimos para molar e pré-molar. Os molares em todos os grupos apresentaram extrusão no valor de -0,33N para o G3, -0,78N para o G2 e -1,33N para o G1. Por outro lado na região anterior, de pré-molares, a força foi predominantemente intrusiva, com variação de 0,31N para G3, 0,77N para G2 e 1,34N para G1. Com relação aos momentos de verticalização – Ty do molar verifica-se que, os grupos G1 e G2 apresentam verticalização com momento distal e valores de 53,45N e 19,87N respectivamente. Porém o G3 apresenta momento mesial - Ty igual a -6,23N. Com relação aos momentos – Ty dos pré-molares verifica-se que os grupos G1, G2 e G3 apresentam momento distal e valores de 0,68N para G3, 2,45N para G2 e 3,58N para G1.

Tabela 2. Teste de Shapiro-Wilk para as variáveis Fz e Ty.

Grupo	Fz			Ty		
	W	graus de liberdade	p-value	W	graus de liberdade	p-value
Molar						
G1	0,904	5	0,435	0,948	5	0,720
G2	0,956	5	0,782	0,849	5	0,192
G3	0,996	5	0,995	0,928	5	0,581
Pré-molar						
G1	0,929	5	0,592	0,848	5	0,189
G2	0,957	5	0,787	0,913	5	0,483
G3	0,804	5	0,087	0,935	5	0,634

Na tabela 2 tem-se o teste de normalidade para as variáveis estudadas e todas tiveram um comportamento normal, adotando-se estratégia analítica paramétrica.

Teste de homocedasticidade

Teste de Levene

Fz		Ty
Molar		
F	1,185	26,153
p	= 0,339	<0,001
	homocedástico	heterocedástico
Pré-molar		
F	2,290	1,715
p	= 0,144	= 0,221
	homocedástico	homocedástico

Comparação por Anova One-Way com correção de Welch com pós-teste de Games-Howell

Para o teste de Levene a variável Fz, na região dos molares e pré-molares, bem como Ty na região anterior de pré-molares apresentaram homocedasticidade. Porém, a variável Ty para os molares teve um comportamento heterocedástico.

Tabela 3. Comparação de médias entre os grupos.

Força		SQ	QM	F	p-value	η^2_p
Molar						
Fz	Entre grupo	2,547	1,274	928,510	<0,001	0,990
	Dentro grupos	0,016	0,001			
	Total	2,564				
Ty	Entre grupo	8948,569	4474,285	37397,784*	<0,001	0,986
	Dentro grupos	23,646	1,970			
	Total	8972,215				
Pré-molar						
Fz	Entre grupo	2,682	1,341	585,782	<0,001	0,990
	Dentro grupos	0,027	0,002			
	Total	12,519				
Ty	Entre grupo	21,412	10,706	437,435	<0,001	0,986
	Dentro grupos	0,294	0,024			
	Total	96,746				

*Com correção de Welch

A tabela 3 mostra a comparação de médias entre os três grupos estudados. É possível verificar-se que houve diferença entre pelo menos um par de grupos para cada dente.

Tabela 4. Pós-teste

	Diferença média	p-value
Molar		
Fz*		
G1xG2	0,55	<0,01
G1xG3	1,01	<0,01
G2xG3	0,46	<0,01
Ty**		
G1xG2	-33,58	<0,01
G1xG3	-59,67	<0,01
G2xG3	-26,10	<0,01
Pré-molar		
Fz*		
G1xG2	-0,57	<0,01
G1xG3	-1,03	<0,01
G2xG3	-0,46	<0,01
Ty*		
G1xG2	-1,13	<0,01
G1xG3	-2,90	<0,01
G2xG3	-1,77	<0,01

*Teste de Tuckey; **Teste de Games-Howell

Na tabela 4, observa-se que houve diferença entre todos os grupos, nas três variáveis estudadas e para região de molares e pré-molares.

Tabela 5. Média e desvio-padrão das variáveis Fz (N) e Ty (N-mm) de acordo com dente e grupo.

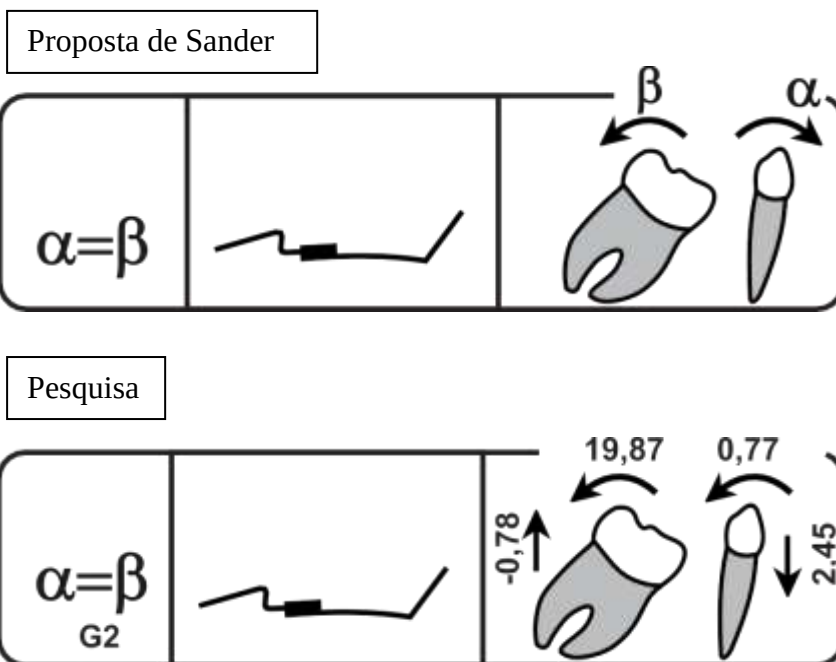
Grupo	Fz	Ty
Molar		
G1	-1.33 (0.04) ^A	53.45 (0.42) ^C
G2	-0.78 (0.05) ^B	19.87 (2.39) ^B
G3	-0.33 (0.02) ^C	-6.23 (0.19) ^A
Pré-molar		
G1	1.34 (0.03) ^C	3.58 (0.16) ^C
G2	0.77 (0.07) ^B	2.45 (0.22) ^B
G3	0.31 (0.03) ^A	0.68 (0.03) ^A

^{ABC} Comparação entre grupos para mesmo dente e força; letras diferentes indicam diferença estatística, teste de Tuckey ou Games-Howell, $\alpha=0,05$

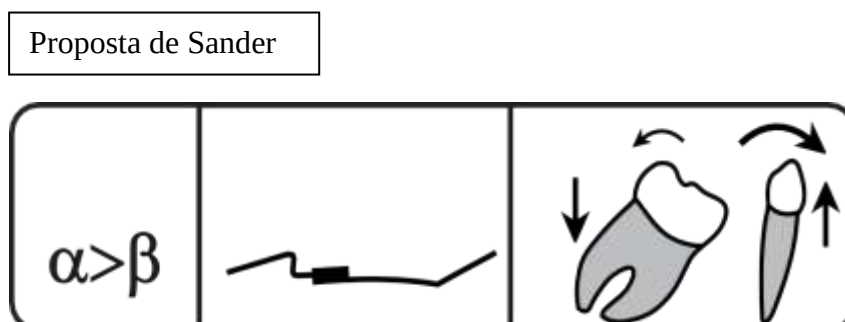
DISCUSSÃO

Este trabalho foi desenhado visando avaliar sistemas de forças gerados pelas molas de Sander no quesito de validação da proposta feita pelo autor em relação a diferentes formas de dobras de pré-ativação no segmento de fio de aço⁸. Com a finalidade de compararem-se os resultados deste trabalho, com as propostas de

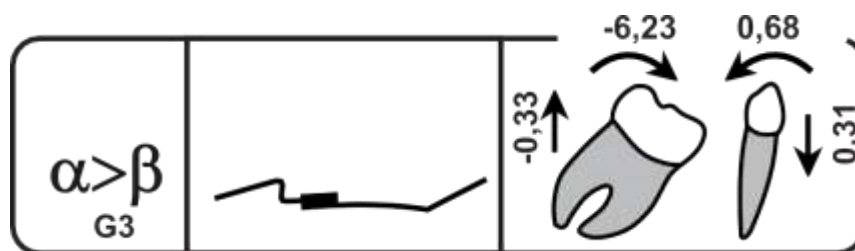
Sander, o foco foi no plano sagital e nas forças verticais e momentos neste plano específico. Como resultados gerais, este trabalho não valida as hipóteses levantadas por Sander, de que se alterando a configuração das molas antes de serem instaladas é possível modificar-se as respostas obtidas pelas mesmas. Na tabela 1 pagina 24 é possível verificar-se que os resultados gerais sugerem praticamente a mesma direção de movimentos nos três grupos. Desta forma, a ideia original defendida pelo autor de que o aumento de inclinação colocado no segmento alfa poderia neutralizar a força extrusiva na região posterior não pode ser confirmada. Todos os grupos tiveram forças extrusivas na região posterior e intrusivas na região anterior. Sander⁸ propõe que o molar sofra verticalização e os pré-molares sofram um momento para mesial quando a ativação em $\alpha=\beta$.



Na proposta onde a ativação de α é maior que β ($\alpha>\beta$), o molar deveria sofrer verticalização mais intrusão e os pré-molares deveriam sofrer extrusão mais momento para mesial.



Pesquisa

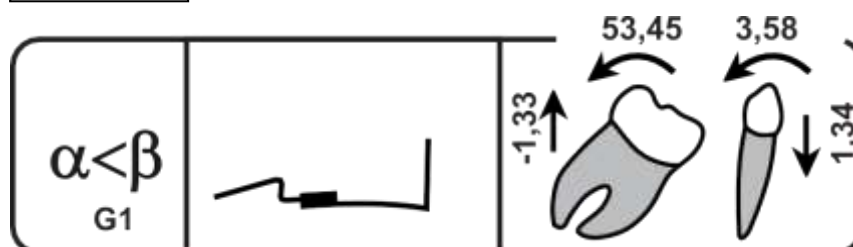


E onde a ativação é $\alpha < \beta$, o molar deve sofrer verticalização acompanhada de extrusão e os pré-molares sofrem momento para mesial e intrusão.

Proposta de Sander



Pesquisa



A proposta de Sander foi unir duas ligas diferentes para evitar efeitos colaterais. Onde uma haste de aço na unidade de ancoragem, causa estabilização da mesma por ser uma liga com pouca flexibilidade e bastante rigidez. Deixando assim a liga de níquel titânio trabalhar com sua flexibilidade, causando momento no molar. Através dessa pesquisa foi demonstrado que o fio de aço não se comporta como o desejado por Sander. Em linhas gerais isto provavelmente aconteceu pela combinação de um fio mais rígido com um mais flexível, que teria como consequência a geração de um resultante tipo geometria III¹⁵. A ideia teórica de um fio rígido na área de estabilidade e de um fio flexível na área de maior movimento não se mostrou verdadeira no presente trabalho¹⁶.

Leão¹⁷ demonstrou, em estudos de fotoelasticidade, que ativações propostas por Sander em 0° e 45° no segmento anterior, quando comparados com cantilever simples, apresentavam áreas de estresse semelhante na região do molar, ou seja, todos os dispositivos apresentavam momento de verticalização para distal. Este estudo não avaliou as forças verticais. Por outro lado, na região reativa anterior dos pré-molares, a mola de Sander a 0° de ativação em alfa teve comportamento semelhante ao cantilever simples, com pouco estresse nessa área. Estes dados não são compatíveis com o presente estudo. A diferença pode ser explicada por um dos estudos serem apenas qualitativo e o estudo atual quantitativo e utilizando um sistema mais sensível de aferição de forças e momentos.

A intensidade do momento considerado como ideal para a verticalização de molares é de 10 a 20 N-mm¹⁸ e dentro deste raciocínio, as molas testadas na presente pesquisa, a que teve melhor comportamento foi a do G2 (Ty do molar = 17,63 N-mm). As molas do G1 tiveram momentos excessivos, ao redor de 50N e as do G3, curiosamente momentos no sentido contrário ao desejado.

Com relação à força vertical, na medida em que se aumenta a pré-ativação no segmento anterior de aço, pode-se verificar uma diminuição da mesma, sendo o G3 o que teve a menor força de extrusão molar (-0,33N) e por consequência menor intrusão no segmento anterior. Porém, o momento de verticalização foi totalmente desfavorável. Se pudesse falar em melhor relação custo-benefício biomecânico, as molas do G2 foram as melhores.

Shibasaki¹⁹, comparou diferentes alturas de tubos em molares inclinados, utilizando como metodologia fios contínuos de NiTi 0,016"X0,022" e o OFT para aferição. Concluiu que, como esperado, este sistema de forças sempre gera força extrusiva posterior e intrusiva anterior. Estes dados são compatíveis com o trabalho atual, inclusive em relação à intensidade de forças e momentos, bem como ao padrão de geometria III de Burstone, no sistema como um todo. As forças verticais variaram no trabalho citado de -0,75 a -1,31 N e os momentos de 11,84 a 13,98 N-mm, na região dos molares. Neste aspecto, a escolha entre fios contínuos e molas de Sander, do grupo 2, estaria mais relacionada a preferência individual do que a fatores mecânicos do sistema de forças. Vale ressaltar que autores sugerem como melhor sistema a colocação do tubo no dente molar bem oclusal, o que talvez do ponto de vista clínico seja inviável por contato com o antagonista. Caso o

ortodontista ainda opte por fazer levante de mordida, vale ressaltar que as forças extrusivas se manifestariam com maior facilidade pela ausência de forças oclusais antagônicas.

Finalmente se fizermos uma extrapolação para a clínica diária, poderíamos dizer que as molas de Sander, e a de escolha seriam as do G2, uma vez que trabalhariam na região molar, a semelhança de um cantilever simples construído com TMA 0,017"X0,025", com momento de verticalização e força de extrusão. O nível desta força extrusiva é relativamente baixo, na média de -0,78N, o que poderia ser neutralizado pelas cargas oclusais caso o padrão facial do paciente normal ou hipodivergente. Ainda a semelhança de um cantilever, deveria ser utilizada com parcimônia, ou evitado em padrões hiperdivergentes.

Na região anterior, porém, o sistema de força gerado pelos cantilevers e as molas de Sander seriam diferentes. Enquanto o primeiro teria uma força intrusiva e a possibilidade de algum momento força, dependendo da linha de ação da mesma em relação a centro de resistência do segmento de ancoragem, as molas de Sander geram momentos de binário para distal, em função de estarem inseridas em um tubo cruzado.

CONCLUSÃO

Baseado nos testes utilizados e de acordo com a metodologia aplicada pode-se concluir que:

- 1- Todas as pré-ativações testadas (G1, G2 e G3) mostraram forças extrusivas nos molares e intrusivas na região de pré-molares.
- 2- O momento gerado pela pré-ativação no G1 gerou momentos para distal de intensidade muito alta.
- 3- O momento resultante na região de molares da geometria de ativação do G3 gerou um sentido de momento desfavorável pra direção mesial.
- 4- As pré-ativações do grupo G2 foram as que se mostraram mais favoráveis em termos de direção e intensidade.
- 5- No lado de ancoragem, na região anterior, os três grupos mostraram momentos na direção distal, mas numa intensidade baixa e provavelmente com nível sub-ótimo.

REFERÊNCIAS

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. Mendonça A. et al. Contribuição da Ortodontia após tratamento periodontal. *Rev Perionews.* 2010;125–9.
3. Romeo DA, Burstone CJ. Tip-back mechanics. *Am J Orthod.* 1977;72(4):414-21.
4. Sakima T, Martins LP, Sakima MT, Terrada HH, Kawakami RY, Ozaka TO. Alternativas mecânicas na verticalização de molares. Sistema de forças liberados pelos aparelhos. *R Dent Press Ortodon Ortop Facial.* 1999;79–100.
5. Weiland FJ, Bantleon HP, Droschl H. Molar uprighting with crossed tipback springs. *J Clin Orthod.* 1992;26(6):335-7.
6. 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.
7. Melsen B, Fiorelli G, Bergamini A. Uprighting of lower molars. *J Clin Orthod.* 1996;30(11):640-5.
8. Wichelhaus A, Sander FG. [The development and testing of a new NiTi-SE-steel uprighting.
9. Sander FG, Wichelhaus A. [The clinical use of the new NiTi-SE-steel uprighting spring]. *Fortschr Kieferorthop*, v. 56, n. 6, p. 296-308, Nov 1995. ISSN 0015-816X.
10. Alcântara RM. Estudo da distribuição das tensões provenientes de molas helicoidais utilizadas na verticalização de molares pelo método da fotoelasticidade de transmissão plana. 2006.
11. Chen J, inventor; Advanced Research and Technology Institute, Inc., assignee. Apparatus and method for measuring orthodontic force applied by na orthodontic appliance. United States Patent US 6.120.287, 2000.
12. Ribeiro AA. Avaliação mecânica tridimensional de molas T compostas de NiTi e Aço[Tese de Doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2015.
13. McGraw KOWS. Forming inferences about some intraclass correlations coefficients. *Psychol Methods* [Internet]. 1996;1(1):30–46. Available from: <https://doi.org/10.1037/1082-989X.1.4.390>
14. Fermanian J. Mesure de l'accord entre deux juges. *Cas qualitatif.* 1984;140–7.
15. Burstone CJ, Koenig HA. Precision adjustment of the transpalatal lingual arch: Computer arch form predetermination. *Am. J. Orthod.* V. 79, n. 2. p. 115-133, February 1981.

16. Burstone CJ, Koenig HA. Creative wire bending—the force system from step and V bends. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1988; 93:59-67.
17. Pinheiro CL. Análise fotoelástica da distribuição de tensões cisalhantes em segundos molares inferiores inclinados. Dissertação. Araraquara, São Paulo. 2019.
18. Koenig HA, Burstone CJ. Force systems from an ideal arch—large deflection considerations. *Angle Orthod* 1989;59:11-6.
19. Shiabasaki WMM, Martins RP. Loads of continuous mechanics for uprighting the second molar on the second molar and premolar. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2021.

3.2 Publicação 2*

Avaliar, por meio do *Orthodontic Force Tester (OFT)*, os sistemas de forças gerados pelas molas de Sander, com diferentes comprimentos do segmento de NiTi, na verticalização de molares.

RESUMO

Introdução: Esse estudo avaliou por meio do *Orthodontic Force Tester (OFT)* o sistema de força gerado pela mola de Sander com diferentes comprimentos do segmento de NiTi, na verticalização do segundo molar inferior. A mola é de calibre de 0,017"X0,022" no fio de aço e o segmento de NiTi de 0.016"X0,022". **Material e Método:** Testou-se o sistema de força gerado pela mola de Sander, com ativação de 30° no segmento posterior (β), divididos em 4 grupos (G0, G1, G2, G3), onde a conexão horizontal que une o Níquel Titânio ao aço foi fixa com 0, 1, 2, 3 mm, afastada da curvatura do braço que encaixa no tubo auxiliar do molar. **Resultados:** Os molares em todos os grupos apresentaram extrusão, no valor de -0,54N para o G0, -0,68N para o G1, -0,66N para o G2 e -0,66 para o G3. Na região anterior, de pré-molares, a força foi intrusiva, com variação de 0,56N para G0, 0,61N para G1, 0,56N para G2 e 0,67N para G3. Com relação aos momentos de verticalização – T_y do molar, verificou-se que os grupos apresentaram verticalização com momento distal e valores de 17,62N para G0, 16,47N para G1, 16,58N para G2 e 14,76N para G3. Com relação aos momentos de verticalização – T_y dos pré-molares verificou-se que, os grupos G0, G1, G2 e G3 apresentaram verticalização com momento distal e valores de 1,49N para G0, 2,63N para G1, 2,44N para G2 e 2,42N para G3. **Conclusões:** Concluiu-se que a alteração do segmento de níquel titânio na mola de Sander mostrou diferença estatística em todos os grupos testados. Todas as pré-ativações testadas mostraram forças extrusivas nos molares e intrusivas na região de pré-molares, mas em um nível baixo. As pré-ativações do grupo G0 foram as que se mostraram mais favoráveis em termos de direção e intensidade. No lado de ancoragem, na região anterior, os quatro grupos mostraram momentos na direção distal, mas numa intensidade baixa e provavelmente com nível sub-ótimo.

* Artigo em fase de avaliação para submissão.

Palavras-chave: Ortodontia Corretiva, Biomecânica, Verticalização

INTRODUÇÃO

É muito comum paciente adulto ter a perda dos primeiros molares permanentes. Como consequência os segundos molares inferiores inclinam mesialmente¹.

Existem diversas técnicas mecânicas para verticalização dos molares inferiores, sendo as mais comuns a Técnica do Arco Segmentado (TAS)² e a mecânica com fio contínuo³.

Sander propõe uma mola pré-fabricada e descreve três sistemas de forças efeitos por meio das ativações que ele preconiza, dentre elas estão: 1. Verticalização com Intrusão do molar; 2. Verticalização com extrusão; 3. Verticalização com movimento de raiz do molar⁴.

Na literatura encontra-se um estudo do sistema de força produzido por fios com dobras em “V” por meio de uma análise matemática de deflexão. Os autores utilizaram seis geometrias para entender as diferentes relações interbraquete. O posicionamento méso-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 é gerada e são produzidos momentos de igual intensidade e direções opostas. À medida que a dobra em “V” é movida no sentido méso-distal, para fora do centro, são criadas combinações previsíveis de momentos e forças e são chamadas de dobras em “V” assimétricas⁵.

Na literatura, não foram encontrados estudos descrevendo o sistema de forças geradas pela mola pré-fabricada de Sander, com diferentes padrões de ativações, a não ser os relatos do próprio autor que assume que, na teoria, esta mola teria certo comportamento mecânico. O fato de ser feita com a combinação de fios de diferentes proporções carga/deflexão pode resultar em diferentes sistemas de força quando dobras em “V” são colocadas. Dessa forma o padrão de ativações baseado nas geometrias descritas por Burstone⁶ pode não corresponder ao programado pelo profissional.

Portanto, este trabalho teve o objetivo de testar se a quantidade de fio de NiTi, utilizada na mola de Sander, interfere no momento e na força gerados na

região do molar a ser verticalizado e na região anterior de ancoragem, testando diferentes comprimentos do segmento de níquel titânio.

PROPOSIÇÃO

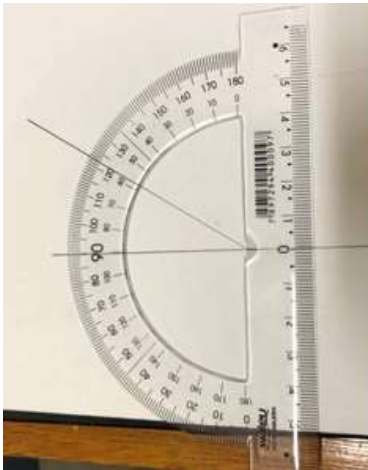
Avaliar por meio do *OFT*, o sistema de força gerado pela mola de Sander com ativação de 30° no segmento posterior (β) e 0° no segmento anterior (α), com a conexão horizontal que une o fio de Níquel Titânio com o de aço, fixada na distância de:

- 1- 0 (zero) mm afastada da curvatura do fio de NiTi que encaixa no tubo auxiliar do molar (G0).
- 2- 1 (um) mm afastada da curvatura do fio de NiTi que encaixa no tubo auxiliar do molar (G1).
- 3- 2 (dois) mm afastada da curvatura do fio de NiTi que encaixa no tubo auxiliar do molar (G2).
- 4- 3 (três) mm afastada da curvatura do fio de NiTi que encaixa no tubo auxiliar do molar (G3).

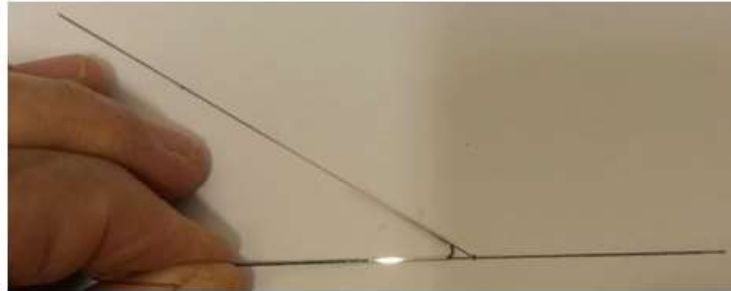
MATERIAL E MÉTODO

Foi selecionado um paciente ortodôntico, com perda de um primeiro molar inferior esquerdo, e por meio do Rx panorâmico verificou-se que o segundo molar inferior esquerdo estava inclinado 32° em relação ao plano oclusal. A inclinação do segundo molar inferior esquerdo foi medida com um *template* confeccionado com um transferidor⁷, utilizando o modelo do paciente como referência. (fig 1 A, B e C).

A



B



C

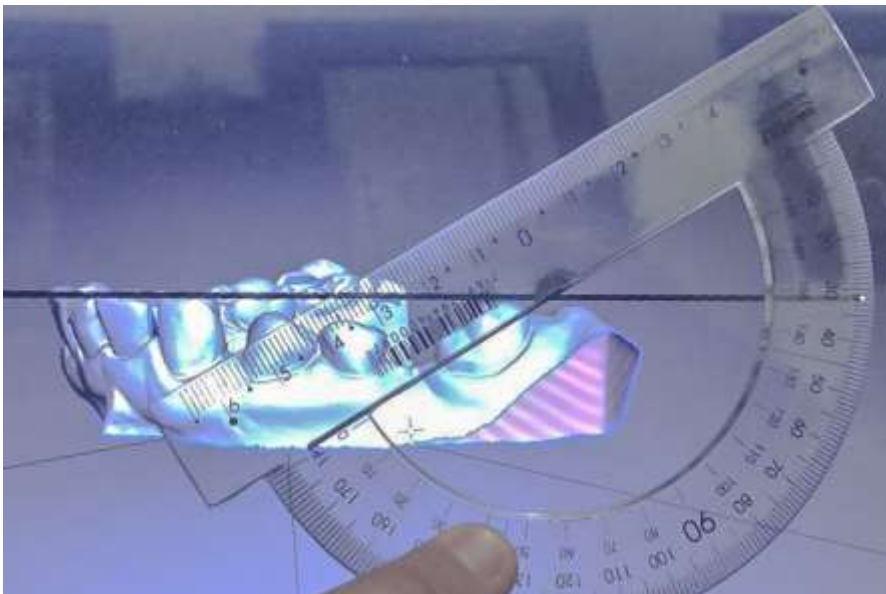


Figura 1 A, B e C: Uso do transferidor para confecção do *Template* para verificar a angulação do segundo molar inferior esquerdo.

O modelo do paciente foi copiado no *scanner* de bancada (Identico light, 3shape, Copenhagen, Dinamarca) e com o programa *Meshmixer* (Autodesk, Inc., San Rafael, CA) os primeiro e segundo pré-molares e segundo molar inferior do lado esquerdo tiveram as coroas dentais recortadas para serem impressas separadamente da arcada total, assim facilitando a fixação no sensor. (fig 2).



Figura 2: Coroas dentais impressas separadamente.

Um modelo completo inferior e as coroas dos pré-molares inferiores esquerdos e segundo molar inferior esquerdo, separadas foram impressos em impressora 3D (Form2, Formlabs, Brasil, Brasília). Um segundo modelo completo inferior teve os dentes do lado esquerdo moldado com silicona pesada (Zetalabor, Zhermack, Badia Polesine, Itália) para servir de guia. (fig 3 A e B).

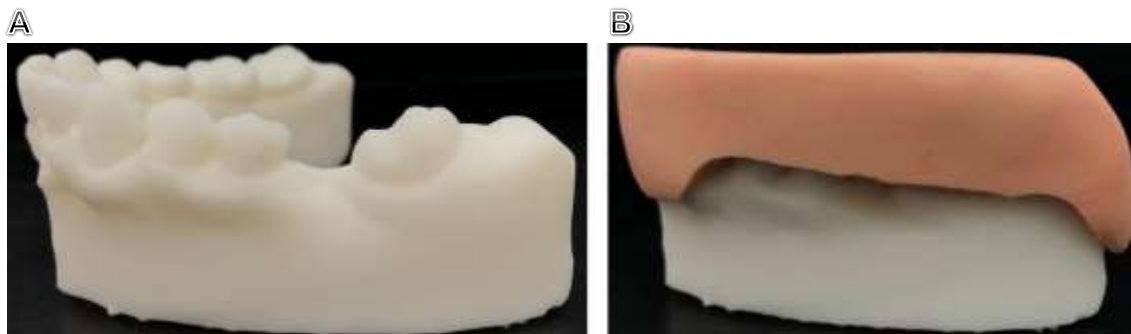


Figura 3 A e B: Modelo impresso completo e guia em silicone.

Os dentes impressos separadamente foram fixados com cera pegajosa em bastão (ASFER, Indústria Química Ltda, São Caetano do Sul, Brasil) na base do modelo utilizando a guia em silicone e após a fixação a guia em silicone foi removida. (fig 4 A e B).



Figura 4 A: Fixação dos dentes com cera pegajosa.

Figura 4 B: Remoção da guia em silicone.

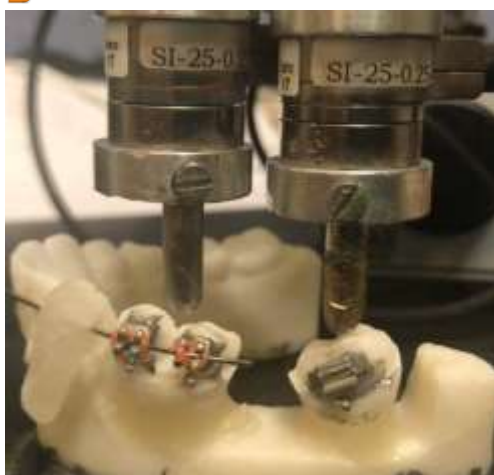
Em seguida, o modelo com os dentes impressos separadamente fixados com cera foi colado na base do *OFT*⁸ com cola epóxi (JB Weld, Sulphur Springs, Tex). Na sequência, os pré-molares inferiores esquerdo tiveram braquetes Roth Sprint 0,022" (Forestadent, Pforzheim, Alemanha) colados com cola epóxi (JB Weld, Sulphur Springs, Tex) e o segundo molar inferior esquerdo tiveram tubo duplo Roth 0,022" colado com cola epóxi (JB Weld, Sulphur Springs, Tex). Foi passado um fio de aço 0,019" x 0,022" (Ormco, Glendora, Califórnia) e um tubo cruzado 0,022" (Forestadent, Pforzheim, Alemanha) entre os pré-molares. O fio foi fixado no braquete com ligaduras elásticas (GAC International) e nas pontas do fio foi utilizado Triad Gel (Dentsply Sirona, New York, Estados Unidos) para o mesmo não deslocar. Entre os pré-molares inferiores esquerdo tiveram uma célula de carga identificada como T4 e o molar inferior esquerdo teve outra célula de carga identificada como T3 (Multi-Axis Force/Torque Nano17; ATI Industrial Automation, Apex, NC) do *OFT*, que têm uma amplitude de medidas de 0-2.000 g (0,0-19.613,3 N) para força e 0-10.000 g.mm (0,0-98.006,5 N.mm) para momentos. As células foram fixadas com cola epóxi (JB Weld, Sulphur Springs, Tex). Após a fixação das células de carga foram removidas as ceras pegajosas que estavam fixando os dentes, e assim os mesmo ficaram flutuando e fixados nas células de carga (fig 5 A, B e C).

Figura 5 A,B e C.

A



Instalação dos braquetes e tubo

B

Posicionamento dos sensores

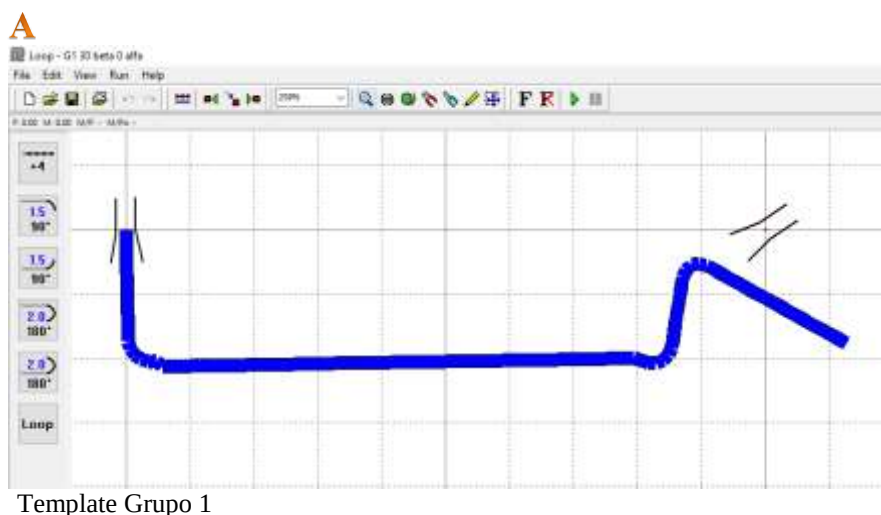
C

Fixação dos sensores e remoção da cera pegajosa

A modificação personalizada do *software* do transdutor ATI (Department of Mechanical Engineering, Indiana University–Purdue University, Indianapolis, Ind) registrou as relações momento-força produzidas quando uma força foi aplicada aos tubos e longe da origem das células de carga (centro da célula de carga). Essa modificação permitiu a inserção desses valores de deslocamento na calibração do *software* e a transferência da origem das medidas 3D para o tubo cruzado entre os pré-molares inferiores esquerdos e para o tubo duplo do molar inferior esquerdo com o eixo x perpendicular, o eixo y paralelo e o eixo z vertical. O *software* também permitiu a calibração rotacional da origem das medidas em todas as três dimensões.

Este estudo testou o sistema de força gerado pela mola de Sander, com ativação de 30° no segmento posterior (β), divididos em 4 grupos (G0, G1, G2, G3), onde a conexão horizontal que une o Níquel Titânio com o aço foi fixa com 0, 1, 2, 3

mm, afastada da curvatura do braço que encaixa no tubo auxiliar do molar. Cada grupo era composto por cinco molas de Sander 0,017"X0,022" no segmento de aço e 0,018"X0,025" no segmento de níquel titânio. (Forestadent, Pforzheim, Alemanha). A mola de Sander foi desenhada no Loop Software (dHAL Software, Atenas, Grécia) e assim impresso servindo como *template*. (fig 6 A).



Antes de cada medição, o *software* OFT e as células de carga foram zerados. Todo o sistema foi inserido em uma caixa de acrílico tipo box-glove, cuja a função é manter a temperatura em 37°⁹. A mensuração das forças para cada amostra foi realizada duas vezes. Os valores de força e de momentos do eixo x (Fx e Tx), eixo y (Fy e Ty) e eixo z (Fz e Tz) foram tabulados em uma planilha compatível com Excel 2010 (Microsoft Office, Microsoft, Redmond, Wash). O *software* estatístico SPSS (IBM SPSS versão 20.0; Armonk, NY) foi utilizado para análise dos dados. A reprodutibilidade entre as duas mensurações das forças Fz e Ty em cada amostra foi estimada por meio do Coeficiente de Correlação Intraclass (ICC) e seu intervalo de confiança (IC95%), considerando a concordância absoluta e o modelo de Análise de Variância a dois fatores mistos para medidas únicas¹⁰. O grau de concordância entre as medidas¹¹. Para ambas as medidas observou-se excelente concordância (Fz: 0,985 (95%IC: 0,969–0,993); Ty: 0,994 (95%IC: 0,987–0,997). Assim, para as análises subsequentes foi utilizada a média aritmética simples entre as duas mensurações para cada amostra.

Inicialmente foi realizada a análise descritiva de Fz e Ty de cada dente e grupo. O pressuposto da normalidade foi avaliado pelo teste de Shapiro-Wilk. O

pressuposto de homocedasticidade foi avaliado a partir do Teste F de Levene. Quando atestada a homocedasticidade, a comparação de Fz e Ty entre os grupos de cada dente foi realizada por meio de Análise de Variância (ANOVA One-Way) seguida pelo pós-teste de Tuckey. Quando a homocedasticidade foi rejeitada, esta comparação foi realizada por meio de ANOVA com correção de Welch seguida pelo pós-teste de Games-Howell.

RESULTADOS

Tabela 1. Estatística descritiva de **Fz** (N) e **Ty** (N-mm) de acordo com dente e grupo.

Grupo	Fz				Ty			
	Média	Desvio Padrão	Mínimo	Máximo	Média	Desvio Padrão	Mínimo	Máximo
Molar								
G0	-0,54	0,04	-0,59	-0,51	17,62	0,29	17,26	18,01
G1	-0,68	0,04	-0,73	-0,62	16,47	0,43	15,89	17,02
G2	-0,66	0,03	-0,69	-0,61	16,58	0,67	15,70	17,58
G3	-0,66	0,07	-0,76	-0,56	14,76	0,55	14,34	15,67
Pré-molar								
G0	0,56	0,04	0,52	0,63	1,49	0,15	1,31	1,65
G1	0,61	0,03	0,58	0,65	2,63	0,20	2,49	2,96
G2	0,56	0,04	0,52	0,60	2,44	0,15	2,26	2,62
G3	0,67	0,09	0,56	0,78	2,42	0,23	2,12	2,74

Na tabela 1 é possível verificar-se os valores das médias, desvio padrão, valores máximos e mínimos para molar e pré-molar. Os molares em todos os grupos apresentaram extrusão, no valor de -0,54N para o G0, -0,68N para o G1, -0,66N para o G2 e -0,66 para o G3. Por outro lado na região anterior, de pré- molares, a força foi predominantemente intrusiva, com variação de 0,56N para G0, 0,61N para G1, 0,56N para G2 e 0,67N para G3. Com relação aos momentos de verticalização – Ty do molar verifica-se que os grupos apresentam verticalização com momento distal e valores de 17,62N para G0, 16,47N para G1, 16,58N para G2 e 14,76N para

G3. Com relação aos momentos de verticalização – Ty dos pré-molares verifica-se que, os grupos G0, G1, G2 e G3 apresentam verticalização com momento distal e valores de 1,49N para G0, 2,63N para G1, 2,44N para G2 e 2,42N para G3.

Tabela 2. Teste de Shapiro-Wilk para as variáveis **Fz** e **Ty**.

Grupo	Fz			Ty		
	W	graus de liberdade	p-value	W	graus de liberdade	p-value
Molar						
G0	0,843	5	0,173	0,995	5	0,994
G1	0,967	5	0,856	0,993	5	0,989
G2	0,941	5	0,670	0,936	5	0,641
G3	0,991	5	0,981	0,840	5	0,164
Pré-molar						
G0	0,893	5	0,371	0,886	5	0,340
G1	0,963	5	0,826	0,791	5	0,068
G2	0,894	5	0,376	0,935	5	0,628
G3	0,951	5	0,745	0,986	5	0,963

Na tabela 2 tem-se o teste de normalidade para as variáveis estudadas e todas tiveram um comportamento normal, adotando-se estratégia analítica paramétrica.

Teste de homocedasticidade

Teste de Levene

Fz		Ty
Molar		
F	0,954	0,520
p	= 0,438	<674
	homocedástico	homocedástico
Pré-molar		
F	3,959	0,299
p	= 0,027	= 0,826
	heterocedástico	homocedástico

Comparação por Anova One-Way com correção de Welch com pós-teste de Games-Howell

Tabela 3. Comparação de médias entre grupos

Força		SQ	QM	F	p-value	η^2_p
Molar						
Fz	Entre grupo	0,062	0,021	8,615	0,001	0,618
	Dentro grupos	0,038	0,002			
	Total	0,100				
Ty	Entre grupo	21,080	7,027	27,327	<0,001	0,837
	Dentro grupos	4,114	0,257			
	Total	25,194				
Pré-molar						
Fz	Entre grupo	0,037	0,012	3,180*	0,081	0,428
	Dentro grupos	0,050	0,003			
	Total	0,087				
Ty	Entre grupo	3,940	1,313	37,525	<0,001	0,876
	Dentro grupos	0,560	0,035			
	Total	4,500				

*Com correção de Welch

Não foi encontrada diferença estatisticamente significativa entre os grupos de pré-molar para Fz. Para as demais comparações, houve pelo menos uma diferença estatisticamente significativa entre os grupos. (tabelas 4 e 5).

Tabela 4. Pós-teste

	Diferença média	p-value
Molar		
Fz*		
G0xG1	0,14	0,002
G0xG2	0,12	0,007
G0xG3	0,12	0,007
G1xG2	0,02	0,878
G1xG3	0,02	0,878
G2xG3	0,00	1,000
Ty*		
G0xG1	-1,16	0,011
G0xG2	-1,04	0,024
G0xG3	-2,86	<0,001
G1xG2	0,12	0,982
G1xG3	-1,70	<0,001
G2xG3	-1,82	<0,001
Pré-molar		
Ty*		
G0xG1	1,14	<0,001
G0xG2	0,95	<0,001
G0xG3	0,93	<0,001
G1xG2	-0,19	0,399
G1xG3	-0,21	0,320
G2xG3	-0,02	0,998

*Teste de Tuckey

Tabela 5. Média e desvio-padrão das variáveis Fz (N) e Ty (N-mm) de acordo com dente e grupo.

Grupo	Fz	Ty
Molar		
G0	-0,54 (0,04) ^B	17,62 (0,29) ^C
G1	-0,68 (0,04) ^A	16,47 (0,43) ^B
G2	-0,66 (0,03) ^A	16,58 (0,67) ^B
G3	-0,66 (0,07) ^A	14,76 (0,55) ^A
Pré-molar		
G0	0,56 (0,04) ^A	1,49 (0,15) ^A
G1	0,61 (0,03) ^A	2,63 (0,20) ^B
G2	0,56 (0,04) ^A	2,44 (0,15) ^B
G3	0,67 (0,09) ^A	2,42 (0,23) ^B

^{ABC} Comparação entre grupos para mesmo dente e força; letras diferentes indicam diferença estatística $\alpha=0,05$

DISCUSSÃO

Esta pesquisa teve como objetivo avaliar o sistema de força gerado pela mola de Sander com ativação de 30° segmento posterior (β) e 0° no segmento anterior

(α), com a conexão horizontal que une o fio de Níquel Titânio com o de aço, fixada na distância de 0 mm (G0), 1mm (G1), 2mm (G3) e 3 mm (G4) afastada da curvatura do fio de NiTi que encaixa no tubo auxiliar do molar e utilizando a mola 0,018”X0,025” no segmento de NiTi e 0,017”X0,022” no segmento de aço. Como resultado geral, este trabalho valida que a distancia da mola utilizada gera efeito mais desejado, com níveis de força e momento biológicos¹².

Com a finalidade de compararem-se os resultados deste trabalho, com as propostas de Sander, o foco foi no plano sagital e nas forças verticais e momentos neste plano específico. Foi demonstrado que a mola gerou força extrusiva na região posterior e intrusiva na região anterior. Sander⁴ propõe que o molar, onde a ativação é $\alpha < \beta$, o molar deve sofrer verticalização acompanhada de extrusão e os pré-molares sofrem momento para mesial e intrusão. A direção das forças foi compatível com a proposta teórica original de Sander, porem os momentos mostraram diferenças nos pré-molares, ou seja, na direção oposta. Isto pode ser explicado pela maior flexibilidade da liga de NiTi na região posterior.

A proposta de Sander foi unir duas ligas diferentes para evitar efeitos colaterais. Onde uma haste de aço na unidade de ancoragem, causa estabilização da mesma por ser uma liga com pouca flexibilidade e bastante rigidez. Deixando assim a liga de níquel titânio trabalhar com sua flexibilidade, causando momento no molar. Este trabalho demonstrou que o fio de aço não se comporta como o desejado por Sander. Em linhas gerais isto provavelmente aconteceu pela combinação de um fio mais rígido com um mais flexível, que teria como consequência a geração de um resultante tipo geometria III¹³. A ideia teórica de um fio rígido na área de estabilidade e de um fio flexível na área de maior movimento não se mostrou verdadeira no presente trabalho¹⁴.

Leão¹⁵ demonstrou, em estudos de fotoelasticidade, que a ativação proposta por Sander em 0° no segmento anterior, quando comparada com cantilever simples, apresentava área de estresse semelhante na região do molar, ou seja, o dispositivo apresentava momento de verticalização para distal. O estudo citado não avaliou as forças verticais. Por outro lado, na região reativa anterior dos pré-molares, a mola de Sander a 0° de ativação em alfa teve comportamento semelhante ao cantilever simples, com pouco estresse nessa área. Estes dados não são compatíveis com o presente estudo. A diferença pode ser explicada por um dos estudos serem apenas

qualitativo e o estudo atual quantitativo e utilizando um sistema mais sensível de aferição de forças e momentos.

A intensidade do momento considerado como ideal para a verticalização de molares é de 10 a 20 N-mm¹⁶. Neste raciocínio, todas as variações aplicadas nas molas no presente estudo tiveram um comportamento aceitável em relação ao molar. Parece não haver grande interferência do fator distância com relação a este quesito. Em relação à força vertical, tanto no segmento anterior quanto posterior, foram bastante baixas e com grande possibilidade de as mesmas serem neutralizadas pelas forças oclusais, principalmente nos pacientes normo e hipodivergente, considerando que a média de carga oclusal dos molares do lado esquerdo é de 30,54 Kgf e do lado direito de 23,53 Kgf¹⁷.

Shibasaki¹⁸, em 2021 comparou diferentes alturas de tubos em molares inclinados, utilizando como metodologia fios contínuos de NiTi 0,016"X0,022" e o OFT para aferição. Concluiu que, como esperado, este sistema de forças sempre gera força extrusiva posterior e intrusiva anterior. Estes dados são compatíveis com o trabalho atual, inclusive em relação à intensidade de forças e momentos, bem como ao padrão de geometria III de Burstone, no sistema como um todo. As forças verticais variaram no trabalho citado de -0,75 a -1,31 N e os momentos de 11,84 a 13,98 N-mm, na região dos molares.

Neste aspecto, a escolha entre fios contínuos e molas de Sander, estaria mais relacionada à preferência individual do que a fatores mecânicos do sistema de forças. Vale ressaltar que autores sugerem como melhor sistema a colocação do tubo no dente molar bem oclusal, o que talvez do ponto de vista clínico seja inviável por contato com o antagonista. Caso o ortodontista ainda opte por fazer levantar de mordida, vale ressaltar que as forças extrusivas se manifestariam com maior facilidade pela ausência de forças oclusais antagônicas.

Do ponto de vista clínico, poderíamos inferir que as molas de Sander, aqui testadas, a do G0 seria as que tiveram comportamento melhor, por gerarem momentos de verticalização compatíveis biologicamente com a literatura¹² e forças verticais bastante leves, com menor momento reativo na unidade dos pré-molares. Porém, se levarmos em conta as diferenças de valores observados entre os quatro grupos poderíamos dizer que clinicamente, a variação no comprimento do segmento de NiTi não tem significância clínica.

Na região anterior, porém, o sistema de força gerado pelos cantilevers e as molas de Sander seriam diferentes. Enquanto o primeiro teria uma força intrusiva e a possibilidade de algum momento força, dependendo da linha de ação da mesma em relação a centro de resistência do segmento de ancoragem, as molas de Sander geram momentos de binário para distal, em função de estarem inseridas em um tubo cruzado.

CONCLUSÃO

Baseado nos testes utilizados e de acordo com a metodologia aplicada pode-se concluir que:

- 1- A alteração no comprimento do segmento de níquel titânio na mola de Sander mostrou diferença estatística entre os 4 grupos testados.
- 2- Todas as pré-ativações testadas (G0, G1, G2 e G3) mostraram forças extrusivas nos molares e intrusivas na região de pré-molares, mas em um nível baixo.
- 3- As pré-ativações do grupo G0 foram as que se mostraram mais favoráveis em termos de intensidade.
- 4- No lado de ancoragem, na região anterior, os quatro grupos mostraram momentos na direção distal, mas numa intensidade baixa e provavelmente com nível sub-ótimo.

REFERÊNCIAS

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. BURSTONE CJ. Rationale of the segmented arch. *Am J Orthod.* 1962;48:805-22.
3. 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.
4. SANDER, F. G.; WICHELHAUS, A. [The clinical use of the new NiTi-SE-steel uprighting spring]. *Fortschr Kieferorthop*, v. 56, n. 6, p. 296-308, Nov 1995. ISSN 0015-816X.

5. BURSTONE, C. J.; KOENIG, H. A. Creative wire bending--the force system from step and V bends. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, v. 93, n. 1, p. 59-67, Jan 1988. ISSN 0889-5406.
6. Burstone CJ, Koenig HA. Creative wire bending—the force system from step and V bends. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1988; 93:59-67.
7. ALCÂNTARA RM. Estudo da distribuição das tensões provenientes de molas helicoidais utilizadas na verticalização de molares pelo método da fotoelasticidade de transmissão plana. 2006.
8. Chen J, inventor; Advanced Research and Technology Institute, Inc., assignee. Apparatus and method for measuring orthodontic force applied by na orthodontic appliance. United States Patent US 6.120.287, 2000.
9. Ribeiro AA. Avaliação mecânica tridimensional de molas T compostas de NiTi e Aço[Tese de Doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2015.
10. McGraw KOWS. Forming inferences about some intraclass correlations coefficients. *Psychol Methods* [Internet]. 1996;1(1):30–46. Available from: <https://doi.org/10.1037/1082-989X.1.4.390>
11. Fermanian J. Mesure de l'accord entre deux juges. *Cas qualitatif*. 1984;140–7.
12. BURSTONE, C. J. Application of bioengineering to clinical orthodontics. In: GRABER, T. M.; VANARSDALL, R. L. *Orthodontics: current principles and techniques*. 2nd ed. Saint Louis: Mosby, 1994, p. 235-267.
13. Burstone CJ, Koenig HA. Precision adjustment of the transpalatal lingual arch: Computer arch form predetermination. *Am. J. Orthod*. V. 79, n. 2. p. 115-133, February 1981.
14. Burstone CJ, Koenig HA. Creative wire bending—the force system from step and V bends. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1988; 93:59-67.
15. Pinheiro, C.L. Análise fotoelástica da distribuição de tensões cisalhantes em segundos molares inferiores inclinados. Dissertação. Araraquara, São Paulo. 2019.
16. Koenig HA, Burstone CJ. Force systems from an ideal arch—large deflection considerations. *Angle Orthod* 1989;59:11-6.
17. NASCIMENTO, Gerlane Karla B. Oliveira et al.. Verificação da força de mordida e da atividade elétrica dos músculos masseteres durante a mastigação em laringectomizados totais. *Rev. bras. odontol.*, Rio de Janeiro, v. 68, n. 2, p.
18. Shiabasaki, W.M.M.; Martins, R.P. Loads of continuous mechanics for uprighting the second molar on the second molar and premolar. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2021.

4 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Publicação 1:

- A mola de escolha seria a do G2, pois a mesma tem a semelhança de um cantilever construído com TMA 0,017"X0,025", possuindo momento de verticalização e força de extrusão;
- cuidado que deve-se tomar são com os pacientes hiperdivergentes, pois, a força de extrusão pode abrir a mordida do paciente.

Publicação 2:

- A mola de preferência no ponto de vista clínica seria a do G0, pois geram momentos de verticalização compatíveis biologicamente com a literatura e forças verticais bastante leves, com menor momento reativo na unidade dos pré-molares;
- Conseguiu-se observar que a variação do comprimento de Niti não tem significância clínica.

Para as duas publicações, observa-se que:

A atenção deve ser tomada na região anterior, pois o cantilever e a mola de Sander são diferentes. O cantilever tem uma força intrusiva e a possibilidade de um momento força que faz com que a linha de ação seja no centro de resistência do segmento de ancoragem. A mola de Sander gera momentos de binário para distal, em função de estar inserida em um tubo cruzado.

REFERÊNCIAS*

1. 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 1.
2. Mendonça AGS, Sukekava F, Mendonça MLF, Gouvêa CV, Fraga RC. Contribuição da ortodontia após tratamento periodontal. *Rev Perionews*. 2010; 4(2): 125–9.
3. Roberts WW, Chacker FM, Burstone CJ. A segmental approach to mandibular molar uprighting. *Am J Orthod*. 1982; 81(3): 177-84.
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. Compagnon D, Woda A. Supraeruption of the unopposed maxillary first molar. *J Prosthet Dent*. 1991; 66(1): 29-34.
7. Kima S-J, Kim J, Choi Th Lk. Restoration of a vertical alveolar bone defect by orthodontic relocation of a mesially impacted mandibular first molar. *Am J Orth*. 2015; 147(4 Suppl): S122-32.
8. Sakima T, Martins LP, Sakima MT, Terada HH, Kawakami RY, Ozawa TO. Alternativas mecânicas na verticalização de molares: sistema de forças liberados pelos aparelhos. *R Dent Press Ortodon Ortop Facial*. 1999; 4(1): 79–100.
9. Burstone CJ. Rationale Of the segmented. *Arch. Am J Orthod*. 1962; 48: 805-22.
10. Romeo DA, Burstone CJ. Tip-back mechanics. *Am J Orthod*. 1977; 72(4); 414–21.
11. Sander FG, Wichelhaus A. [The clinical use of the new niti-se-steel uprighting spring]. *Fortschr Kieferorthop*. 1995; 56(6): 296-308.
12. 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.

*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>

Não autorizo a publicação deste trabalho antes de 26 de julho de 2024

(Direitos de publicação reservado ao autor)

Araraquara, 26 de julho de 2022 .

Henrique Barcelos Brandão