UNESP - Universidade Estadual Paulista

"Júlio de Mesquita Filho"

Faculdade de Odontologia de Araraquara

RICARDO LIMA SHINTCOVSK

AVALIAÇÃO DO SISTEMA DE FORÇAS TRIDIMENSIONAIS PRODUZIDOS EM MECÂNICAS DE INTRUSÃO, UTILIZANDO DOBRAS VERTICAIS, ALÇA RETANGULAR E ARCO CONTÍNUO

Araraquara

2017

UNESP - Universidade Estadual Paulista

"Júlio de Mesquita Filho"

Faculdade de Odontologia de Araraquara

RICARDO LIMA SHINTCOVSK

AVALIAÇÃO DO SISTEMA DE FORÇAS TRIDIMENSIONAIS PRODUZIDOS EM MECÂNICAS DE INTRUSÃO, UTILIZANDO DOBRAS VERTICAIS, ALÇA RETANGULAR E ARCO CONTÍNUO

Tese apresentada ao programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas Área de concentração Ortodontia, da Faculdade de Odontologia de Araraquara, da Universidade Estadual Paulista para obtenção do título de Doutor em Ciências Odontológicas

Orientador: Profa. Dra. Lídia Parsekian Martins

Co-Orientador: Prof. Dr. Renato Parsekian Martins

Araraquara

2017

Shintcovsk, Ricardo Lima
Avaliação do sistema de forças tridimensionais produzidos em mecânicas de intrusão, utilizando dobras verticais, alça retangular e arco contínuo / Ricardo Lima Shintcovsk.-- Araraquara: [s.n.], 2017
79 f. ; 30 cm.

Tese (Doutorado em Ortodontia) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia
Orientadora: Profa. Dra. Lídia Parsekian Martins
Co-orientador: Prof. Dr. Renato Parsekian Martins

1. Fios ortodônticos 2. Movimentação dentária 3. Ortodontia
I. Título

RICARDO LIMA SHINTCOVSK

AVALIAÇÃO DO SISTEMA DE FORÇAS TRIDIMENSIONAIS PRODUZIDOS EM MECÂNICAS DE INTRUSÃO, UTILIZANDO DOBRAS VERTICAIS, ALÇA RETANGULAR E ARCO CONTÍNUO

COMISSÃO JULGADORA

TESE PARA OBTENÇÃO DO GRAU DE DOUTOR

Presidente e Orientadora: Profa. Dra. Lídia Parsekian Martins

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

3º Examinador: Prof. Dr. Luiz Geraldo Vaz

4º Examinador: Prof. Dr. Bruno D'Aurea Furquim

5º Examinador: Prof. Dr. Orlando Motohiro Tanaka

Araraquara, 17 de março de 2017

DADOS CURRICULARES

Ricardo Lima Shintcovsk

NASCIMENTO	19/11/1976 – Curitiba – Paraná
FILIAÇÃO:	Maria Inês de Lima Shintcovsk e Edimar Rodrigues Shintcovsk
1996 a 2001	Curso de Graduação em Odontologia - Pontifícia Universidade Católica do Paraná
2007 a 2008	Curso de Pós-Graduação em Odontologia, Área de Concentração Ortodontia, nível Mestrado - Pontifícia Universidade Católica do Paraná
2013 a 2016	Curso de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas, Área de Concentração Ortodontia, nível Doutorado – Faculdade de Odontologia de Araraquara – FOAr/UNESP
Associações:	**ABOR/BA e SBPqO**

Dedico este trabalho...

Aos meu pais, Edimar e Maria Inês

Meus exemplos de conduta, grandes incentivadores e que sempre fizeram o melhor para meu crescimento. Sempre presente nas idas e vindas, cuidando não só de mim, mas de nossa filha. Exemplos a serem seguidos. Amo muito vocês...

A minha esposa Luégya

Mais do que minha esposa, uma grande mulher. Dedicada, esforçada e preocupada com tudo. Sempre companheira nos momentos bons e principalmente difíceis. Amor para toda a vida... Maravilhosa, carinhosa, com um grande coração... Aprendi e muito com você em todos os sentidos... Te amo muito....

Á minha pequena Maria Júlia

Presente divino que foi dado por Deus... Seu olhar, seus carinhos, suas risadas e suas primeiras palavras são o grande incentivo de continuar...

Aos meus irmãos Elaine e Rogério

Mesmo distante de você minha irmã que amo tanto e de você meu irmão sempre em meus pensamentos, tenho vocês sempre presentes em minha vida...

Amo muito vocês!

Agradecimentos especiais...

À ***Deus***, por me proporcionar mais um momento maravilhoso em minha vida, sempre me iluminando e guiando mesmo eu estando afastado dele em muitos momentos.

Aos meus sogros ***Lúcio Roberto Knop*** e ***Maria Emília Amorim Henriques Knop*** por todo carinho, oração, dedicação e cuidado comigo, Luégya e Juju. Por serem tão presentes em minha vida.

À minha cunhada ***Laianne Knop***, meu cunhado ***Diego Cedraz*** e meu afilhado ***Rubens Lucca***, amo todos de coração.

A minha Orientadora, ***Profª. Drª. Lídia Parsekian Martins***, não há palavras para agradecê-la! Obrigado pelo carinho e dedicação. Pelo apoio e ajuda.

Ao meu Co-orientador, ***Prof. Dr. Renato Parsekian Martins***, por todos ensinamentos, paciência, dedicação e conhecimento transmitidos. Foi muito importante em meu aprendizado. Um exemplo a ser seguido.

Ao Professor ***Dr. Luiz Gonzaga Gandini Júnior*** e ***Profa. Dra. Márcia Gandini,*** pelo cuidado e carinho em todos os momentos vividos nestes anos que passaram, sempre serenos e prestativos conosco.

Ao prof. ***Dr. Ary dos Santos-Pinto***, por todo conhecimento transmitido e contribuições ao longo deste trabalho. Sempre atencioso e prestativo conosco.

Ao ***Prof. Dr. Dirceu Barnabé Raveli***, por todos os ensinamentos ortodônticos ao longo desta trajetória e pela generosidade em sempre nos receber tão bem.

Às amigas **Vanessa** e **Zetti** do consultório que sempre foram atenciosas, prestativas e cuidaram de mim em momentos de dificuldade.

Aos colegas e amigos do Doutorado, ***Luégya, Liliane, Taisa, Claudia, Kelei, Isabela, Layene, Jonas, Talles, Roberto, Patrícia e Tatiane*** pelo excelente convívio e ajuda sempre disponíveis.

Ao meu grande amigo ***Luiz Filipe Siu Lon***, por todas estes anos de intenso trabalho e ajuda, sempre disponível e prestativo.

Aos meus grandes amigos ***Saulo Régis de Oliveira Junior, Matheus Araújo e Candice Belchior***, pelo companheirismo, amizade, ajuda e carinho serei eternamente grato.

Aos meus ***alunos da Especialização em Ortodontia da Faculdade Herrero, ABO-Ilhéus*** e ***Faculdade IPPEO***, pela confiança em meu trabalho e por me permitirem fazer o que mais amo da vida: ensinar!

À todos meus amigos e familiares, que direta ou indiretamente me fizeram acreditar que esse sonho seria possível.

Agradecimentos...

À Faculdade de Odontologia de Araraquara- UNESP, na pessoa da diretora ***Profª. Drª. Elaine Maria Sgavioli Massucato*** pela oportunidade concedida para realização do curso de doutorado.

À Coordenação da Pós-Graduação em Ciências Odontológicas da Faculdade de Odontologia de Araraquara-UNESP, na pessoa do ***Prof. Dr. Osmir Batista de Oliveira Jr***., pela oportunidade em fazer parte deste programa.

Ao Departamento de Clínica Infantil da Faculdade de Odontologia de Araraquara-UNESP, representada pelo chefe de Departamento ***Profª. Drª. Lídia Parsekian Martins.***

Aos funcionários do Departamento de Clínica Infantil da Faculdade de Odontologia de Araraquara- UNESP, especialmente à ***Soninha***, por toda pronta disposição em ajudar e Diego por me ajudar na contrução de todos os modelos necessários para o desenvolvimento de meu trabalho.

Aos funcionários da Seção de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia de Araraquara- UNESP, especialmente, a ***Cristiano*** e ***Alexandre***, por não medir esforços em me ajudar sempre que preciso.

Aos protéticos do laboratório de Ortodontia, ***Pedro*** e ***Antônio***, pela amizade e apoio necessário na execução de trabalhos práticos.

Aos funcionários do GESTOS- Grupo de Estudos Ortodônticos e Serviços, pelo acolhimento carinhoso.

Às funcionarias da Faculdade Herrero/Ba, ***Lene, Débora, Mônica*** e ***Ana Paula*** por cuidarem tão bem do meu ambiente de trabalho durante as semanas destes 4 anos que eu não pude estar presente.

A todos aqueles que de alguma forma colaboraram com a realização deste trabalho...

“Os que são loucos o suficiente para pensarem que podem mudar o mundo são os que fazem.”

Steve Jobs

Shintcovsk RL. Avaliação do sistema de forças tridimensionais produzido em mecânicas de intrusão, utilizando dobras verticais, alça retangular e arco contínuo [Tese de Doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2017.

RESUMO

Objetivo: Avaliar o sistema de forças tridimensionais, produzido em mecânicas de itrusão, utilizando dobras verticais, alça retangular e arco contínuo. **Materiais e Métodos:** Três artigos científicos foram redigidos e utilizados para a avaliação dos propósitos apresentados. **Resultados:** Na intrusão de incisivos os fios dos 3 grupos utilizados produziram forças e momentos diferentes. As maiores forças e momentos ocorreram no grupo SS. Forças linguais estavam presentes e foram significantes somente no grupo SS. No sentido mésio-distal o grupo Aço Inoxidável e o Flexy Multi produziram força distal. Os três grupos produziram momentos diferentes, todos com tendência de angulação do lateral no sentido distal, inclinação vestibular de coroa e rotação de mesial para vestibular. Em relação a intrusão pura do segundo molar (2M), durante a desativação houve diferenças significante entre os M(x) e F(x) produzidos pelas alças retangulares (AR) e pelo arco continuo (AC). No tubo do 2M, as AR produziram M(x) baixos e relativamente constantes durante a desativação enquanto que no AC eles foram de maior magnitude decrescendo linearmente. Quando o tubo do 2M foi inclinado mesialmente, houve diferença entre os M(x) produzidos na AR em relação ao AC, sendo que em AC estes momentos foram baixos. Já quando o dente foi inclinado para distal o AR produziu um M(x) menor em relação ao AC, bem como F(z) menores. Em todos os grupos analisados foram produzidos M(x) e F(z) altas nos primeiros molares. **Conclusão:** Quando a dobra de intrusão é realizada em um dente com apoio mesial e distal de bráquetes, os efeitos colaterais são minimizados. As ligas de beta-titânio e de beta-titânio revestido com níqueo-titânio tiveram os melhores resultados em relação ao aço inoxidável. Porém, quando não temos o apoio distal, como é o caso do segundo molar, e se deseja realizar uma intrusão pura ou a correção de sua inclinação quando para mesial, a correção é possível somente com alça retangular. Caso o segundo molar esteja inclinado para distal a correção é melhor realizada com o arco contínuo.

Palavras-chave: Fios ortodônticos; Movimentação dentária; Ortodontia

Shintcovsk RL. Evaluation of the system of three-dimensional forces produced in intrusion mechanics, using vertical folds, rectangular handle and continuous arc [Tese de Doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2017.

ABSTRACT

Objective: To evaluate the system of forces produced in intrusion mechanics, in situations with mesial and distal supports to the bracket to be moved and without distal support. **Materials and Methods:** Three scientific articles were written and used to evaluate the purposes presented. **Results:** In the intrusion of incisors the wires of the 3 groups used produced different forces and moments. The greatest forces and moments occurred in the Stainless Steel group. Lingual forces were present and were significant only in the SS group. In the mesio-distal direction the stainless steel and the Flexy Multi groups produced distal force. The three groups produced different moments, all with tendencies of lateral angulation in the distal direction, buccal crown inclination and mesial rotation for vestibular. In relation to the pure intrusion of the second molar (2M), during the deactivation there were significant differences between the M(x) and F(x) produced by the rectangular (AR) and continuous arc (AC) loops. In the 2M tube, the ARs produced low and relatively constant M(x) during the deactivation while in the AC they were of larger magnitude decreasing linearly. When the 2M tube was inclined mesially, there was a difference between the M(x) produced in the RA in relation to the CA, and in AC these moments were low. When the tooth was tilted to distal, the AR produced a smaller M(x) in relation to the AC, as well as smaller F(z). In all groups analyzed, high M(x) and F(z) were produced in the first molars. **Conclusion:** When the intrusion bend is performed on a tooth with mesial and distal bracket support, the side effects are minimized. Beta-titanium and beta-titanium alloys coated with nickel-titanium had the best results compared to stainless steel. However, when we do not have the distal support, as in the case of the second molar, and if we want to perform a pure intrusion or the correction of its inclination when to mesial, correction is possible only with a rectangular loop. If the second molar is inclined to distal the correction is best performed with the continuous arch.

Keywords: Orthodontic wires; Tooth movement; Orthodontics

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO..... 13

2 PROPOSIÇÃO 15

3 ARTIGOS..... 16

3.1 ARTIGO 1 Avaliação do sistema de forças produzidos por uma dobra de intrusão no bráquete de um lateral superior produzido por três ligas ortodônticas..... 16

3.2 ARTIGO 2 Intrusão de segundo molar: mecânica com arco contínuo ou alça retangular? 32

3.3 ARTIGO 3 Arcos contínuos e alças retangulares para a correção de sistemas de força consistentes e inconsistentes em segundos molares extruídos e inclinados..... 55

4 CONSIDERAÇÕES FINAIS 78

REFERÊNCIAS 79

1 INTRODUÇÃO

O movimento vertical dos dentes pode ser realizado durante a fase de alinhamento e nivelamento, ou na etapa de finalização do tratamento ortodôntico dependendo do planejamento inicial do tratamento. Quando ele é realizado na fase inicial, geralmente um fio flexivel que nivela os bráquetes desnivelados, e quando realizado no fim do tratamento, fios mais rígidos são dobrados para ajustar a posição dos bráquetes e dos dentes.

Dependendo do posicionamento do dente a ser intruído na arcada, o sistema de força poderá ser diferente, o uso de dobras (Keim et al.[9], 2014), fios mais flexíveis (Burstone, Goldberg[2], 1980; Insabralde et al.[8], 2014) e alças (Rabould et al.[12], 2001) necessitam ser avaliados em cada caso. Outros aspectos importantes a serem analisados, são a rigidez e o desenho do aparelho para a definição da mecânica a ser aplicada (Burstone[4], 2007), devido a ocorrência de efeitos colaterais que poderão ocorrer.

Dentes localizados nos extremos das arcadas apresentam grande dificuldade de correção com fio contínuo, pois não possuem um apoio distal de um bráquete e com isto os arcos ficam mais flexíveis na porção posterior. Mesmo aumentando a rigidez dos fios, a força aplicada e os momentos gerados não são colineares, tendo como consequência a inclinação de ambos os molares. A rotação gerada somente é equilibrada pela inclinação das raízes dos molares para equilibrar o sistema de forças (Burstone, Koenig[3], 1974; Koenig, Burstone[10], 1989).

Entretanto, os ortodontistas utilizam fios mais espessos para a realização de pequenas dobras ou torções em dentes localizados entre bráquetes contíguos, com o propósito de haver pouca folga entre a interface fio/canaleta, a fim de obter um maior controle da movimentação dentária. O fio utilizado pela maioria dos ortodontistas nos dias de hoje é o aço inoxidável (Keim et al.[9], 2014), o que pode levar a movimentações indesejáveis durante essa fase, pois é difícil de se realizar dobras desejadas em um plano do espaço sem influenciar o formato do fio nos outros planos.

Para a comparação das forças ortodônticas desenvolvidas por bráquetes e fios, o ideal seria que as forças e momentos produzidos por um aparelho completo fossem mesuradas. O sistema de mensuração tridimensional Orthodontic Force

Tester (OFT) desenvolvido por Chen[5] (2000), pode ser utilizado para esse propósito e já foi utilizado em diversos modelos metodológicos para avaliar forças ortodôntica (Viercilli et al.[13], 2009; Mittal et al.[11], 2013; Almeida et al.[1], 2016) mas não encontrado ainda na literatura para mensurar o sistema de força de dobras de intrusão.

Quando forças intrusivas são excessivas, maior a predisposição a reabsorções radiculares nesse tipo de movimentação (Faltin et al.[6], 2001; Harris et al.[7], 2006). Entretanto, ainda não se sabe a quantidade de força é aplicada em dente especifico quando dobras de intrusão são realizadas.

Portanto, devido a carência na literatura sobre a movimentação dentária em dentes extruídos, o objetivo deste trabalho foi avaliar o sistema de forças tridimensionais, produzido em mecânicas de intrusão, utilizando dobras verticais, alça retangular e arco contínuo.

2 PROPOSIÇÃO

Avaliar o sistema de forças tridimensionais produzido em mecânicas de intrusão, utilizando dobras verticais, alça retangular e arco contínuo.

2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

ARTIGO 1 Avaliar se uma dobra vertical intrusiva em um incisivo lateral superior produz efeitos colaterais em outros planos do espaço junto a intrusão, medida no bráquete, e se a utilização de diferentes fios de finalização pode influenciar esses efeitos.

ARTIGO 2 Comparar o sistema de força produzido por um arco de níquel-titânio e uma alça retangular de beta-titânio pré-ativada para a intrusão pura de um segundo molar superior.

ARTIGO 3 Comparar o sistema de força produzidos por uma alça retangular e arco continuo na correção de um segundo molar inclinado para mesial e para distal, em situações de sistema de forças inconsistente e consistente, respectivamente.

3 ARTIGOS

3.1 ARTIGO 1

Avaliação do sistema de forças produzidos por uma dobra de intrusão no bráquete de um lateral superior produzido por três ligas ortodônticas[1]

RESUMO

Objetivo: Avaliar se uma dobra vertical de 0,5 mm aplicada ao bráquete de um incisivo lateral produz efeitos colaterais em outros planos do espaço e se a utilização de diferentes fios pode afetar esse efeito. **Materiais e Métodos:** Bráquetes e tubos slot .022" foram colados passivamente em um modelo em resina acrílica de um paciente tratado com auxílio de um fio de aço .019" x .025". O modelo foi preso ao Orthodontic Force Tester (OFT) e uma célula de carga foi presa ao incisivo lateral esquerdos. Trinta arcos retangulares .019"x.025" foram divididos em três grupos de acordo com sua liga metálica: grupo SS (fios de aço inoxidável), grupo B-Ti (fios de beta-titânio) e grupo MF (fios de beta-titânio revestidos com níquel-titânio). Dobras padronizadas de 0,5 mm de altura foram feitas com um alicate universal para dobras intraorais e foram aferidas com um gabarito de resina. As forças e momentos nos 3 planos do espaço foram registrados pelo software do OFT para análise estatística. Os dados das 3 forças e 3 momentos foram analisados por analise de variância e o teste post-hoc de Tukey foi utilizado para a identificação das diferenças entre os grupos, com nível de significância de 5%. **Resultados:** Os grupos produziram forças diferentes no sentido vertical ($p<.001$). O SS produziu uma força maior (3,4N) que o B-Ti (1,41N) e o grupo MF (0,53N). Forças linguais foram produzidas no SS (0,82N) e B-Ti (0,31N), enquanto que no MF as força foram insignificantes. O SS produziu força mesial de 0,24N, o B-Ti força insignificante e o MF produziu uma força distal baixa (.09N). Os grupos produziram momentos de angulação diferentes ($p<.001$), todos com tendência de angular o lateral na direção distal (SS =31,48 N.mm, B-Ti = 11,7 N.mm e MF=4,55 N.mm). Também houve momentos de inclinação vestibular de coroa. O SS produziu um momento maior (3,63 N.mm) que o B-Ti (1,02 N.mm) e o MF (0,36 N.mm) não havendo diferença entre esses dois últimos. Ocorreu momento de rotação mesial para vestibular nos três grupos (SS 7,17 N.mm, B-Ti 3,46 N.mm e MF 0,86 N.mm). **Conclusão:** As dobras de intrusão de 0,5mm aplicada produziram junto a intrusão, efeitos colaterais de ligualização e mesializacao. Adicionalmente, foram presentes momentos de inclinação distal e vestibular de coroa, bem como rotação no sentido mesial para vestibular. Os fios de B-Ti e MF produziram, nessa ordem menores forças de intrusão, mas também menores efeitos colaterais, muitas vezes insignificantes, quando comparados ao aço inoxidável.

PALAVRAS CHAVES: dobras, intrusão, mecânica

[1] Artigo submetido e seguindo as normas de publicação do periódico American Journal of Orthodontics

INTRODUÇÃO

O posicionamento de bráquetes na ortodontia ainda está distante de ser perfeito. Isso leva ao procedimento de reposicionamento de peças, que pode ser feito no início e durante o tratamento, ou ao procedimento de ajuste com dobras nos fios de trabalho, na fase de finalização. Ambos os procedimentos funcionam adequadamente e são, normalmente, de escolha pessoal do ortodontista.

A finalização é uma das fases mais trabalhosas do tratamento ortodôntico, porque demandam habilidade manual e um controle de movimentação que depende das características dos fios e bráquetes utilizados. Geralmente os ortodontistas utilizam fios espessos para a realização de pequenas dobras ou torções, com o propósito de haver pouca folga entre a interface fio/canaleta, a fim de obter um maior controle da movimentação dentária. Entretanto, os fios utilizados para finalização nos dias de hoje são de menores dimensões do que os originalmente propostos na ortodontia e não preenchem a canaleta dos bráquetes perfeitamente. Adicionalmente, o fio utilizado pela maioria dos ortodontistas nos dias de hoje é o aço inoxidável,[1] o que pode levar a movimentações indesejáveis durante essa fase, pois é difícil de se realizar dobras desejadas em um plano do espaço sem influenciar o formato do fio nos outros planos.

Os fios de beta-titânio tem aumentado em popularidade e tem sido mais e mais utilizados na fase de finalização.[1] O fato dessa liga produzir forças mais leves quando comparadas aos fios de aço (aproximadamente 40% menor), e poder sofrer o dobro de deflexão sem deformação permanente,[2] torna-a interessante para a aplicação de pequenas dobras ou torções na fase de finalização. Outros fios flexíveis como os de beta-titânio revestidos com níquel-titânio,[3] como o Flexy-Multi (Orthometric, Marília/Brasil produzido por Beijing Smart Tecnology, Beijing/China) podem mostrar-se igualmente uteis para as fazes de finalização.

Apesar da existência de inúmeros trabalhos comparando fios ortodônticos de diversas ligas, a maioria desses trabalhos testou os fios em flexões em 3 pontos, com as extremidades livres e sem atrito.[3] Esse tipo de investigação compara propriedades entre os fios, mas é falha em mostrar os níveis de força que realmente são aplicados ortodonticamente por um fio contínuo. Para a comparação das forças ortodônticas desenvolvidas por bráquetes e fios, o ideal seria que as forças e

momentos produzidos na movimentação dentária por um aparelho completo fossem mesuradas da mesma maneira em que agem na boca de um paciente. O Orthodontic Force Tester (OFT),[4] um sistema de mensuração tridimensional, pode ser utilizado para esse propósito, visto que já foi utilizado em diversos modelos metodológicos para avaliar forças ortodôntica,[5-14] mas ainda não foi utilizado para mensurar o sistema de força de dobras de finalização.

O conhecimento da intensidade de forças aplicada na ortodontia é importante, principalmente em movimentos intrusivos, o que parece haver uma predisposição maior a reabsorções radiculares nesse tipo de movimentação, quando forças excessivas são utilizadas.[15,16] Alguns autores estabeleceram que 10 a 25gf pode ser suficiente para intruir um incisivo inferior sem efeitos deletérios,[17-19] e essa força pode ser precisamente aplicada através de um arco de intrusão.[18,20] Entretanto, ainda não se sabe quanta força é aplicada a um dente especifico quando dobras de intrusão são realizadas durante a finalização.

Portanto, o objetivo deste trabalho foi medir se uma dobra vertical intrusiva em um incisivo lateral produz efeitos colaterais em outros planos do espaço e se a utilização de fios de finalização de diferentes composições pode afetar esse efeito.

MATERIAIS E MÉTODOS

Bráquetes autoligáveis slot .022” prescrição Roth e tubos de molares simples slot .022” (Morelli, Sorocaba/Brasil) foram colados com cola epóxi (JB WeldCo., Sulphur Springs, TX) em um modelo de resina acrílica um paciente tratado ortodonticamente, de forma passiva ,com a ajuda de um fio de aço .019” x .025”. O modelo foi preso a mesa de apoio do OFT (Figura 1) e uma de suas células de carga, (Multi-axis force/torque Nano 17, Industrial Automation, Apex, IN) com intervalos de mensuração de força de 0-20 N e de 0-100Nmm para os momentos, foi presa ao incisivo lateral superior esquerdo enquanto a outra foi presa ao canino superior esquerdo. Ambos os dentes foram separados do modelo de acrílico que permaneceu fixo a base do OFT, permitindo o registro das forças e momentos produzidos em ambos os dentes, entretanto somente os dados obtidos no bráquete do lateral foram utilizados. O sistema de coordenadas teve sua origem transferida para o centro do bráquete do lateral pelo software customizado do OFT (Departamento de Engenharia Mecânica, Perdue University, Indiana, IN), (Figura 2) com o eixo x perpendicular à base do bráquete no sentido vestíbulo-lingual. (Figura 3)

Trinta arcos retangulares .019”x.025” foram divididos em três grupos de acordo com sua liga metálica. O grupo SS foi composto de fios de aço inoxidavel (Orthometric, Marília/Brasil produzido por G&H Wire Company, Franklin, IN), o grupo B-Ti foi composto por fios de beta-titânio (Beta Flex, Orthometric, Marília/Brasil produzido por Beijing Smart Tecnology, Beijing/China) e o grupo MF (Flexy Multi, Orthometric, Marília/Brasil produzido por Beijing Smart Tecnology, Beijing/China) foi composto por fios de beta-titânio revestidos com níquel-titânio.

Os arcos passivos tiveram duas marcações feitas com canetas hidrocor nos pontos médios entre os bráquetes do lateral e canino e entre os bráquetes do lateral e do central para se padronizar as dobras feitas em todos os grupos. Um alicate universal para dobras intraorais em degrau (Ormco, Glendora, CA, USA) com altura 0.5mm foi utilizado para a realização das dobras e um gabarito foi confeccionado em resina acrílica para aferir a padronização das dobras em todos os grupos. (Figura 4)

Os arcos de cada grupo foram inseridos aos bráquetes e tubos do modelo de resina, para que os valores de força e momentos (Figura 5) fossem registrados pelo software do OFT. Os dados foram salvos em uma planilha compatível com Excel 2010 (Microsft Office, Microsoft, Redmond, EUA) e os valores analisados estatisticamente.

Como os valores estavam normalmente distribuídos, uma analise de variância foi realizada para detecção de diferenças entre os grupos. Onde encontrou-se diferenças, o teste post hoc de Tukey foi utilizado para a identificação das diferenças entre os grupos. O programa estatístico SPSS (Statistical Package for Social Sciences, SPSS Inc., Chicago, IL, USA), versão 16.0 foi utilizado para a análise estatística.

RESULTADOS

Os fios dos 3 grupos utilizados produziram forças diferentes no sentido vertical (p<.001) no bráquete do incisivo lateral (Tabela 1). O grupo SS produziu uma força intrusiva de 3,4 N, maior que a força no grupo B-Ti, de 1,41 N, enquanto no grupo MF, a força intrusiva foi de 0,53 N. Também houve diferença entre as forças vestíbulo-linguais produzidas (p<0,001), entre os 3 grupos. O grupo SS produziu uma força lingual de 0,82 N, enquanto que o grupo B-Ti produziu 0,31 N e o grupo MF produziu força insignificante. No sentido mésio-distal o grupo SS produziu força mesial maior (-0,24 N) que os outros dois grupos (p<0,001). O B-Ti produziu uma força insignificante enquanto o grupo MF produziu uma força distal de 0,09 N.

Os grupos produziram momentos de angulação diferentes (p<.001), todos com tendência de angular a coroa do lateral no sentido distal (Tabela 1). O grupo SS produziu momento maior de 31,48 N.mm, enquanto que o grupo B-Ti produziu momento de 11,7 N.mm e o grupo MF de 4,55 N.mm. Também houve diferenças entre os grupos na intensidade dos momentos de inclinação vestibular de coroa produzidos (P<0,001). O grupo SS produziu um momento maior (3,63 N.mm) que o grupo B-Ti (1,02 N.mm) e o grupo MF (0,36 N.mm) não havendo diferença entre esses últimos. Em relação ao momento de rotação produzido, houve diferença entre os três grupos (p<0,001), sempre produzindo rotação sentido mesial para vestibular. O grupo SS produziu um maior momento (7,17 N.mm) que os outros dois grupos, os quais produziram momentos de 3,46 N.mm para o grupo B-Ti e 0,86 N.mm para o grupo MF.

DISCUSSÃO

A dobra vertical intrusiva de 0,5 mm produziu, na simulação clínica de dimensões reais, forças e momentos nos outros planos do espaço e de intensidades diferentes para os fios testados. As forças intrusivas foram mais altas no SS do que no B-Ti e menores ainda no fio MF. Esses resultados não são inesperados, pois a literatura mostra que os fios de B-Ti quando comparados aos fios de aço apresentam uma rigidez relativa de menos da metade (0,42).[2,21] Se compararmos as médias das forças de intrusão encontradas nos fios de B-Ti e compararmos com os de aço (tabela I) obtemos uma mesma proporção de 42%. No caso do fio MF, a literatura é escassa, mas estimava-se que ele fosse mais flexível que o beta-titânio por ser um fio revestido, tendo o seu miolo menos espesso e recoberto com uma liga mais flexível ainda (níquel-titânio). Há apenas um relato na literatura[3], mostrando o fio MF com um comportamento diferente dos fios de B-Ti convencionais e com uma maior flexibilidade, similar aos nossos achados. Apesar da literatura comparativa de fios ortodônticos ser extensa, a maioria delas não utiliza um modelo de simulação como o do aparelho ortodôntico, ficando restrita a testes de tração e de três pontos[22]. Em algumas investigações tentou-se aproximar a simulação o mais próximo possível de um formato de arco,[23] ou mesmo utilizar métodos de elementos finitos,[24] mas em pouquíssimas situações o modelo representava uma configuração clínica real.[25]

As forças intrusivas produzidas pelos fios de aço mostram um valor de 346gf, que pode ser considerado como alto pela maioria dos ortodontistas para ser aplicada a um incisivo lateral superior, já que alguns autores estimam ser suficientes de 10 a 25gf.[17-19,24] Como pode existir uma correlação entre reabsorção radicular e forças altas nos movimentos intrusivos,[15,16] dever-se-ia ter cautela com esse tipo de movimento, isso sem contar a possibilidade de os bráquetes se soltarem devido a forças excessivas, prejudicando a movimentação e o tempo de atendimento clinico. Portanto, a utilização de fios mais flexíveis que o aço, como o B-Ti ou o MF, que produziram forças mais leves (144 e 53gF) pode ser indicada para esse tipo de movimento. Parece que para movimentos intrusivos unitários, como o testado nesse trabalho, a recolagem do bráquete e o renivelamento com fio de níquel-titânio pode ser mais adequada do que a utilização de dobras de finalização em fios mais rígidos, devido a uma menor aplicação de forças.

Forças vestíbulo-linguais foram registradas pelas nano-células de carga tridimensionais como efeitos secundários a dobra vertical. Esse não era um resultado esperado, porque esperava-se que somente forças verticais fossem registradas devido a padronização das dobras. Isso provavelmente ocorreu devido a uma modificação no formato do arco ortodôntico conforme a dobra foi inserida aos bráquetes, similar ao que ocorre em alças ortodônticas em sua posição neutra.[26] Essa deflexão associada a adição de fio entre os bráquetes causada pela própria dobra e o atrito do fio com a canaleta provavelmente produziram a força vestibular registrada. Entretanto, como as forças produzidas entre os fios utilizados são proporcionalmente diferentes (devido aos seus módulos de elasticidade), as forças indesejadas de vestibularização foram menores nos fios de B-Ti e menores ainda no fio MF, onde a força foi insignificante. Isso aponta para uma menor chance de efeitos colaterais nesses fios, pois as forças deletérias podem se encontrar em nível subótimo ou sublimiar. Clinicamente, a inserção de uma dobra intrusiva com fios de aço pode causar um abertura de espaço nessa região, e isso pode ser evitado pela conjugação dos dentes e/ou pela utilização de fios mais leves. Esse efeito não é confirmado pela literatura, em que dobras intrusivas em um dente aplicadas em arcos contínuos nunca foram avaliadas, ao contrário de intrusões com arcos base e mecânicas segmentadas.[24,25,27] Forças colaterais mesiais também foram registradas, mas foram insignificantes estatisticamente nos fios B-Ti e insignificantes clinicamente (aproximadamente 9 gf) nos fios MF. Novamente, a deflexão do fio durante sua ativação e o atrito do fio com a canaleta podem ter sido responsáveis por esse efeito. Apesar da força mesio-distal registrada ter sido pequena nos fios SS (24 gf) ela ainda pode gerar abertura de espaços, portanto esse é mais um fator para a conjugação dos dentes durante a aplicação de uma dobra de intrusão com esse fio.

Momentos de inclinação com alta intensidade e proporcionais a rigidez dos fios testados ocorreram no bráquete do lateral superior. Mesmo com a padronização das dobras de intrusão, a perfeita centralização da dobra nos espaços interbraquetes aparentemente não ocorreu, gerando uma tendência de inclinação da coroa para distal. Como o arco ortodôntico, em 1ª. ordem, é curvo nessa região uma centralização espacial exata, levando-se em conta as 3 dimensões, é praticamente impossível de se conseguir no dia-a-dia de uma clínica ortodôntica. A maior

proximidade de uma dobra vertical a um dos lados do bráquete pode fazer com que o sistema de força imediato tenda a incliná-lo, devido a uma maior rigidez do fio nessa região. Clinicamente, pode ser que o dente intruído volte a sua posição axial inicial devido a "ortodontia de forma"[28] proporcionada pela rigidez do fio e os dois pontos de apoio mesial e distal (dados pelos bráquetes contíguos), contanto que não haja folga em segunda ordem entre o fio e a canaleta dos bráquetes. Em situações onde não há pontos de apoio mesial e distal ao bráquete de um dente sendo movimentado, como por exemplo em um dente de extremidade na arcada, a estimativa da movimentação baseada numa abordagem de "ortodontia de forma" não produz efeitos previsíveis, pois a deflexão do fio e as diferentes angulações dos bráquetes modificam o sistema de força.[29]

Momentos tendendo a vestibularizar a coroa do lateral, proporcionais à rigidez dos fios, também foram detectados pelas células de carga no bráquete do lateral. A deflexão que o fio assume devido a sua flexibilidade ao ser inserido nas canaletas provavelmente gerou uma torção no fio, causando esse efeito. O conceito de se utilizar fios mais espessos, diminuindo a folga na interface fio/canaleta em 3ª ordem, com o intuito de impedir mudanças de inclinação vestíbulo-linguais não se mostrou eficiente nessa investigação. Mesmo utilizando-se fios .019" x .025" presos a bráquetes autoligáveis de canaleta .022" a folga permitiu que o fio mudasse o seu formato produzindo um momento vestíbulo-lingual. Isso poderia ter sido minimizado, caso houvesse uma restrição à vestibularização, proporcionada por um bráquete com menor valor de torque ou por uma torção compensatória no fio. Vale a pena mencionar que esse efeito seria minimizado nos fios mais flexíveis do que o aço, também sendo sugerida a sua utilização como maneira de se evitar efeitos colaterais. De maneira semelhante, momentos tendendo a rotacionar o lateral no sentido mesial para vestibular foram produzidos devido a deflexão do fio dentro do aparelho ortodôntico. Como mencionado, esse efeito provavelmente ocorreu devido a uma proximidade maior de uma das dobras ao bráquete do lateral e possivelmente será transitório contanto que a folga em 1ª. ordem seja insignificante.

CONCLUSÃO

- A dobra de intrusão de 0.5mm aplicada ao bráquete de um lateral superior confeccionada em aço, B-Ti e MF produziu junto a intrusão, efeitos colaterais de ligualização e mesializacão. Adicionalmente, foram presentes momentos de inclinação distal e vestibular de coroa, bem como rotação no sentido mesial para vestibular.

- Os fios de B-Ti e MF produziram, nessa ordem menores forças de intrusão, bem como menores efeitos colaterais, muitas vezes insignificantes, quando comparados ao aço inoxidável.

REFERÊNCIAS

1. Keim RG, Gottlieb EL, Vogels DS, Vogels PB. 2014 JCO study of orthodontic diagnosis and treatment procedures, Part 1: results and trends. J Clin Orthod 2014;48(10):607-630.

2. Burstone CJ, Goldberg AJ. Beta titanium: a new orthodontic alloy. Am J Orthod 1980;77(2):121-132.

3. Insabralde NM, Poletti T, Conti AC, Oltramari-Navarro PV, Lopes MB, Flores-Mir C et al. Comparison of mechanical properties of beta-titanium wires between leveled and unleveled brackets: an in vitro study. Prog Orthod 2014;15(1):42.

4. Chen J. Apparatus and method for measuring orthodontic force applied by an orthodontic appliance. United States Patent. Patent Number 6.120.287. In: Patent US, editor. Patent Number 6.120.287. USA; 2000.

5. Yadav S, Chen J, Upadhyay M, Roberts E, Nanda R. Three-dimensional quantification of the force system involved in a palatally impacted canine using a cantilever spring design. Orthodontics. 2012;13(1):22-33.

6. Viecilli RF, Chen J, Katona TR, Roberts WE. Force system generated by an adjustable molar root movement mechanism. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2009;135:165-173.

7. Yadav S, Chen J, Upadhyay M, Jiang F, Roberts WE. Comparison of the force systems of 3 appliances on palatally impacted canines. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2011;139:206-213.

8. Gajda S, Chen J. Comparison of three-dimensional orthodontic load systems of different commercial archwires for space closure. Angle Orthod. 2012;82:333-339.

9. Mittal N, Xia Z, Chen J, Stewart KT, Liu SS. Three-dimensional quantification of pretorqued nickel-titanium wires in edgewise and prescription brackets. Angle Orthod. 2013;83:484-490.

10. Xia Z, Chen J, Jiangc F, Li S, Viecilli RF, Liu SY. Load system of segmental T-loops for canine retraction. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2013;144:548-556.

11. Almeida L, Ribeiro A, Parsekian Martins R, Viecilli R, Parsekian Martins L. Nickel titanium T-loop wire dimensions for en masse retraction. Angle Orthod. 2016;86:810-817.

12. Katona TR, Isikbay SC, Chen J. Effects of first- and second-order gable bends on the orthodontic load systems produced by T-loop archwires. Angle Orthod 2014;84:350-357.

13. Kroczek C, Kula K, Stewart K, Baldwin J, Fu T, Chen J. Comparison of the orthodontic load systems created with elastomeric power chain to close extraction spaces on different rectangular archwires. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2012;141:262-268.

14. Chen J, Isikbay SC, Brizendine EJ. Quantification of three-dimensional orthodontic force systems of T-loop archwires. Angle Orthod. 2010;80:566-570.

15. Harris DA, Jones AS, Darendeliler MA. Physical properties of root cementum: part 8. Volumetric analysis of root resorption craters after application of controlled

intrusive light and heavy orthodontic forces: a microcomputed tomography scan study. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2006;130:639-647.

16. Faltin RM, Faltin K, Sander FG, Arana-Chavez VE. Ultrastructure of cementum and periodontal ligament after continuous intrusion in humans: a transmission electron microscopy study. Eur J Orthod. 2001;23:35-49.

17. Melsen B, Agerbaek N, Markenstam G. Intrusion of incisors in adult patients with marginal bone loss. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1989;96:232-241.

18. Weiland FJ, Bantleon HP, Droschl H. Evaluation of continuous arch and segmented arch leveling techniques in adult patients--a clinical study. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1996;110:647-652.

19. Costopoulos G, Nanda R. An evaluation of root resorption incident to orthodontic intrusion. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1996;109:543-548.

20. Burstone CR. Deep overbite correction by intrusion. Am J Orthod. 1977;72:1-22.

21. Burstone CJ. Variable-modulus orthodontics. Am J Orthod. 1981; 80: 1-16.

22. Iijima M, Muguruma T, Brantley WA, Mizoguchi I. Comparisons of nanoindentation, 3-point bending, and tension tests for orthodontic wires. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2011;140:65-71.

23. Wilkinson PD, Dysart PS, Hood JA, Herbison GP. Load-deflection characteristics of superelastic nickel-titanium orthodontic wires. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2002;121:483-495.

24. Saga AY, Maruo H, Argenta MA, Maruo IT, Tanaka OM. Orthodontic intrusion of maxillary incisors: a 3D finite element method study. Dental Press J Orthod. 2016;21:75-82.

25. Sifakakis I, Pandis N, Makou M, Eliades T, Bourauel C. A comparative assessment of the forces and moments generated with various maxillary incisor intrusion biomechanics. Eur J Orthod. 2010;32:159-164.

26. Martins RP, Caldas SG, Ribeiro AA, Vaz LG, Shimizu RH, Martins LP. Differences in the force system delivered by different beta-titanium wires in elaborate designs. Dental Press J Orthod. 2015; 20: 89-96.

27. Sifakakis I, Pandis N, Makou M, Eliades T, Bourauel C. Forces and moments generated with various incisor intrusion systems on maxillary and mandibular anterior teeth. Angle Orthod. 2009;79:928-933.

28. Burstone CJ. Charles J. Burstone, DDS, MS. Part 2: Biomechanics. Interview by Dr. Nanda. J Clin Orthod. 2007;41:139-147.

29. Burstone CJ, Koenig HA. Force systems from an ideal arch. Am J Orthod. 1974;65:270-289.

Tabela 1. Valores de média, desvio padrão e significância para incisivo lateral. Para a conversão dos valores de Newtons para gramas –força multiplicar por 102. (letras iguais demonstram que não há diferença estatisticamente significante dentro de uma mesma variável (p> 0.05)

Grupo	Fz(N) Média±DP	Fx (N) Média±DP	Fy(N) Média±DP	Mx (N-mm) Média±DP	My(N-mm) Média±DP	Mz(N-mm) Média±DP
SS	**3,40 (0,39)[a]**	**-0,82 (0,26)[a]**	**-0,24 (0,21)[a]**	**31,48 (3,73)[a]**	**-3,63 (0,99)[a]**	**7,17 (2,91)[a]**
B-Ti	**1,41 (0,20)[b]**	**-0,31 (0,16)[b]**	**-0,02 (0,16)*[b]**	**11,7 (1,75)[b]**	**-1,02 (0,38)[b]**	**3,46 (1,34)[b]**
MF	**0,53 (0,17)[c]**	**-0,04 (0,27)*[c]**	**0,09 (0,11)[b]**	**4,55 (1,70)[c]**	**-0,36 (0,53)[b]**	**0,86 (2,63)[b]**
p (Sig.)	**<0,001**	**<0,001**	**<0,001**	**<0,001**	**<0,001**	**<0,001**

Nota: * indica valores não significantes

FIGURAS

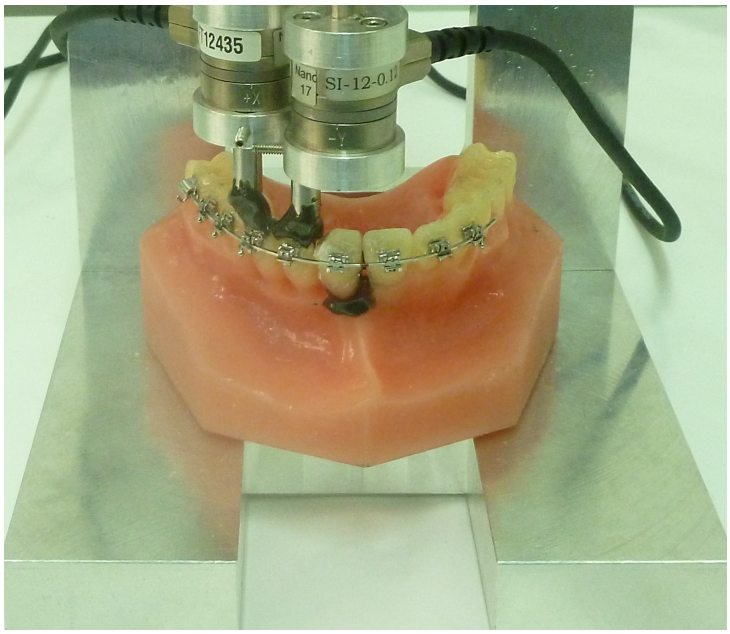


Figura 1: Modelo de acrílico um paciente tratado com bráquetes e tubos passivos e com o fio guia em posição preso a OFT. Os dentes lateral e canino superiores esquerdos estão presos a cada célula de carga individualmente e foram soltos do modelo posteriormente.

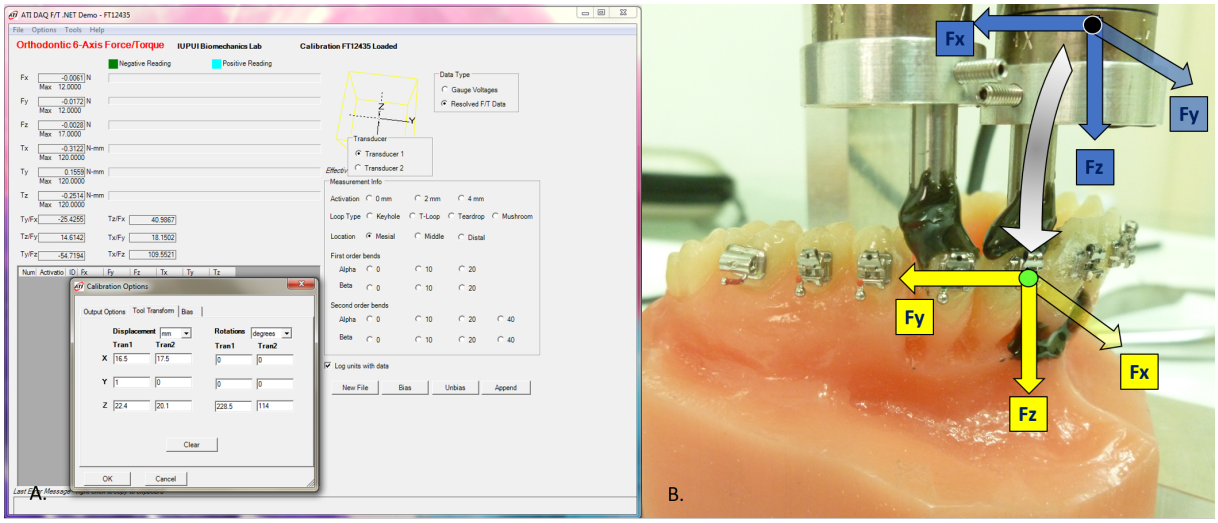


Figura 2: Software customizado da OFT, com a janela de calibração aberta **(A)** e que permitiu a transferência da origem das mensurações originais do centro da célula de carga (ponto preto) para o centro do bráquete do lateral (ponto verde). Os eixos originais (setas azuis) foram rotacionados e transferidos para serem posicionados perpendiculares ao bráquete do lateral (setas amarelas). **(B)**

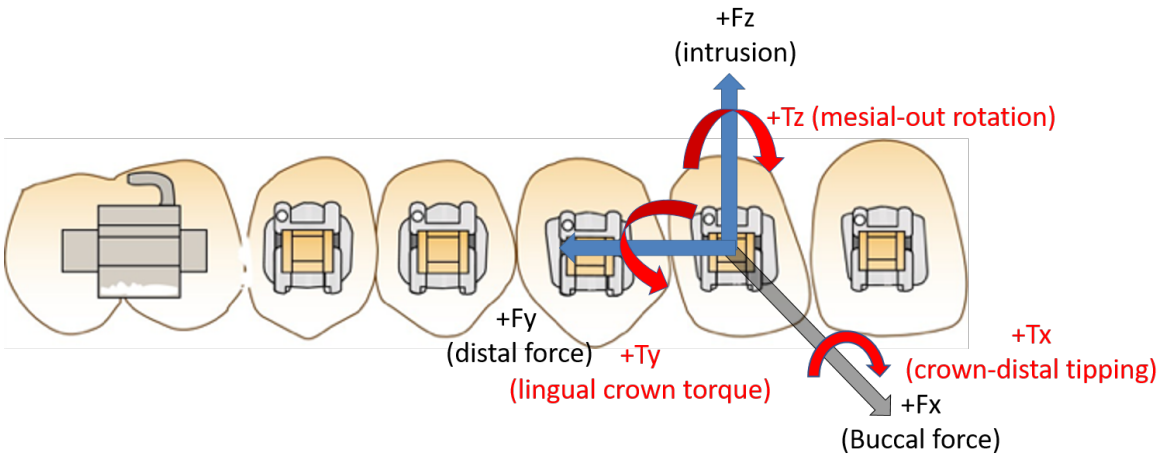


Figura 3: Origem das mensurações, eixos de força (setas azuis) e momentos (setas vermelhas), com o sentido positivo demonstrado.

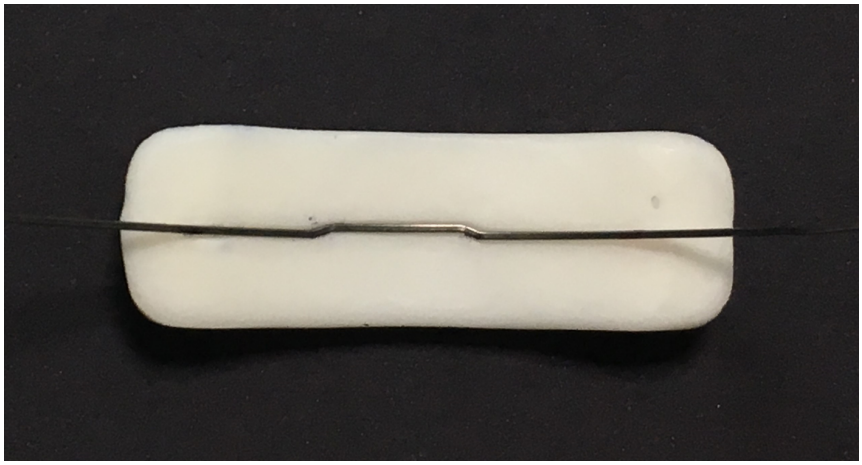


Figura 4: Gabarito de resina acrílica para aferição das dobras.

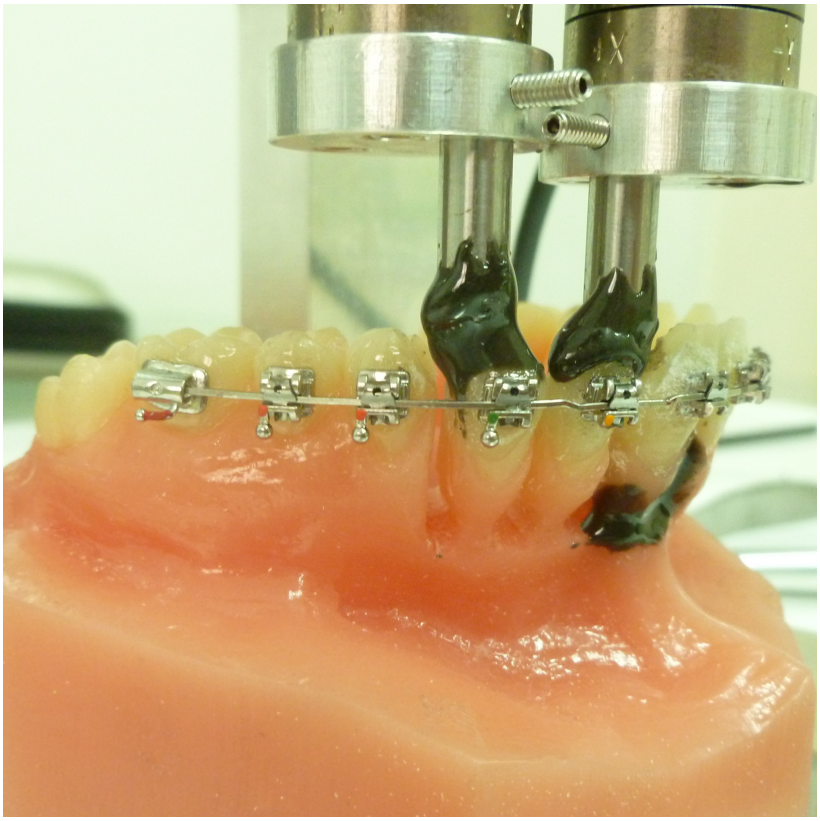


Figura 5: Sistema de mensuração que determinou as forças e momentos aplicados ao bráquete de um lateral superior submetido a uma dobra de 0,5 mm.

3.2 ARTIGO 2

Intrusão de segundo molar: mecânica com arco contínuo ou alça retangular?[2]

RESUMO

Objetivo: O propósito de estudo foi comparar o sistema de força produzido por um arco de níquel-titânio e uma alça retangular de beta-titânio pré-ativada para a intrusão de um segundo molar superior. **Materiais e Métodos:** Um modelo superior de um paciente real foi duplicado em resina acrílica e fixo ao Orthodontic Force Tester (OFT). Os bráquetes foram posicionados passivamente e o primeiro e segundo molares do lado esquerdo presos às duas nano-células de carga do OFT e separados do modelo. O segundo molar foi movimentado 3 mm no sentido oclusal e duas mecânicas foram aplicadas para serem analisadas. A primeira mecânica foi feita com uma alça retangular centralizada, com dimensões 8 x 10 mm, confeccionada e pré-ativada com a ajuda de um template digital, e feita de fio .017"x .025" de beta-titânio, enquanto a segunda mecânica foi realizada com fio continuo .014"de níquel-titânio superelástico. As forças verticais (Fz) bem como os momentos no eixo x (Mx) foram registrados pelo software da OFT a cada 0.5 mm de desativação até que o molar estivesse novamente nivelado (de 3 mm a 0 mm de extrusão). Os ensaios mecânicos foram realizados a 37^{o}C +-1^{o}C. Os dados obtidos foram comparados através de duas análises de variância de medidas repetidas, com nível de significância de 5%, para detectar diferenças entre os momentos e as forças produzidas entre a mecânica de alça e a mecânica continua, tanto no primeiro molar quanto no segundo molar. **Resultados:** Houve diferenças significativas ($p<.001$) entre os M(x) e F(x) produzidos pelas alças retangulares e pelo arco continuo nos tubos dos segundos molares e nos primeiros molares, com exceção dos momentos produzidos no tubo do primeiro molar ($p=.232$). No tubo do segundo molar, as alças retangulares produziram M(x) baixos e relativamente constantes durante a desativação enquanto que no arco contínuo eles foram de maior magnitude (-7.9 N/mm) e decresceram linearmente. No primeiro molar os momentos produzidos por ambas mecânicas foram semelhantes e decresceram linearmente. As forças verticais produzidas foram maiores com o a mecânica continua e em ambas mecânicas decresceram linearmente. **Conclusão:** A alça retangular pré-ativada produziu força intrusiva sem inclinação distal significante diferente do fio de NiTi superelástico. Houve tendência de inclinação distal independente da mecânica utilizada no tubo do primeiro molar.

PALAVRAS CHAVES: alça retangular, intrusão, mecânica

[2] Artigo submetido e seguindo as normas de publicação do periódico American Journal of Orthodontics

INTRODUÇÃO

Segundos molares superiores podem estar fora de posição na arcada devido a vários motivos, como perdas dentárias, erupção ectópica, agenesias e mecânica ortodôntica inadequada, e podem resultar em extrusão desses dentes e complicar o tratamento ortodôntico. Devido ao seu formato, o arco ortodôntico apresenta uma flexibilidade grande na região posterior que torna a correção de um dente terminal dificultada, i.e. segundo molar superior extruído, pois a ausência de um ponto de apoio distal impossibilita que o formato do arco seja utilizado como guia para sua correta posição.

O que ocorre nessa situação é que a disposição de um tubo de um segundo molar extruído e de um primeiro molar bem posicionado (em degrau) causaria uma deflexão especifica do fio dentro das canaleta produzindo uma tendência de inclinação distal da raiz desses molares para equilibrar o sistema de forças. Isso foi demonstrado em simulações computadorizadas com bráquetes posicionados numa posição semelhante,[1,2] sugerindo que uma mecânica de arco continuo não conseguiria produzir uma intrusão em um segundo molar sem incliná-lo no sentido raiz para distal.

Uma solução para esse problema é a inversão da inserção do fio pelo tubo do segundo molar, conforme sugerido para problemas semelhantes, através de uma alça retangular.[3] Foi demonstrado de maneira pratica e analítica[3-8] que essa alça consegue dissociar o momento produzido da força, produzindo um sistema de forças diferente daquele que é gerado obrigatoriamente quando se utiliza uma mecânica de arco contínuo. Com ela uma força vertical poderia ser produzida junto a um momento distal, nulo ou mesial, possibilitando a intrusão sem inclinação de um segundo molar.

Existe pouca informação na literatura sobre como utilizar a alça retangular de forma prática, sabe-se que uma força pura sem momentos ocorre no centro da alça[8] e que a consequência disso é um alto momento reativo na extremidade oposta,[6,9] que as suas dimensões[4,7] e ativações[5,7] podem alterar o sistema de força e que pode-se utilizar essas alças sem[4,7] ou com[4,5,8] pré-ativação. Entretanto, não existe na literatura uma comparação mecânica da utilização dessas alças em relação à mecânica de arco continuo, corriqueiramente utilizada com fios de níquel-titânio, em simulações aproximadas de uma arcada ortodôntica.

O Orthodontic Force Tester[10] (OFT) é um sistema de medição ortodôntica que permite que células de nano-carga sejam conectadas a dentes específicos do modelo de um paciente e adquiram o sistema de força tridimensional aplicado à elas. Esse sistema tem sido utilizado nos últimos anos[11-19] para descrever e comparar diversos mecanismos ortodônticos de tal forma que não era possível antes, quando as características dos pacientes não podiam ser replicadas e simuladas.

Portanto, o objetivo do presente estudo foi comparar o sistema de forças produzido por um fio contínuo de níquel-titânio e uma alça retangular pré-ativada para a intrusão de um segundo molar.

MATERIAIS E MÉTODOS

Um modelo superior de um paciente real tratado ortodonticamente foi duplicado em resina acrílica. Os primeiros molares foram bandados com tubos triplos .018" Roth MBT (Ormco, Glendora, Ca) e, com o auxílio de um fio .017" x .025"de aço, bráquetes e tubos .018" (Opal Orthodontics, Sandy, UT) foram colados passivos nos dentes remanescentes com cola epóxi (JB Weld Co.,Sulphur Springs, TX) (Figura 1). O modelo foi preso a um sistema de mensuração de forças ortodônticas Orthodontic Force Tester[10] (OFT) e o primeiro e segundo molares do lado esquerdo foram colados com cola epóxi às duas células de carga do OFT (Multi-axis force/torque Nano 17, Industrial Automation, Apex, EUA), que apresentam uma amplitude de mensuração de 0-20 N e de 0-100Nmm. Os molares foram recortados do modelo e o segundo molar foi "extruído" 3 mm com o auxílio de uma haste com movimentação vertical e com um dial digital (Mitutoyo co., Aurora, Ill.). (Figura 2) O software customizado do OFT foi utilizado para transferir a origem de mensuração de forças e momentos do centro da célula de carga tridimensionalmente para o centro dos respectivos tubos de cada dente.

Dez alças retangulares foram confeccionadas com fio .017"x .025" de beta-titânio (TMA®, Ormco Corporation, Glendora, EUA) sobre um template confeccionado no Loop Software (dHAL, Atenas, Grécia) e impresso em proporção 1:1. Uma fotografia do sistema em escala foi inserida no software e as alças foram desenhadas passivas com dimensões 8 x 10 mm e de forma que o tubo do segundo ficasse no centro da caixa (Figura 3A). Após isso as alças inseridas no modelo e com a ajuda do software da OFT foram ajustadas minimamente até ficarem passivas.

A pré-ativação das alças foi realizada com o auxílio de um segundo template confeccionado no mesmo software. O tubo virtual do segundo molar foi posicionado 3 mm para cervical, na mesma orientação angular e a alça foi ativada (Figura 3B). A deformação obtida foi congelada pelo software e esse novo formato da alça préativada foi impresso em tamanho real (Figura 3B). As alças foram preativadas de acordo com esse template e submetidas a alivio de tensão através de tentativas de ativação até que seu formato se mantivesse estável (Figura 4A). Marcações foram feitas na alças de forma a centralizar o tubo do segundo molar no centro da caixa.

As alças foram inseridas nos tubos dos molares, centralizando-se o tubo do segundo molar, e as forças verticais (Fz) bem como os momentos no eixo x (Mx) foram registrados pelo software da OFT a cada 0,5 mm de desativação até que o molar estivesse novamente nivelado (de 3 mm a 0 mm de extrusão) (Figura 4B). A precisão da movimentação foi permitida através da haste acoplada ao OFT, que se movimentava somente no sentido vertical através de uma engrenagem, e do relógio controlador.

A segunda mecânica avaliada foi de fio continuo. Dez arcos de níquel-titânio super-elástico .014" (Highland Metals, Franklin, Indiana) foram inseridos aos bráquete e tubos, presos com amarrilhos elásticos, estando o segundo molar extruído os mesmos 3 mm. A mesma desativação até zero de desalinhamento foi realizadas, com os valores de Fz e Mx registrados a cada 0,5 mm de desativação (Figura 5). Todos os ensaios mecânicos foram realizados a 37^{o}C +-1^{o}C.

Os dados foram comparados pelo software SPSS (Statistical Package for Social Sciences, SPSS Inc., Chicago, IL, USA), versão 16.0. Duas análises de variância de medidas repetidas, com nível de significância de 5%, foram utilizadas para detectar diferenças nos momentos e as forças produzidas entre a mecânica de alça e a mecânica continua, tanto no primeiro molar quanto no segundo molar.

RESULTADOS

As quatro análises de variância de medidas repetidas identificaram diferenças significantes ($p<.001$) entre os M(x) e F(z) produzidos pelas alças retangulares e pelo arco continuo nos tubos segundos molares e nos primeiros molares, com exceção dos momentos produzidos no tubo do primeiro molar ($p=.232$) que foram semelhantes.

No tubo do segundo molar, as alças retangulares produziram um M(x) insignificante na ativação de 3 mm, enquanto que o arco contínuo produziu -7,9 N.mm. Na desativação de 2,5mm o M(x) foi de -0,14 N.mm na alça retangular e -6,5 N.mm no fio continuo; em 2,0 mm o M(x) foi de -0,3 N.mm e -5,0 N.mm; em 1,5mm, -0,34 N.mm e -2,9 N.mm; em 1,0 mm, os valores encontrados foram -0,28 N.mm e -1,0 N.mm, respectivamente. Na desativação de 0,5 mm a alça retangular e o fio continuo produziram momentos insignificantes e completa desativação, os valores foram insignificantes para a alça e de 0,14 N/mm no fio continuo (Tabela I/Figura 6A).

No tubo do primeiro molar, as alças retangulares produziram na ativação de 3 mm um M(x) de -9,5 N.mm, enquanto o arco contínuo produziu -8,8N.mm. Na desativação de 2,5mm o M(x) foi de -7,2 N.mm na alça retangular e -7,3N.mm no fio continuo; em 2,0 mm o M(x) foi de -5,1 N.mm e -5,1 N/mm; em 1,5mm, -3,1N.mm e -2,2N.mm; em 1,0 mm, os valores encontrados foram -1,2 N.mm e -0,36 N.mm, respectivamente. Na desativação de 0,5 mm a alça retangular produziu um M(x) insignificante enquanto o fio contínuo produziu 0,19 N.mm. Na desativação total, os valores foram de 0,36 N.mm e 0,33 N.mm, para a alça e o fio continuo, respectivamente (Tabela I/Figura 6B)

No tubo do segundo molar superior, as alças retangulares produziram na ativação de 3 mm uma F(z) intrusiva de 0,94 N, enquanto o fio contínuo produziu uma de 1,5 N. Na desativação de 2,5mm a força intrusiva foi de 0,72 N na alça retangular e de 1,2 N no fio contínuo. Na desativação de 2,0 mm, as forças foram de 0,52 N e 0,88 N, respectivamente na alça retangular e no fio contínuo. Em 1,5mm de desativação, as forças registradas foram de 0,33 N e 0,53 N, respectivamente, enquanto em 1,0 mm, os valores foram de 0,14 N e 0,22 N, também respectivamente. Com 0,5 mm de ativação a força foi insignificante na alça retangular e de 0,02 N no arco continuo. Finalmente, na desativação total, a força

tornou-se extrusiva de baixa magnitude (-.05 e -.02 N, respectivamente - Tabela II/Figura 7A).

No tubo do primeiro molar superior, as alças retangulares produziram na ativação de 3 mm uma F(z) extrusiva de -0,96 N, enquanto o fio contínuo produziu uma de -1,5 N. Na desativação de 2-5mm a força extrusiva foi de -0,74 N na alça retangular e de -1,3 N no fio contínuo. Na desativação de 2,0 mm, as forças foram de -0,55 N e -1,0 N, respectivamente na alça retangular e no fio contínuo. Em 1,5mm de desativação, as forças registradas foram de -0,36 N e -0,75 N, respectivamente, enquanto em 1,0 mm, os valores foram de -0,17 N e -0,39 N, também respectivamente. Na desativação de 0,5 mm, as forças foram insignificantes para a alça retangular e de -,05 N para o fio contínuo. Na desativação total, a força tornou-se intrusiva na alça retangular e insignificante no arco continuo. (Tabela II/Figura 7B).

DISCUSSÃO

A alça retangular não produziu tendências significativas de inclinação distal de raiz do segundo molar, diferente do fio contínuo, onde a tendência de inclinação foi proporcional a ativação vertical da alça. Isso é explicado pela estrutura da alça retangular, que permite uma dissociação da força e do momento produzido,[4,7] diferente do arco contínuo, onde a geometria entre os bráquetes produz obrigatoriamente um sistema de força especifico.[1,2] Apesar do sistema de força de alguns desenhos de alças retangulares terem sido estudados de forma prática e analítica,[3-7] ainda não comparou-se a sua aplicação em uma intrusão pura de segundos molares em um modelo que imitasse uma situação clínica, como nesse artigo.

Uma alça retangular pode gerar uma intrusão pura, isso é, sem tendência a inclinar o dente dentro de sua "caixa" se ela produzir uma força intrusiva sem momentos axiais significantes. Isso pode ser realizado com uma alça retangular sem pré-ativação, mas somente em situações muito especificas que não podem ser replicadas em todos os pacientes , e.g. se a alça for de um tamanho 6X10mm, em um desnivelamento de 2-3 mm numa distância inter-braquete de 7 mm.[7] Uma alternativa, como aplicada nesse estudo, é a simulação do movimento desejado (nesse caso, intrusão sem inclinações) numa alça passiva, registrando-se sua deformação, e utilizando-a como pré-ativação. Isso possibilita uma individualização para cada situação clinica distinta, mantendo o sistema de força planejado. A alça pré-ativada dessa forma não inclina o segundo molar porque o ângulo de inserção da alça retangular é paralelo a canaleta do tubo e se mantém relativamente paralelo durante desativação.(Figura 8) Em contrapartida, essa orientação paralela entre o fio e tubo não ocorre com a inserção de um fio continuo, e a geometria em degrau entre os tubos dos molares faz com que ocorra uma inclinação distal em ambos devido a deflexão do fio.[1,2] (Figura 5)

É importante mencionar que a centralização do tubo do segundo molar na caixa da alça foi de extrema importância para esse estudo, assim como é para o uso de qualquer alça retangular com o propósito de produzir força vertical pura. O incorreto posicionamento ântero-posterior pode produzir momentos indesejados para ambos os sentidos[8] impedindo a alça de funcionar conforme o planejado. Tubos .018" foram utilizados nessa pesquisa com o intuído de aumentar a precisão das

mensurações da alça retangular, o que fez com que mínimos momentos fossem registrados nos segundo molares. Clinicamente, a utilização de uma canaleta .022” com uma alça retangular de fio .017” x .025” poderia gerar uma folga maior em segunda ordem, mascarando mínimos erros de centralização da alça com o tubo do segundo molar, e impedindo pequenos erros de posicionamento de causarem efeitos significantes.

Houve tendência de inclinação dos primeiros molares para distal na alça retangular e no arco continuo. Esse efeito ocorreu devido ao equilíbrio das forças verticais produzidas, os momentos são similares nos dois molares na mecânica continua enquanto praticamente só existe no primeiro molar no caso das alças retangulares. A literatura mostrou que essas alças podem gerar momentos pequenos ou insignificantes dentro de sua “caixa” a custas de um alto momento na sua outra extremidade,[6,9] o que sugere a necessidade de um reforço de ancoragem nessa unidade reativa, e.g. uma barra palatina rígida.[6] A falta de controle dessa inclinação distal do primeiro molar não só alteraria a geometria entre os tubos, como também acabaria dificultando a intrusão do segundo molar por trazer a distal do tubo do primeiro molar mais para oclusal, diminuindo a ativação do fio.

As forças verticais produzidas foram menores na alça retangular do que no arco continuo. Isso ocorreu porque a relação de carga-deflexão do fio de níquel-titânio .014” utilizado (75gF/mm) é maior do que a da alça retangular (32 gF/mm), e como ambos foram ativados 3 mm, a força inicial foi maior no fio contínuo. É interessante lembrar que a força da alça pode ser controlada de acordo com a sua pré-ativação, podendo-se aumentar ou diminuir a ativação vertical independente do momento produzido, devido a sua capacidade de dissociação. Isso é diferente do que ocorre com o arco contínuo, onde a força não pode ser variada dado o mesmo fio, sendo dependente da distância entre os tubos e sua geometria. Um aspecto interessante, mas que não poderia passar despercebido, é que os 3 mm de ativação no fio de NiTi aparentemente não gerou a tensão suficiente para induzir uma transformação martensítica por tensão, e consequentemente a super-elasticidade durante a desativação. Isso pode ser claramente percebido no gráfico de desativação (figura 7A) onde não se vê o característico pseudo-plateau de uma liga de níquel-titânio que passa por uma transformação martensítica reversa. Em ambas

as situações as forças produzidas mostraram-se proporcionais a suas ativações verticais.

Um achado inusitado foi encontrado em relação as forças verticais produzidas. Nas alças retangulares, as forças verticais produzidas no segundo e primeiro molares foram iguais, conforme é esperado. Entretanto, no sistema de força produzido pelo fio continuo as forças intrusiva no segundo molar e extrusivas no primeiro molar não foram iguais, conforme era esperado por essa geometria em degrau.[1,2] Isso ocorreu porque há mais bráquetes envolvidos na mecânica e inicialmente, poderia-se presumir que a força intrusiva no segundo molar fosse igual uma somatória de forças extrusivas distribuídas por toda a arcada, diminuindo gradativamente a partir do primeiro molar (Figura 9). Entretanto, o que se encontrou foi uma força extrusiva maior no primeiro molar do que a intrusiva no segundo. (Tabela II) o que pode ser explicado pela deflexão do fio de nivelamento causada pela geometria em degrau. A deflexão que o fio assume para produzir um momento raiz-distal grande no primeiro molar gera um ângulo de saída no tubo do primeiro molar em direção apical, produzindo uma força intrusiva no segundo premolar e extrusiva no primeiro molar. (Figura 10A, 10B) Esse resultado é inusitado porque em um sistema pré-ajustados, as dimensões dos fios, bráquetes, tubos e interbraquetes são muito pequenas para que essa deflexão seja vista a olho nu, mas ela pode ser mensurada com sucesso pelas células de carga do OFT.

CONCLUSÕES

Em uma simulação com dimensões exatamente iguais a uma situação clínica onde a intrusão de um segundo molar, desnivelado 3 mm, é desejada e os tubos entre os segundo e primeiro molares estão paralelos:

- A alça retangular pré-ativada produz uma força intrusiva sem inclinação distal significante no momento da inserção e durante sua desativação, diferente do fio continuo que inclina o segundo molar para distal;
- A força vertical na alça retangular é menor que a produzida por um fio .014”de NiTi superelástico;
- O primeiro molar apresenta uma tendência de inclinação distal independente da mecânica utilizada.

REFERÊNCIAS

1. Burstone CJ, Koenig HA. Force systems from an ideal arch. American journal of orthodontics. 1974;65(3):270-289.

2. Koenig HA, Burstone CJ. Force systems from an ideal arch--large deflection considerations. The Angle orthodontist. Spring 1989;59(1):11-16.

3. DeFranco JC, Koenig HA, Burstone CJ. Three-dimensional large displacement analysis of orthodontic appliances. J Biomech. 1976;9(12):793-801.

4. Raboud D, Faulkner G, Lipsett B, Haberstock D. Three-dimensional force systems from vertically activated orthodontic loops. American journal of orthodontics and dentofacial orthopedics : official publication of the American Association of Orthodontists, its constituent societies, and the American Board of Orthodontics. Jan 2001;119(1):21-29.

5. Menghi C, Planert J, Melsen B. 3-D experimental identification of force systems from orthodontic loops activated for first order corrections. The Angle orthodontist. Feb 1999;69(1):49-57.

6. Crismani AG, Freudenthaler JW, Bernhart T, Hofshneider UB, Kole EG. Rectangular Loops in Inconsistent Force Systems. J Orofac Orthop. 2002;63(2):105-112.

7. Vanderby R, Jr., Burstone CJ, Solonche DJ, Ratches JA. Experimentally determined force systems from vertically activated orthodontic loops. The Angle orthodontist. Oct 1977;47(4):272-279.

8. Cacciafesta V, Melsen B. The rectangular loop: Biomechanical principles and clinical applications in three dimensional control of single-tooth discrepancies. Prog. Orthod. 1999;1:23-36.

9. Koenig HA, Burstone CJ. Analysis of generalized curved beams for orthodontic applications. J Biomech. Sep 1974;7(5):429-435.

10. Chen J. Apparatus and method for measuring orthodontic force applied by an orthodontic appliance. United States Patent. Patent Number 6.120.287. In: Patent US, editor. Patent Number 6.120.287. USA; 2000.

Tabela 1. Média dos Momentos (Mx) e desvios-padrão produzidos nos tubos dos segundo e primeiro molares (em Newtons/mm) de 3 mm a zero de ativação. Valores negativos descrevem uma tendência de inclinação da raiz para distal. Multiplique os valores por 102 para uma conversão aproximada em gf/mm.

	Mecânica	3,0mm	2,5mm	2,0mm	1,5mm	1,0mm	0,5mm	0,0mm
Segundos Molares	Alça Retangular	-<0,01 (0,06)*	-0,14 (0,21)	-0,30 (0,22)	-0,34 (0,27)	-0,28 (0,28)	-0,13 (0,33)*	0,18 (0,33)*
	Arco Contínuo	-7,87 (0,26)	-6,51 (0,22)	-5,01 (0,19)	-2,93 (0,14)	-0,96 (0,10)	<-0,11 (0,18)*	0,14(0,20)
Primeiros Molares	Alça Retangular	-9,55 (1,0)	-7,17 (0,99)	-5,15 (0,91)	-3,12 (0,85)	-1,19 (0,79)	0,30 (0,60)*	0,36 (0,48)
	Arco Contínuo	-8.,85 (0,76)	-7,28 (0,36)	-5,13 (0,29)	-2,22 (0,33)	-0,36 (0,28)	0,19 (0,31)	0,33 (0,37)

* valores não significantes

Tabela 2. Média das Forças (Fz) e desvios-padrão produzidos nos tubos dos segundo e primeiro molares (em Newtons/mm) de 3 mm a zero de ativação. Valores negativos descrevem uma tendência de inclinação da raiz para distal. Multiplique os valores por 102 para uma conversão aproximada em gf/mm.

	Mecânica	3,0mm	2,5mm	2,0mm	1,5mm	1,0mm	0,5mm	0,0mm
Segundo Molar	Alça Retangular	0,94 (0,11)	0,72 (0,10)	0,52 (0,09)	0,33 (0,08)	0,14 (0,07)	<-0,00 (0,05)*	-0,05 (0,04)
	Arco Contínuo	1,47 (0,11)	1,20 (0,09)	0,88 (0,07)	0,53 (0,03)	0,22 (0,01)	0,02 (0,01)	-0,02 (0,02)
Primeiros Molares	Alça Retangular	-0,96 (0,10)	-0,74 (0,09)	-0,55 (0,08)	-0,36 (0,07)	-0,17 (0,06)	-0,02 (0,04)*	0,02 (0,02)
	Arco Contínuo	-1,55 (0,09)	-1,31 (0,08)	-1,03 (0,07)	-0,75 (0,05)	-0,39 (0,04)	-0,05 (0,02)	0,02 (0,03)*

* valores não significantes

Figuras



Figura 1 - Modelo de resina Epoxi de um paciente com dispositivo ortodôntico colado passivamente. O modelo foi colado na base do OFT e cada um dos molares foi colado a uma célula de carga. Somente após este passo os molares foram separados do modelo e permanecem unidos apenas às células de carga, permitindo a medição do sistema de força.

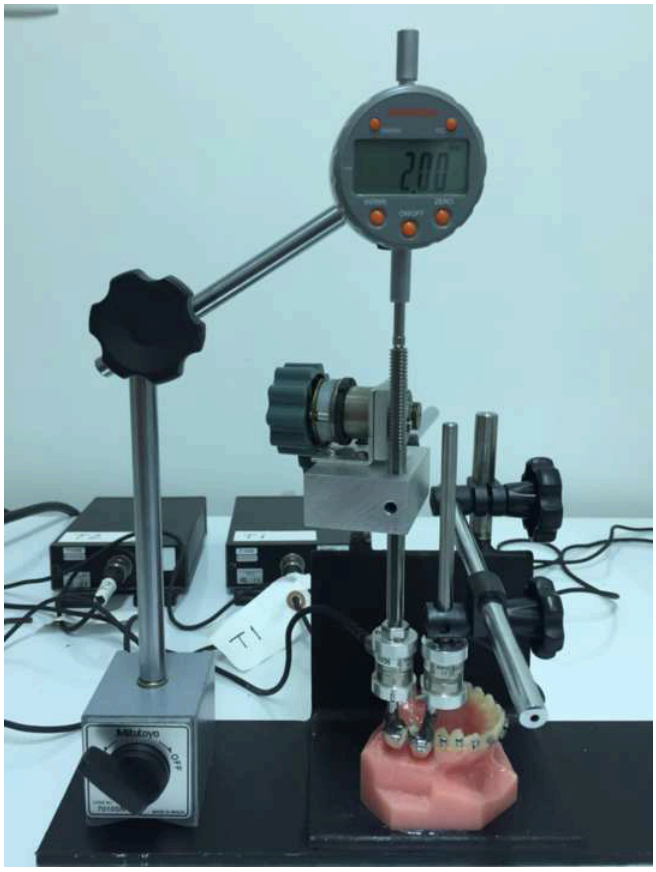


Figura 2 - O indicador digital e a extensão vertical de precisão foram unidos ao OFT para permitir o deslocamento vertical preciso do segundo molar.

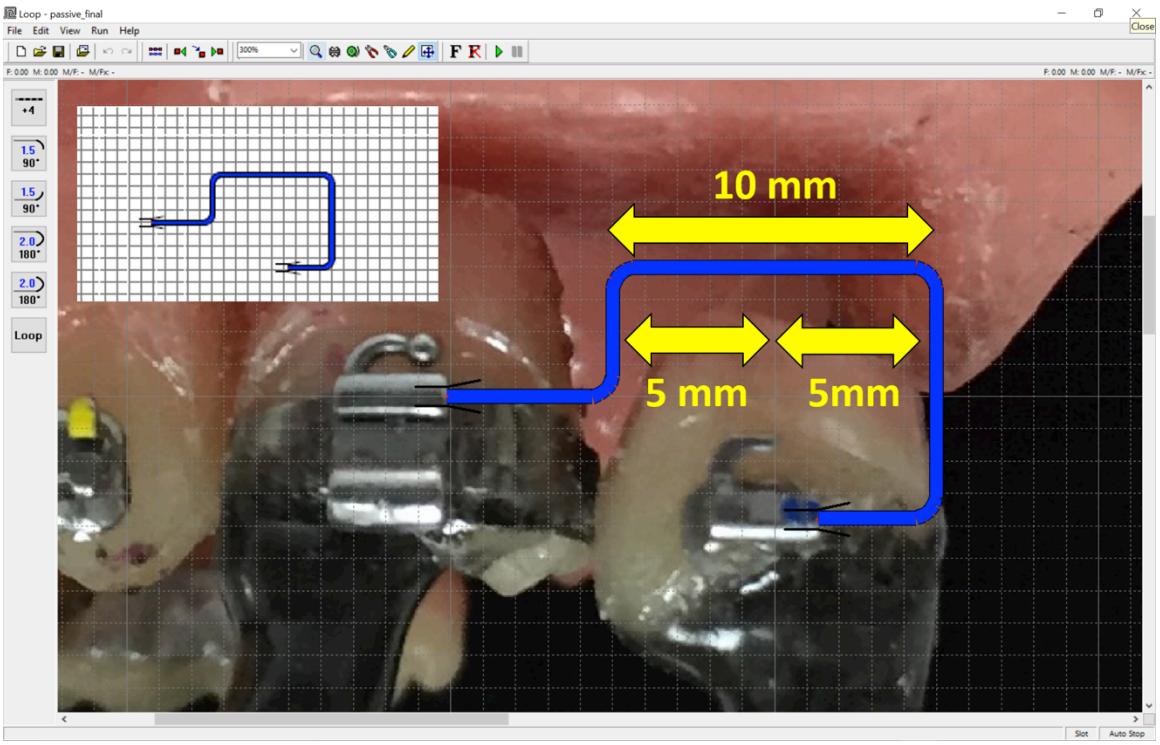


Figura 3A - Interface do loopsoftware com a imagem da simulação inserida. Uma régua fotografada com o sistema permitiu a calibração adequada. Isso permitiu o desenho dos modelos das alças retangulares que o software permite imprimir em uma proporção de 1: 1. Nota-se que o tubo do segundo molar está centralizado no centro da alça retangular.

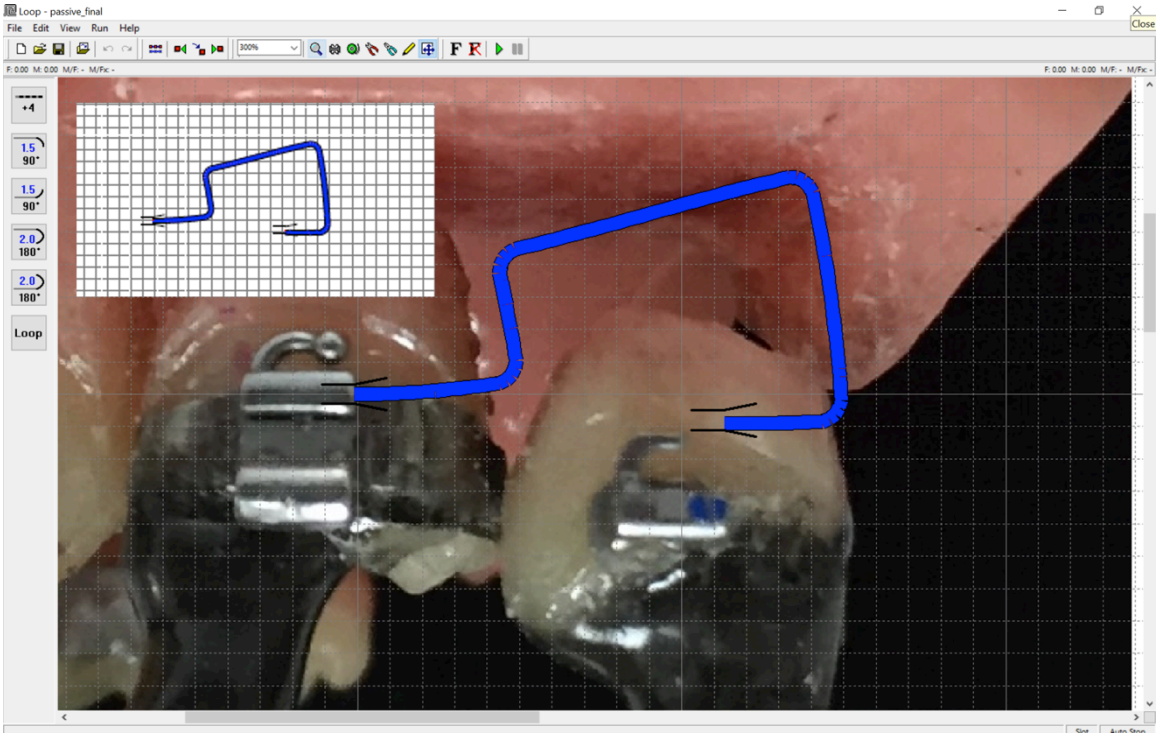


Figura 3B - Deflexão da alça com uma ativação vertical de 3 mm. A fim de simular uma ativação vertical de 3 mm para capturar a deflexão da alça retangular, o suporte que representa o segundo tubo do molar foi movimentado precisamente 3 mm para cervical. A imagem foi congelada e impressa numa proporção de 1: 1 para servir como molde da alça retangular pré-ativada.

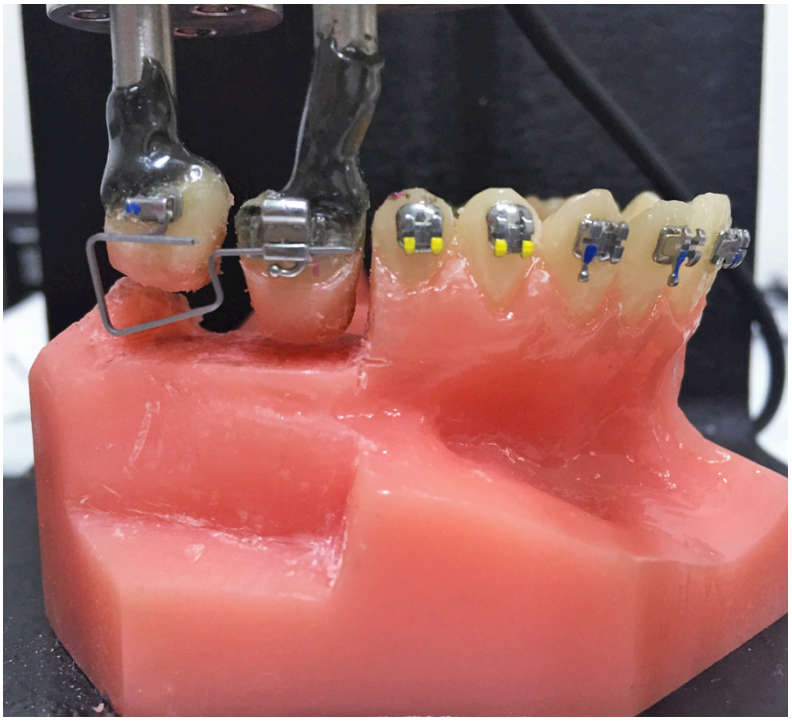


Figura 4A - A - Alça retangular pré-ativada

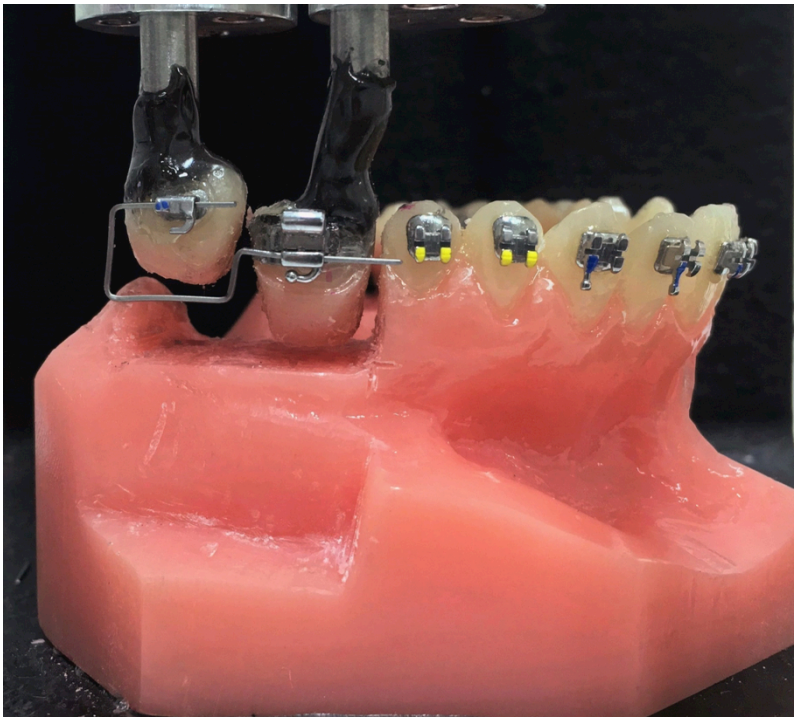


Figura 4B - Alça retangular pré-ativada e acoplada com uma ativação de 3mm.

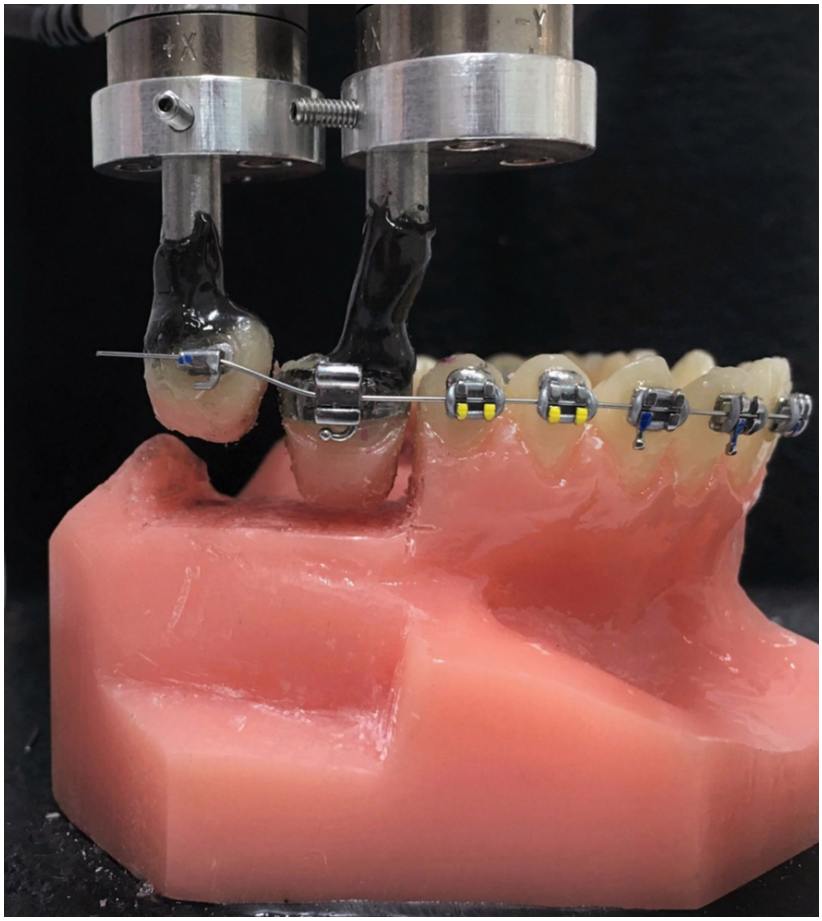


Figura 5 – fio NiTi .014 " super elastic inserido 3 mm no segundo molar extrudido.

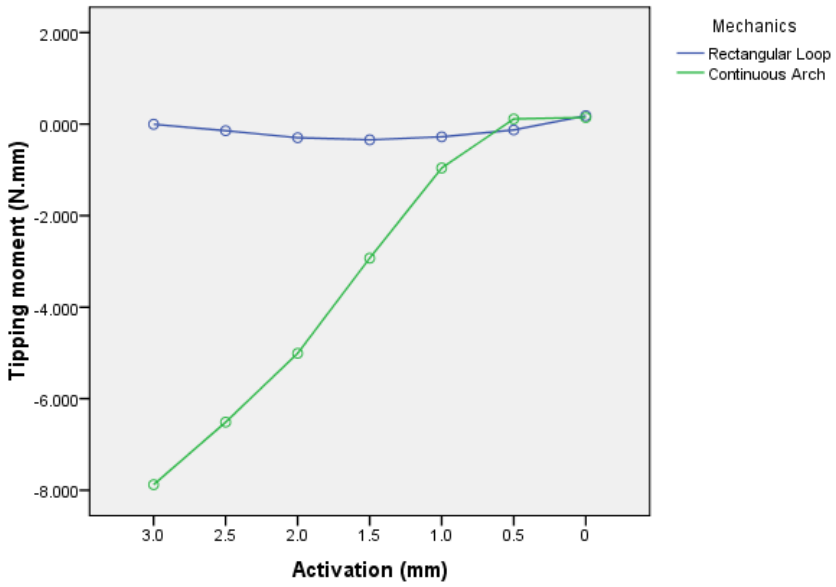


Figura 6A - Imagem dos momentos axiais (Mx) (em Newton-mm) produzidos no tubo do segundo no grupo de alça retangulare e no grupo de arco contínuo por desativação.

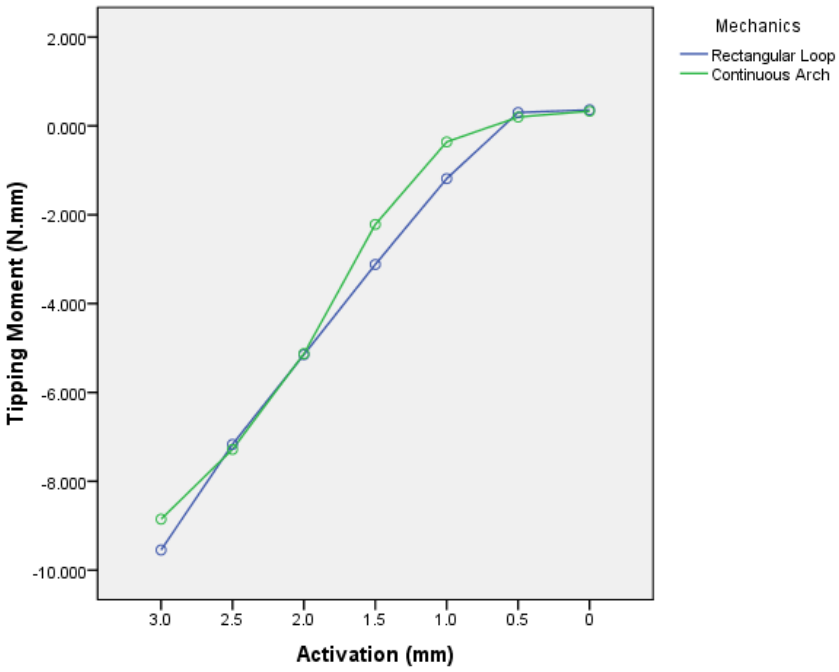


Figura 6B - Imagem dos momentos axiais (Mx) (em Newton-mm) produzidos no tubo do primeiro molar no grupo de alça retangular e no grupo de arco contínuo por desativação.

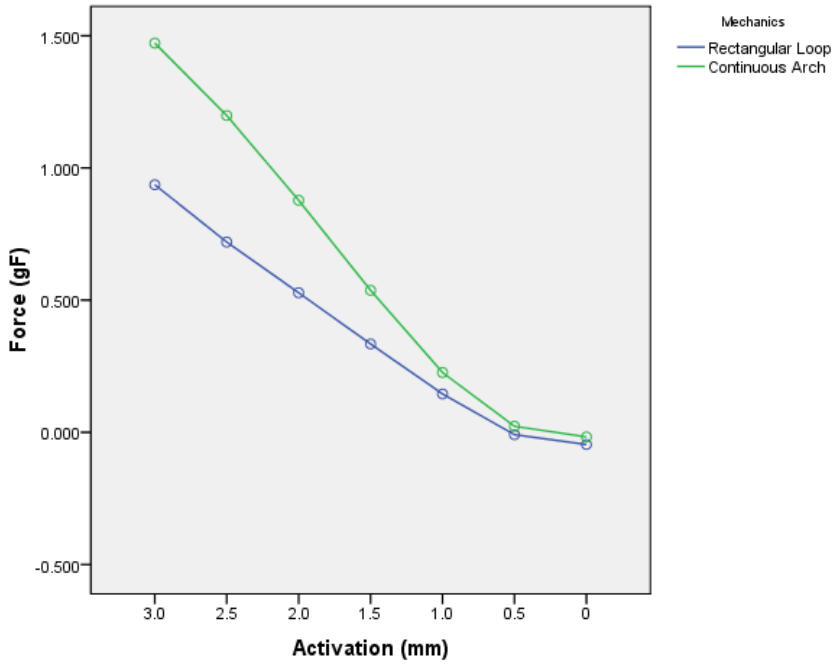


Figura 7A - Imagem das forças intrusivas (em Newtons) produzidas no tubo do segundo molar no grupo de alça retângular e no grupo de arco contínuo por desativação.

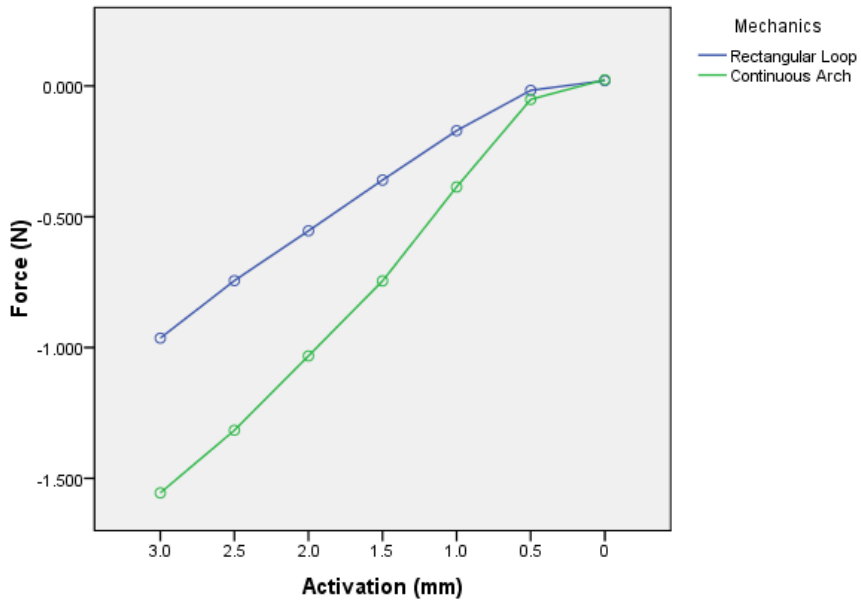


Figura 7B - Imagem das forças intrusivas (em Newtons) produzidas no tubo do primeiro molar no grupo de alça retângular e no grupo de arco contínuo por desativação.

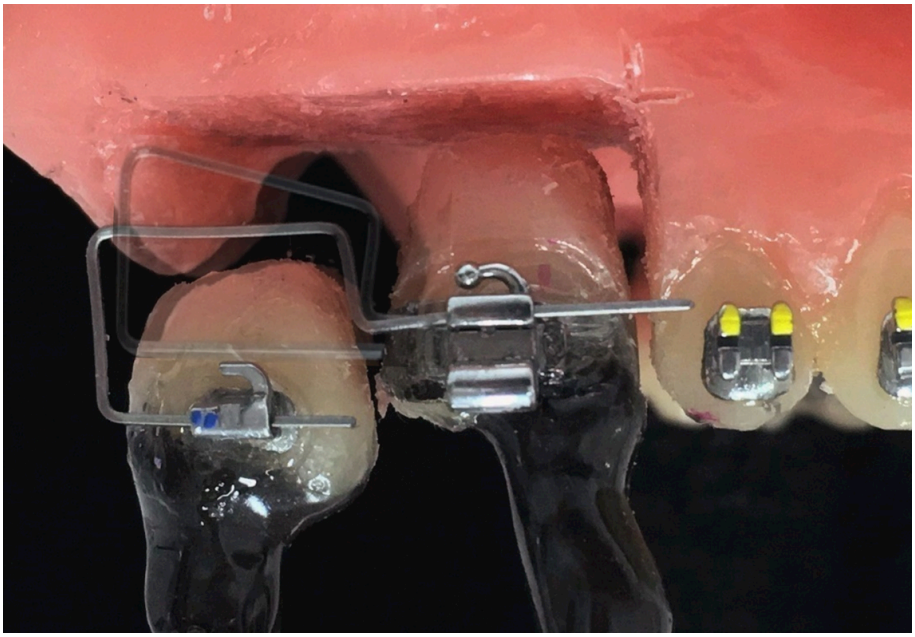


Figura 8 - Superposição de uma alça retangular pré-ativada posicionada e não posicionada. Superposição de uma alça retangular pré-ativada desengatada e acionado. Observe que há uma diferença no comprimento da extremidade horizontal posterior. A alça encaixada ou amarrada manterá o funcionando apropriadamente.

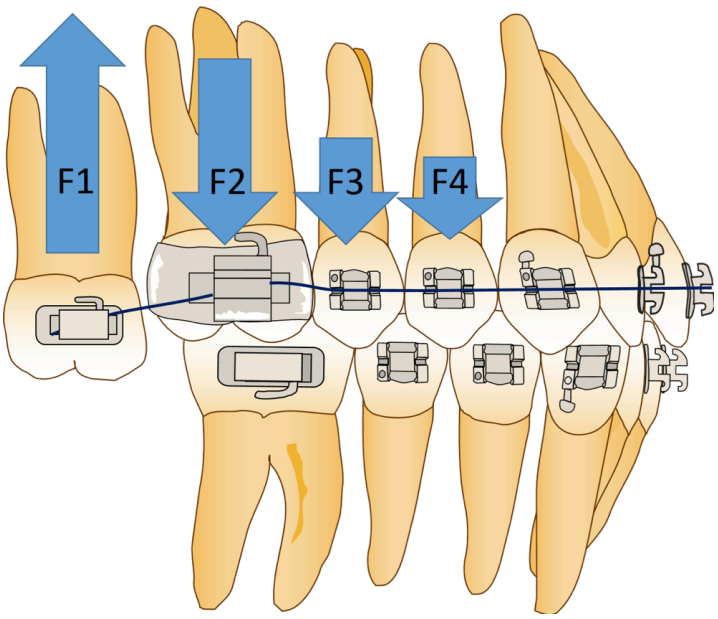


Figura 9 - Forças verticais presumidas atuando na simulação testada neste relatório que não corroboram com as forças medidas. F1 = - (F2 + F3 + F4) (Outras forças não são propositadamente desenhadas)

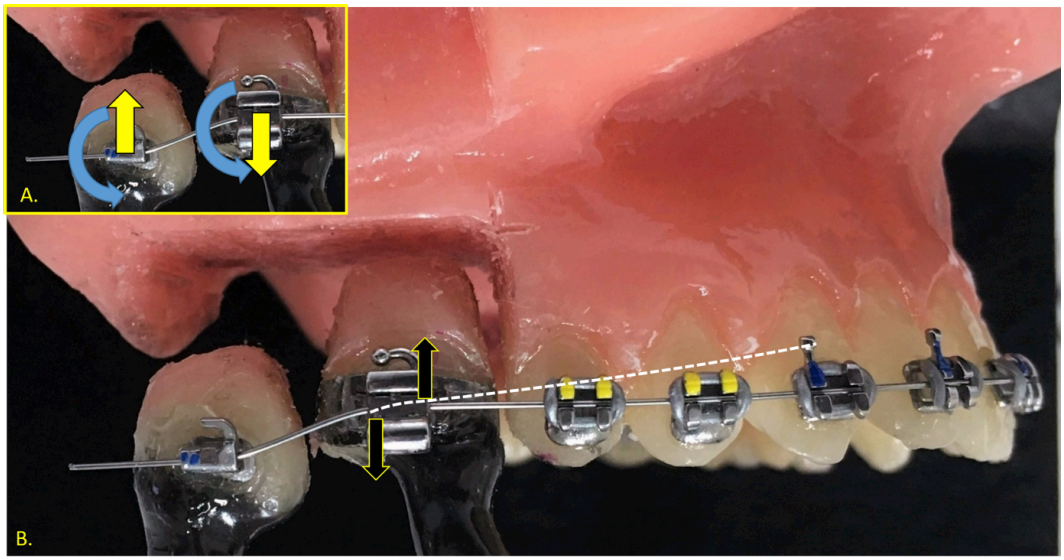


Figura 10 - A. Sistema de força que atua sobre uma geometria de degrau, as setas amarelas indicam forças e as azuis indicam momentos. **B.** As setas pretas mostram a dupla ativação que atua no tubo molar para produzir o momento de inclinação. A linha tracejada branca mostra a deflexão do arco contínuo previsto se o fio não é posicionado nos suportes, responsável pela força extrusiva adicionada no primeiro molar.

3.3 ARTIGO 3

Arcos contínuos e alças retangulares para a correção de sistemas de força consistentes e inconsistentes em segundos molares extruídos e inclinados[3]

RESUMO

Objetivo: Comparar o sistema de força produzidos por uma alça retangular (AR) e arco contínuo (AC) na correção de um segundo molar(2M) extruído e inclinado para mesial e para distal, numa situação de sistema de forças inconsistente e consistente. **Materiais e métodos:** O primeiro molar superior (1M) de um modelo de um paciente feito resina acrílica com bráquetes e tubos passivos colados foi conectado a uma célula de carga do Orthodontic Force Tester(OFT) enquanto um suporte articulado com tubo do 2M foi conectado a outra célula de carga. O tubo do 2M foi movimentado para oclusal 2,5 mm e inclinado 20º para mesial ou distal, determinando um sistema de força inconsistente e consistente, respectivamente. Em cada uma dessas situações, dez ARs pré-ativadas, de tamanho 8x10mm, feitas com fio .017"x.025" de beta-titânio, foram comparadas a dez ACs (.014"de níquel-titânio). Forças verticais (Fz) e os momentos de inclinação (Mx) foram registrados e comparados por quatros testes-T, com significância de 5%. **Resultados:** No grupo inconsistente houve diferença (p<0,001) entre os M(x) . No 2M, a AR produziu 2,11N/mm, enquanto o AC produziu -0,15N/mm, enquanto no 1M, a AR produziu -5,58N/mm e o AC produziu -2,08N/mm. Houve diferença na F(x) produzida nos 1M (p<.001): a AR produziu -0,41N, enquanto o AC produziu -0,53N. No grupo consistente, a AR produziu um M(x) menor (-3,06N/mm) que o AC (-4.,25N/mm)(p=0,01) no 2M, bem como F(z) menores (0,52N vs 0,92N)(p<,001). No 1M, a AR produziu M(x) menores (-2,32N/mm) que o AC (-4,18N/mm)(p=0,002), bem como F(z) menores (-0,59N vs. -1,10N)(p<0,001). **Conclusão:** No grupo inconsistente, somente a AR produziu um sistema de forças apropriado para a correção do 2M enquanto no grupo consistente tanto a AR quanto o AC foram apropriados, mas com maiores momentos produzidos pelo AC. Em ambos os grupos, ocorreu uma tendência de inclinação mesial do 1M.

PALAVRAS CHAVES: alça retangular, intrusão, mecânica, fios de níquel-titânio

[3] Artigo submetido e seguindo as normas de publicação do periódico American Journal of Orthodontics

INTRODUÇÃO

Os segundos molares superiores permanentes podem extruir quando há perda precoce dos molares antagonistas, e sua correção através de uma mecânica de arco contínuo pode não ser adequada dependendo da geometria entre os bráquetes e tubos.[1] Quando o sistema de força produzido por um fio continuo não corresponde com aquele desejado para a correção de um dente malposicionado, ele é chamado de inconsistente,[2] e uma estratégia diferente do arco continuo convencional precisa ser utilizada. Alças retangulares,[3,4] DATs[5] ou cirurgias [6] podem se mostrar úteis na correção desses problemas onde o sistema de força é inconsistente. Em contrapartida, há situações onde o sistema de força produzido por um fio reto corresponde àquele desejado para a correção, sendo ele chamado de consistente.[2] Nelas, a correta colagem dos tubos e um fio de nivelamento seriam suficientes para a correção do problema, pelo menos teoricamente.

Não é incomum, nos casos de extrusão de segundo molares permanentes, os mesmos estarem inclinados, no sentido coroa-mesial ou distal, devido ao seu padrão de erupção ou a migração dentária. Dependendo de sua inclinação, o sistema de forças em um fio contínuo pode ser consistente ou inconsistente (Figura 1A e B) e a solução mais adequada para ambos os problemas pode não ser a mesma. Numa situação de extrusão com inclinação da coroa para mesial, uma alça retangular pré-ativada pode ser uma solução mais adequada do que o arco contínuo, o qual pode não gerar o sistema de forças necessário para a correção. Ao passo que numa inclinação da coroa para distal (onde o sistema de força é consistente) o arco contínuo pode ser mais eficiente do que a alça, por ser mais simples e também produzir o sistema de forças compatível com o desejado. Entretanto, a literatura nunca comparou de maneira objetiva essas duas estratégias para se confirmar se

uma delas seria melhor para sistemas de forças consistentes ou inconsistentes em uma situação clínica específica. Uma forma confiável de se avaliar o sistema de força de uma situação clínica como essa é com o Orthodontic Force Tester (OFT),[7] que é um sistema de mensuração de forças ortodônticas composto de duas células de carga tridimensionais que podem ser adaptadas a um modelo real de um paciente e que tem sido utilizado para investigar várias questões mecânicas de importância clínica.[8-17]

Portanto, esse trabalho tem como objetivo comparar os sistemas de força tridimensionais produzidos por uma alça retangular pré-ativada com arco continuo em duas situações de extrusão de segundos molares superiores permanentes, uma com inclinação mesial e outra com inclinação distal, e determinar qual das duas abordagens é a mais adequada para cada situação.

MATERIAIS E MÉTODOS

Um modelo maxilar de um paciente tratado ortodonticamente foi duplicado em resina acrílica e teve bráquetes e tubos .018” prescrição MBT (Opal Orthodontics, Sandy, UT) colados com cola epóxi (JB WeldCo.,Sulphur Springs, TX) de maneira passiva de segundo a segundo molar superior, com o auxílio de um fio .017” x .025” de aço.

O modelo foi preso à mesa suporte do Orthodontic Force Tester (OFT),[7] que é um sistema de mensuração de forças ortodônticas composto de duas células de carga (Multi-axis force/torque Nano 17, Industrial Automation, Apex, EUA), com amplitude de mensuração de 0-20 N de força e de 0-100Nmm de momento, adaptadas à mesa suporte para a fixação do sistema a ser mensurado. Uma das células de carga foi fixada ao primeiro molar esquerdo (posteriormente solto do modelo), enquanto à outra foi presa um dispositivo que continha um tubo de segundo molar e que foi colocado no mesmo local do segundo molar superior esquerdo, após este ser removido do modelo, replicando a sua correta posição (Figura 2A). A articulação do dispositivo permitiu o posicionamento do tubo passivo aos outros bráquetes, numa distância inter-bráquete de 7 mm, igual a que existia anteriormente a remoção do segundo molar (Figura 2B).

O tubo do segundo molar foi movimentado para oclusal 2.5 mm da sua posição passiva e o suporte customizado permitiu a inclinação do tubo em 20º para mesial e distal, permitindo a coleta de dados nessas duas situações distintas. A angulação do tubo foi aferida pelo software Screen Protractor (Iconico, New York City, NY) através de uma foto digital antes do início dos testes. O software

customizado do OFT (Perdue University, Indiana, IN) calibrou as células de carga para que a origem das mensurações fosse transferida para o centro de cada tubo.

Avaliou-se primeiro a situação de extrusão de 2.5 mm do tubo do segundo molar com inclinação mesial de coroa de 20º, onde dois sistemas mecânicos foram comparados, a alça retangular pré-ativada e o fio continuo. Esse grupo onde supôs-se que o sistema de força era inconsistente foi assim chamado. Uma foto digital em escala permitiu o desenho de um template no Loop Software (dHAL Orthodontic Software, Atenas, Grécia) para confecção de dez alças retangulares com dimensões 8 x 10mm passivas, feitas com fio .017"x.025" de beta-titânio (TMA®, Ormco Corporation, Glendora, EUA). Durante o desenho da alça teve-se o cuidado para que a sua caixa ficasse centralizada com o tubo do segundo molar (Figura 3A). A passividade das alças após sua confecção foi averiguada no modelo físico preso ao OFT observando-se nos registros de forças e momentos do software do OFT. Um segundo template, para a pré-ativação das alças foi feito no Loop software na seguinte sequência: Primeiro, o bráquete do segundo molar foi reposicionado no Loop software até a posição desejada para a correção (2,5 mm verticalmente com a correção 20^{o}), a alça foi ativada e o formato que ela assumiu ativa, foi ajustado para o encurtamento do fio devido a posição neutra, congelado no software, salvo e impresso em tamanho real (Figura 3B).

As alças passivas foram pré-ativadas e passaram por alivio de tensão através de quantas tentativas de ativação fossem necessárias até que esse novo formato pré-ativado ficasse estabilizado. As alças foram inseridas no tubo auxiliar do primeiro molar e no tubo do segundo molar com a caixa da alça centralizada, o que foi permitido por uma marcação na alça com caneta hidrocor no momento da sua confecção (Figura 4A e B).

O software do OFT registrou as forças verticais (Fz) e momentos ao redor do eixo vestíbulo lingual (Mx) dos segundos e primeiros molares no momento da inserção da alça, já que seria impossível prever a intensidade das correções verticais e axiais com a desativação da alça. O grupo fio continuo teve seu sistema de força registrado de maneira análoga nos dois dentes em questão através da inserção e amarração de dez fios de níquel-titânio super-elástico .014" (Highland Metals, Franklin, Indiana) a todos os bráquetes e tubos do modelo com amarilhos elásticos (GAC Int., New York, USA)(Figura 5A e B). Todo o sistema foi inserido em uma caixa de isopor com uma fonte de ar quente externa controlada por um termômetro digital mantendo a temperatura em 37^{o}C +- 1^{o}C.

A segunda situação, que presumia-se produzir um sistema de força consistente, onde o tubo do segundo molar estava extruído 2,5 mm e com uma inclinação distal de coroa de 20^{o}, foi testado de maneira semelhante a primeira situação. Dez alças retangulares passivas nessa nova geometria foram confeccionadas de maneira semelhante à situação inconsistente e também foram pré-ativadas, (Figura 5C) sendo que esses dois passos foram também realizados com dois templates especificamente feitos para esse fim. Dez fios de níquel-titânio, do mesmo lote e marca comercial utilizado na situação inconsistente, foram presos a todos os bráquete e tubos do modelo com amarilhos elásticos para a averiguação do sistema de força produzido pelo arco continuo na situação consistente da mesma forma que feito na situação inconsistente (Figura 5D).

Os dados coletados nos dois grupos estavam normalmente distribuídos e foram comparados através de quatros testes T independentes, com nível de significância de 5%, para detectar diferenças entre os momentos e as forças

produzidas pelas mecânicas de alça e continua, tanto no primeiro molar quanto no segundo molar.

RESULTADOS

Na grupo inconsistente houve uma diferença significante (p<0,001) entre os M(x) produzidos pelas alças retangulares e pelo arco continuo. No tubo do segundo molar, as alças retangulares produziram um M(x) de 2,11 N.mm, enquanto o arco contínuo produziu -.15 N.mm. (tabela I) No tubo do primeiro molar, as alças retangulares produziram um M(x) de -5.58 N.mm, enquanto o arco contínuo produziu um M(x) de -2.08 N.mm. Não houve diferenças entre as forças de intrusão produzido nos segundos molares (p=.118), enquanto foi detectada diferença na força vertical produzida nos primeiros molares (p<.001). As alças retangulares produziram uma F(z) de -.41 N, enquanto o fio contínuo produziu -.53 N. (Tabela I).

Na situação consistente, as alças produziram um M(x) menor (-3.06 N.mm) que o arco contínuo (-4.25 N.mm) (p=.01) (tabela II) nos segundos molares, bem como F(z) menores (.52 N e .92 N, respectivamente) (p<.001). Já nos primeiros molares, as alças produziram M(x) menores (-2.32 N.mm) que o arco contínuo (-4.18 N.mm) (p=.002), bem como forças menores (-.59 N versus -1.10 N, respectivamente) (p<.001). (Tabela II)

DISCUSSÃO

No grupo onde foi simulada a extrusão do segundo molar com inclinação mesial de coroa, o sistema de forças (Fz e Mx) produzido pelo fio de niquel-titânio continuo foi inconsistente com o desejado no tubo do segundo molar pois junto à força intrusiva desejada, o arco continuo produziu uma tendência de inclinação mesial indesejada. Apesar de ser esperado que o sistema de força fosse inconsistente, a estimativa do sentido das forças e momentos foi diferente. Esperava-se uma força extrusiva agindo junto a uma tendencia de inclinação distal de coroa (Figura 1B), entretanto as células de carga detectaram forças intrusivas no tubo do segundo molar junto a um momento de inclinação da coroa para mesial. Isso pode ser explicado pela posição relativa entre os tubos,[1] onde foi produzida uma geometria entre as Classes III e IV. Uma forma mais apropriada de se estimar o que irá ocorrer em relação as forças verticais entre dois tubos pode ser realizada facilmente com dois pedaços de fios. Ao inserir-se um fio em cada um dos tubos, pode-se visualizar um cruzamento entre eles. (Figura 6) Vai sempre haver um maior momento no tubo mais próximo do cruzamento e é ele quem vai ditar a direção das forças de equilibrio em cada tubo.[18] Assim, remove-se o fio do tubo mais distante do cruzamento e estima-se o que irá ocorrer verticalmente baseado na posição fio passivo. Na figura 1B, um erro de estimativa da direção das forças verticais ocorreu pela utilização do fio passivo errado, inserido ao tubo do segundo molar, mais distante do cruzamento, ao invés da utilização do fio inserido ao tubo do primeiro molar, mais próximo do cruzamento.

Na alça retrangular, o sistema de força produzido foi diferente do arco contínuo. A alça produziu uma força intrusiva e uma tendência de inclinação distal de coroa, mostrando ser capaz de produzir momentos axiais no sentido de correção

da inclinação do segundo molar. Isso mostra que na situação exemplificada, a alça retrangular pré-ativada parece ser a melhor alternativa para a correção do problema. Outras alças, como a alça-L[19-21] ou T[20,21] não conseguem dissociar a intensidade e a direção do momento produzido da ativação realizada, sendo ele sempre produzido na direção ditada pela força vertical aplicada, agindo de forma similar a um fio contínuo. Na alça retangular, devido ao seu design, tem a capacidade de dissociar o sentido dos momentos produzidos da direção da ativação vertical, conforme já demonstrado em alças retangulares não pré-ativadas, em uma situação de dois bráquetes.[21-23] Entretanto, não há relatos existentes de uma comparação dessa alça com a mecânica de fio continuo em uma simulação onde as dimensões bucais fossem reais, com um aparelho ortodontico montado em todos os dentes.

A correção da inclinação e intrusão do segundo molar dada pela alça retangular (ou a intrusão sem correção da inclinação, dada pelo fio continuo) não vem sem um maior efeito colateral de inclinação mesial da coroa do primeiro molar superior. Isso ocorre devido ao equilíbrio, pois o momento positivo que corrige a inclinação do segundo molar, na alça, precisa ser contrabalanceado com maior intensidade do que com o arco continuo, onde o momento agindo no segundo molar não só é menor como é em sentido oposto. A literatura ortodôntica já explorou extensivamente o principios de equilibrio em situação entre dois bráquetes semelhantes a demonstrada aqui, com bráquetes desnivelados e fios continuos[1,24]ou com dobras coladas em fios agindo em bráquetes alinhados.[25,26] A utilização de uma alça retangular nessa situação sem o devido controle desse momento no primeiro molar é desacoselhada devido aos efeitos colaterais que podem advir dessa movimentação, como por exemplo uma alteração indesejada do relacionamento antero-posterior. Sugere-se, portanto, a utilização de uma barra transpalatina para a

distribuição desse momento em mais dentes,[4] ou mesmo de cursores com elásticos de Classe II, a fim de evitar efeitos colaterais.

Na situação consistente, onde havia inclinação distal de coroa do segundo molar extruído, a alça funcionou de maneira semelhante ao arco contínuo. Ambos sistemas mostraram um sistema de forças compativel com o desejado para a correção, isto é, ele produziram uma força intrusiva com um momento sentido coroa-mesial. Esse resultado não era inesperado, pois é de conhecimento geral na ortodontia que sistemas de força consistentes requerem apenas um fio de nivelamento para serem resolvidos.[2] Mas, o resultado de um maior momento produzido pelo arco contínuo foi inesperado. Isso pode representar uma maior eficiencia na correção da inclinação do segundo molar, resultando numa correção mais rápida do problema, de maneira mais simples e menos trabalhosa. Similarmente ao sistema de força inconsistente, foram registrados momentos de alta magnitude produzindo uma tendência de inclinação da coroa dos primeiros molares superiores para mesial, em ambas formas de correçao, devido ao equilibrio. Como mencionado, deve-se ter cuidado com essa tendência de inclinação dos primeiros molares e dos probelmas que podem advir desta movimentação. Não há trabalhos similares na literatura passiveis de comparação com os resultados encontrados, o que pode sugerir um ensaio clínico ou outros laboratoriais para a confirmação destes achados.

As forças de intrusão registradas nos grupos inconsistente e consistente foram diferentes, com exceção das forças registradas no segundo molar no grupo inconsistente. De maneira geral, parece que as forças verticais produzidas no grupo consistente foram de maiores magnitudes do que no inconsistente. Isso ocorreu mesmo com o mesmo desnivelamento dos tubos dos segundos molares (2.5mm).

Na situação consistente, onde o desnivelamento entre o tubo do segundo molar foi maior na região mesial do que na distal, como na situação consistente (Figura 5D e B), o fio contínuo pareceu ser mais tensionado, gerando forças (e momentos) de maior magnitude. Esse efeito pode ser explicado pela posição angular relativa, ou geometria, entre os tubos dos molares, pois já foi demonstrado que diferentes posições angulares entre dois acessorios, mesmo que no mesmo nível, podem produzir forças diferentes.[1]

Outro resultado inesperado foi a diferença entre as forças verticais entre os primeiros e segundos molares quando a mecânica continua foi utilizada, o que não ocorreu nas alças retangulares. Isso pode parecer um erro metodológico à primeira vista, já que em função do equilibrio estático, forças de mesma intensidade eram esperadas independente da mecânica testada. No caso do fio contínuo, a deflexão que o fio assume ao sair pela mesial do tubo do primeiro molar e o seu apoio nos dentes remanescentes produz uma força suplementar extrusiva em ambos os molares, diminuindo a resultante de força intrusiva no segundo molar e aumentando-a no primeiro molar (Figura 7). Os artigos clássicos que lidaram com mecânica de fios contínuos avaliaram os sistemas de força somente entre dois bráquetes,[1,25,26] não conseguindo registrar esse efeito, mas quando mais bráquetes foram utilizados em outras investigações, forças verticais de sentido oposto ao esperado foram registradas dois bráquetes distantes do dente a ser movimentado,[27-29] como observado no presente estudo.

As forças verticais produzidas nos molares foram maiores no fio contínuo. Na mecânica contínua, a força produzida é dependente de dois fatores: a posição relativa dos tubos[1] e o módulo de elasticidade do fio utilizado,[30] deixando o ortodontista com mínimas condições de variar a força, caso ele queira diminui-la ou

aumenta-la. Na alça retangular, a força pode ser dosada pela ativação vertical, mostrando-se mais versátil. Adicionalmente, o poder de disassociação da alça retangular possibilita uma intensidade de momento produzido independente da ativação vertical, podendo-se aumentar um sem influenciar proporcionalmente o outro,[21] diferente do arco contínuo, onde o momento e a força produzidos são proporcionais.

CONCLUSÕES

Nos termos das duas simulações realizadas in vitro, onde o segundo molar estava extruído e inclinado com a coroa para mesial ou distal, determinando, respectivamente, um sistema de força inconsistente ou consistente, concluí-se que:

- No sistema “inconsistente”, a alça retangular pré-ativada pode produzir um sistema de força compatível com a correção do problema, gerando intrusão e a inclinação distal da coroa do segundo molar, o que o arco contínuo não pode.
- No sistema “consistente” não só ambos produziram o sistema adequado para a correção, como o arco contínuo produziu maior tendência de inclinação mesial da coroa do segundo molar;
- Em ambos os sistemas de força, existe uma grande tendência a inclinação mesial de coroa do primeiro molar superior, que ocorre como efeito colateral em função do equilíbrio estático.

REFERÊNCIAS

1. Burstone CJ, Koenig HA. Force systems from an ideal arch. Am J Orthod 1974;65:270-289.

2. Marcotte MR. Biomechanics in Orthodontics. Toronto - Philadelphia: BC Decker; 1990.

3. Cacciafesta V, Melsen B. The rectangular loop: Biomechanical principles and clinical applications in three dimensional control of single-tooth discrepancies. Prog. Orthod. 1999;1:23-36.

4. Crismani AG, Freudenthaler JW, Bernhart T, Hofshneider UB, Kole EG. Rectangular Loops in Inconsistent Force Systems. J Orofac Orthop. 2002;63:105-112.

5. Chang YJ, Lee HS, Chun YS. Microscrew anchorage for molar intrusion. J Clin Orthod. 2004;38:325-330.

6. Schoeman R, Subramanian L. The use of orthognathic surgery to facilitate implant placement: a case report. Int J Oral Maxillofac Implant. 1996;11:682-684.

7. Chen J. Apparatus and method for measuring orthodontic force applied by an orthodontic appliance. In: Patent US, editor. Patent Number 6.120.287. USA; 2000.

8. Yadav S, Chen J, Upadhyay M, Roberts E, Nanda R. Three-dimensional quantification of the force system involved in a palatally impacted canine using a cantilever spring design. Orthodontics (Chic.) 2012;13:22-33.

9. Viecilli RF, Chen J, Katona TR, Roberts WE. Force system generated by an adjustable molar root movement mechanism. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2009;135:165-173.

10. Yadav S, Chen J, Upadhyay M, Jiang F, Roberts WE. Comparison of the force systems of 3 appliances on palatally impacted canines. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2011;139:206-213.

11. Gajda S, Chen J. Comparison of three-dimensional orthodontic load systems of different commercial archwires for space closure. Angle Orthod 2012; 82: 333-339.

12. Mittal N, Xia Z, Chen J, Stewart KT, Liu SS. Three-dimensional quantification of pretorqued nickel-titanium wires in edgewise and prescription brackets. Angle Orthod. 2013;83:484-490.

13. Xia Z, Chen J, Jiangc F, Li S, Viecilli RF, Liu SY. Load system of segmental T-loops for canine retraction. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2013;144:548-556.

14. Almeida L, Ribeiro A, Parsekian Martins R, Viecilli R, Parsekian Martins L. Nickel titanium T-loop wire dimensions for en masse retraction. Angle Orthod. 2016;86:810-817.

15. Katona TR, Isikbay SC, Chen J. Effects of first- and second-order gable bends on the orthodontic load systems produced by T-loop archwires. Angle Orthod. 2014;84:350-357.

16. Kroczek C, Kula K, Stewart K, Baldwin J, Fu T, Chen J. Comparison of the orthodontic load systems created with elastomeric power chain to close extraction

spaces on different rectangular archwires. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2012;141:262-268.

17. Chen J, Isikbay SC, Brizendine EJ. Quantification of three-dimensional orthodontic force systems of T-loop archwires. Angle Orthod. 2010;80:566-570.

18. Isaacson RJ, Lindauer SJ, Davidovitch M. The ground ruler for arch wire design. Semin Orthod. 1995;1:3-11.

19. Raboud D, Faulkner G, Lipsett B, Haberstock D. Three-dimensional force systems from vertically activated orthodontic loops. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2001;119:21-29.

20. Menghi C, Planert J, Melsen B. 3-D experimental identification of force systems from orthodontic loops activated for first order corrections. Angle Orthod. 1999;69:49-57.

21. Vanderby R, Jr., Burstone CJ, Solonche DJ, Ratches JA. Experimentally determined force systems from vertically activated orthodontic loops. Angle Orthod. 1977;47:272-279.

22. DeFranco JC, Koenig HA, Burstone CJ. Three-dimensional large displacement analysis of orthodontic appliances. J Biomech. 1976;9:793-801.

23. Koenig HA, Vanderby R, Solonche DJ, Burstone CJ. Force systems from orthodontic appliances: an analytical and experimental comparison. J Biomech Eng. 1980;102:294-300.

24. Lindauer SJ, Isaacson RJ, Britto D. Three dimensional force systems from activated orthodontic appliances. Semin Orthod. 2001;7:207-214.

25. Ronay F, Kleinert W, Melsen B, Burstone CJ. Force system developed by V bends in an elastic orthodontic wire. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1989;96:295-301.

26. Burstone CJ, Koenig HA. Creative wire bending--the force system from step and V bends. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1988;93:59-67.

27. Major PW, Toogood RW, Badawi HM, Carey JP, Seru S. Effect of wire size on maxillary arch force/couple systems for a simulated high canine malocclusion. J Orthod 2014;41:285-291.

28. Fok J, Toogood RW, Badawi H, Carey JP, Major PW. Analysis of maxillary arch force/couple systems for a simulated high canine malocclusion: Part 1. Passive ligation. Angle Orthod. 2011;81:953-959.

29. Fok J, Toogood RW, Badawi H, Carey JP, Major PW. Analysis of maxillary arch force/couple systems for a simulated high canine malocclusion: Part 2. Elastic ligation. Angle Orthod. 2011;81:960-965.

30. Burstone CJ. Variable-modulus orthodontics. Am J Orthod. 1981;80:1-16.

Tabela 1. Resultado do teste T, com a significância, bem como os valores de força vertical (Fz) e tendência de inclinação (Mx) nos segundos e primeiros molares superiores no sistema de forças inconsistente. Entre parênteses é mostrado o desvio padrão. Para a conversão dos valores de Newtons para gramas–força multiplicar por 102.

	Grupo	Mx (N.mm)	Fz (N)
Segundos Molares	**Alça Retangular**	2,11(0,45)	0,41(0,11)
	NITI	-0,15(0,06)	0,35(0,02)
	sig	p<0,001	p = 0,118
Primeiros Molares	**Alça Retangular**	-5,58(1,34)	-0,41(0,11)
	NITI	-2,08(0,55)	-0,53(0,01)
	sig	p<0,001	p = 0,007

Tabela 2. Resultado do teste T, com a significância, bem como os valores de força vertical (Fz) e tendência de inclinação (Mx) nos segundos e primeiros molares superiores no sistema de forças consistente. Entre parênteses é mostrado o desvio padrão. Para a conversão dos valores de Newtons para gramas–força multiplicar por 102.

	Grupo	Mx (N.mm)	Fz (N)
Segundos Molares	**Alça Retangular**	-3,06(1,25)	0,52(0,09)
	NITI	-4,25 (0,16)	0,92(0,03)
	sig	p = 0,015	p<0,001
Primeiros Molares	**Alça Retangular**	-2,32(1,41)	-0,59(0,10)
	NITI	-4,18(0,39)	-1,10(0,03)
	sig	p<0,002	p<0,001

Figuras

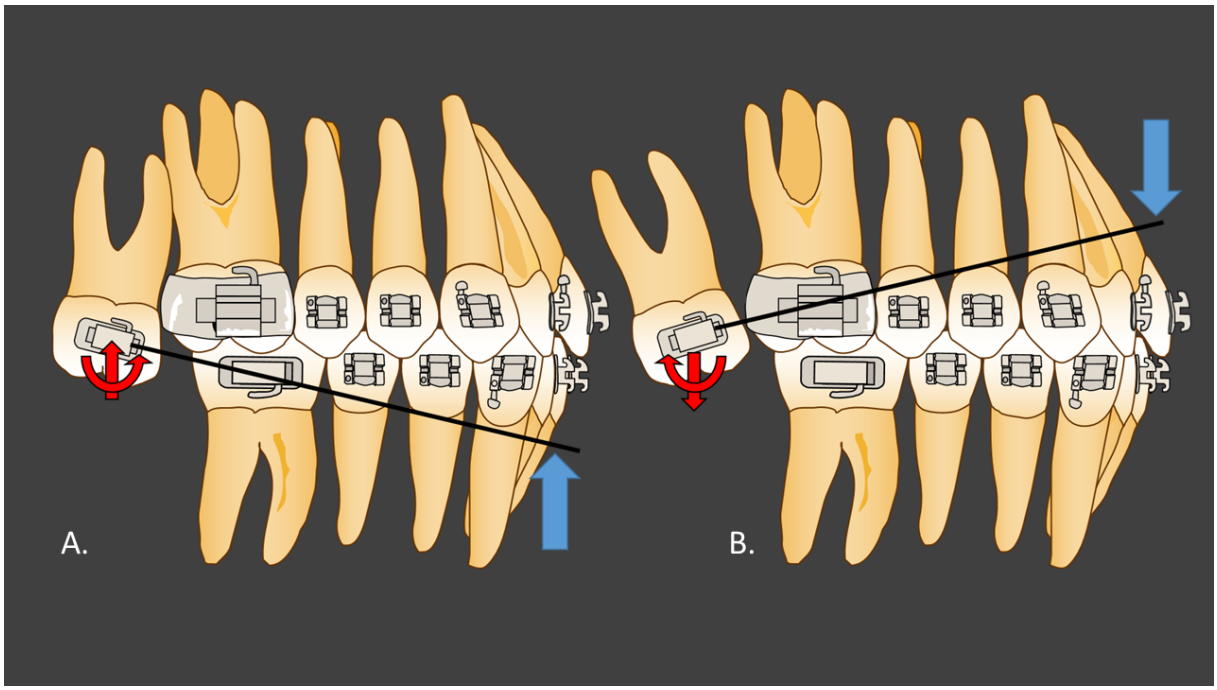


Figura 1 – A. Segundo molar superior extruído com inclinação distal de coroa. Com a inserção de um fio contínuo no tubo do segundo molar (linha preta) e o seu encaixe aos outros acessórios do aparelho, percebe-se que será aplicada uma força intrusiva (desejada) junto a um momento de correção anti-horário (desejado) nesse dente. Como o sistema de força é consistente com o desejado para a correção da situação, diz-se que o sistema de força é consistente. B – Segundo molar superior extruído com inclinação mesial de coroa. Com a inserção de um fio contínuo no tubo do segundo molar (linha preta) e o seu encaixe aos outros acessórios do aparelho, percebe-se que será aplicada uma força extrusiva (indesejada) junto a um momento de correção horário (desejado) nesse dente. Como o sistema de força é inconsistente com o desejado para a correção da situação, diz-se que o sistema de força é inconsistente.

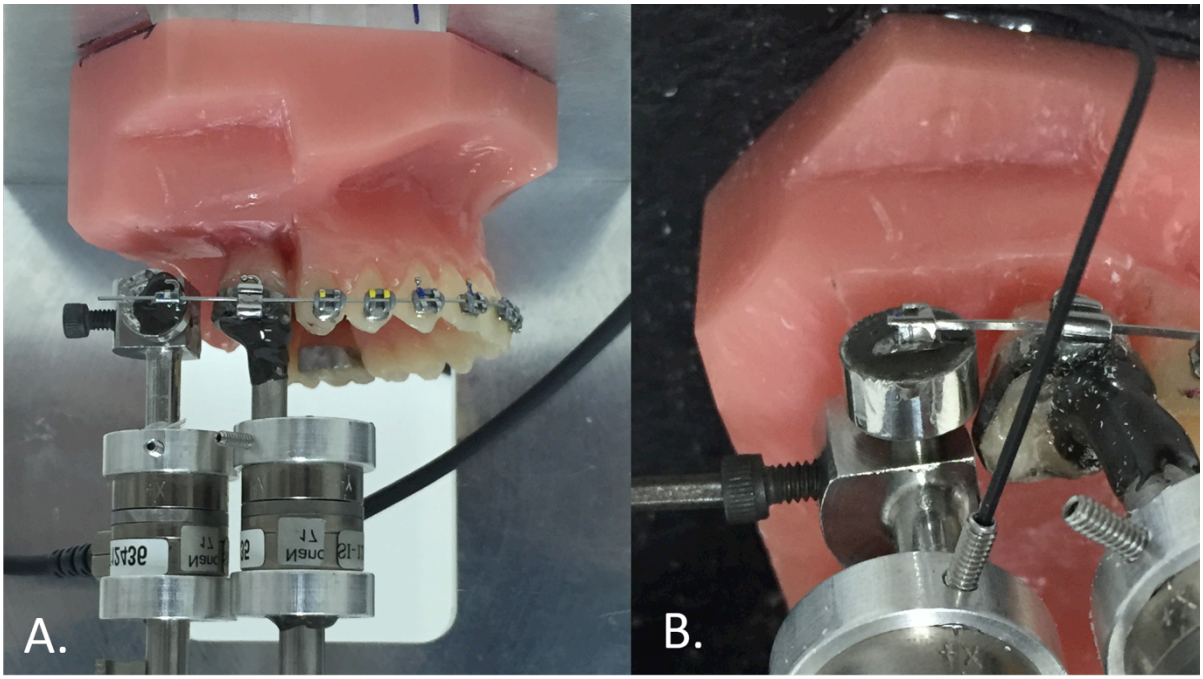


Figura 2A – Modelo de acrílico de um paciente preso ao OFT. Uma célula de carga está presa no primeiro molar esquerdo, que será recortado do modelo, enquanto a segunda célula de carga está presa a um acessório colocado no lugar do segundo molar. Um fio contínuo de aço 17”x.025” foi utilizado para posicionar os bráquetes e tubos passivos. **B.** Articulação do acessório customizado, feito para ser colocado exatamente na posição que o segundo molar ocupava. A articulação permitiu que a angulação pudesse ser modificada sem alterar a posição do tubo nos outros planos do espaço.(As imagens foram invertidas no sentido vertical para melhor compreensão do artigo).

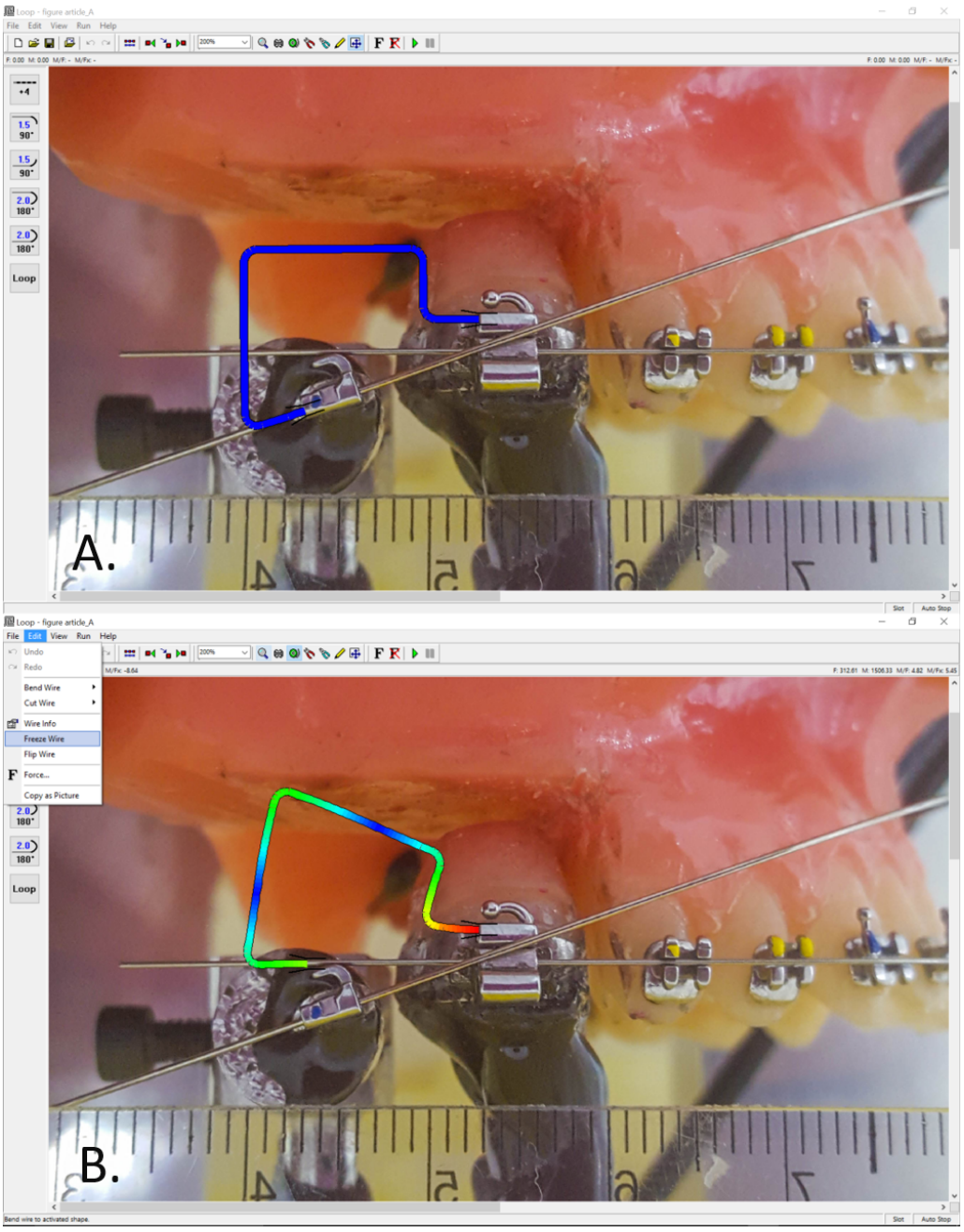


Figura 3 – Imagens do Loop Software. A – Mostrando a confecção da alça retangular passiva. A linha tracejada mostra o alinhamento do centro do tubo com a alça e a seta mostra onde uma marcação com caneta hidrocor foi feita em todas as alças. B Alça Retangular no formato pré-ativado, posibilitado pela nova posição do bráquete, ativação da alça e congelamento do formato assumido pelo fio. Ambas as imagens foram impressas em escala para servirem de templates. .(As imagens foram invertidas no sentido vertical para melhor compreensão do artigo).

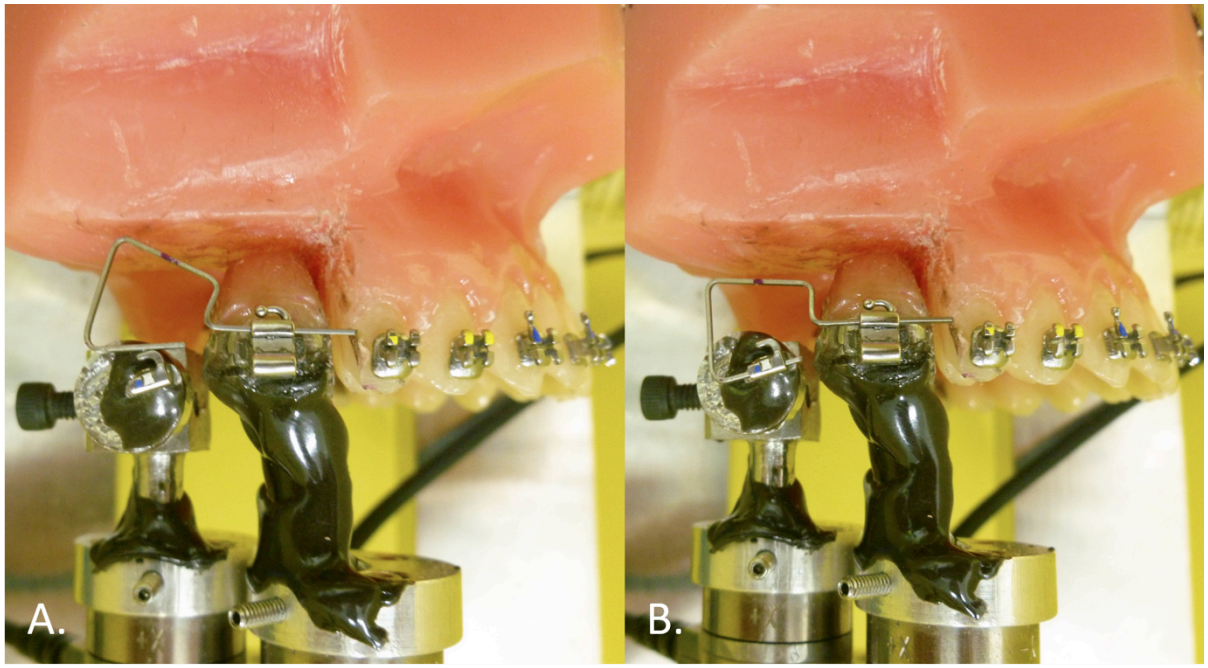


Figura 4A – Alça retangular pré-ativada B – Alça retangular pré-ativada encaixada no tubo do segundo molar. .(As imagens foram invertidas no sentido vertical para melhor compreensão do artigo).

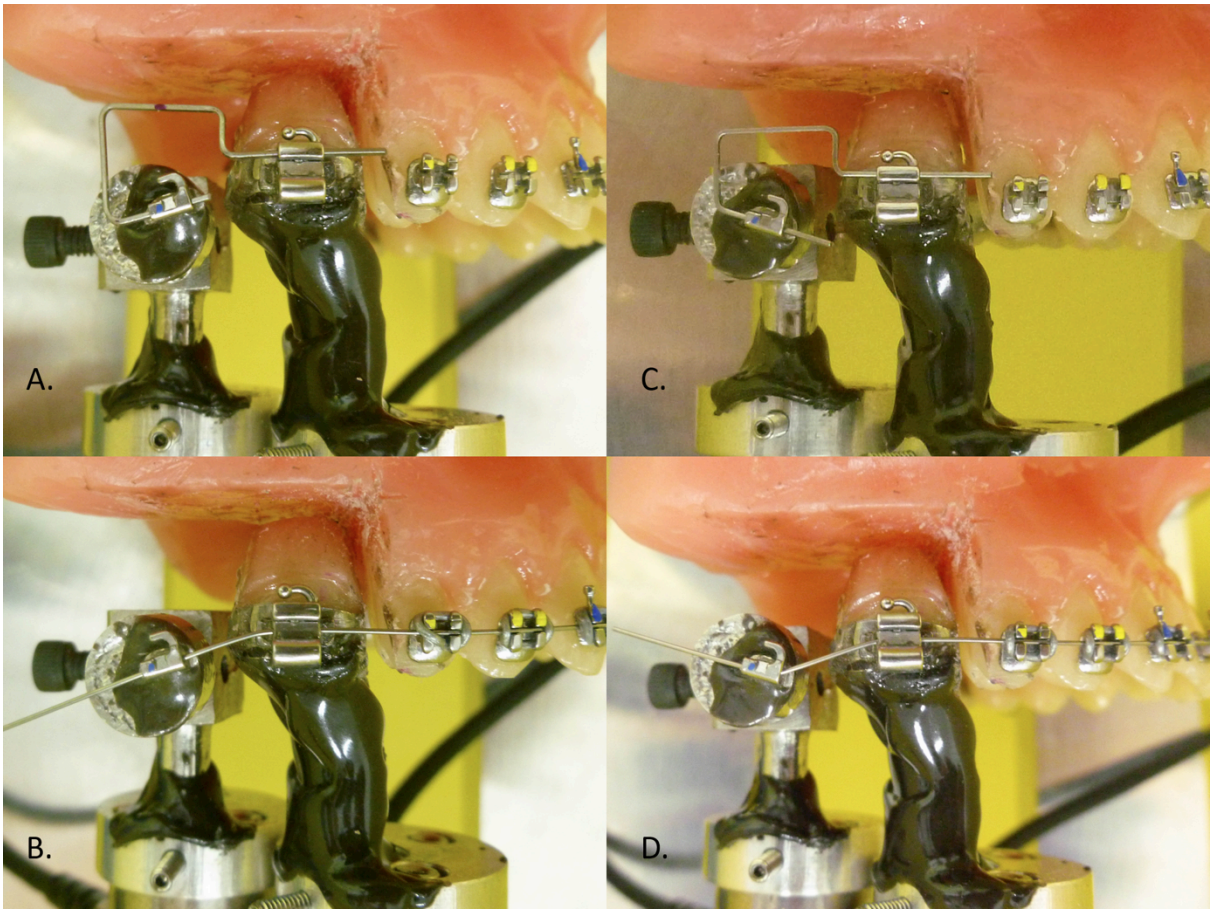


Figura 5A – Alça retangular ativa no grupo inconsistente; B – Fio contínuo de niti .014”ativo no grupo inconsistente; C- Alça retangular ativa no grupo consistente; D – Fio contínuo de NITI .014” ativo no grupo consistente. .(As imagens foram invertidas no sentido vertical para melhor compreensão do artigo).

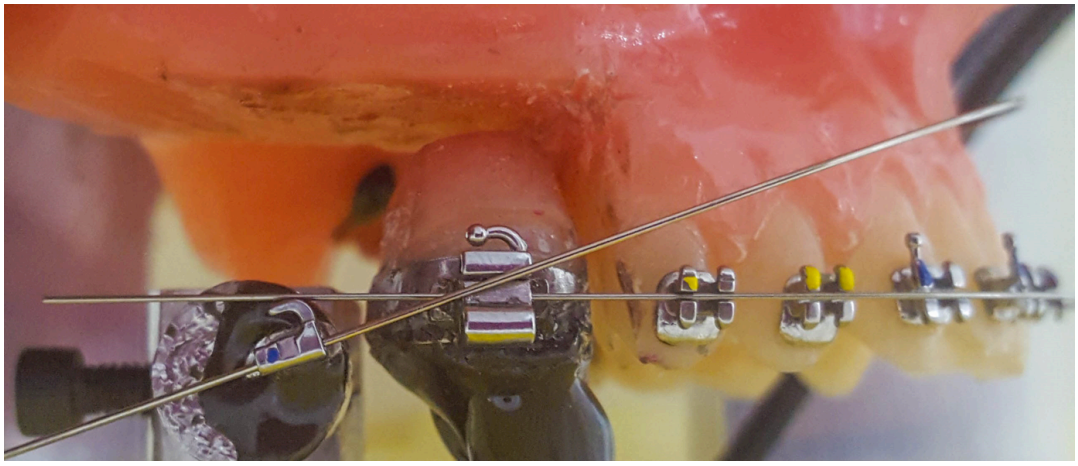


Figura 6 – Sistema inconsistente testado nessa investigação. O cruzamento de dois fios passivos inseridos em cada tubo mais próximo do tubo do primeiro molar mostra que ali vai ser registrado o momento de maior intensidade. Assim o fio passivo inserido no primeiro molar é quem dita as forças verticais de equilíbrio (e o fio inserido no segundo molar deve ser desconsiderado) apontando uma força intrusiva no segundo molar e consequentemente extrusiva no primeiro.

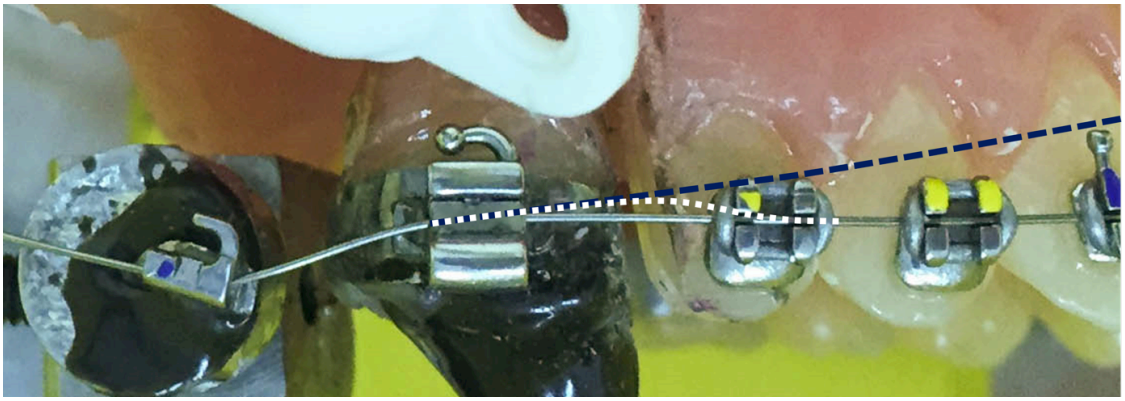


Figura 7 – Imagem do fio contínuo ativo em um dos grupos. A linha preta mostra a deflexão estimada do fio contínuo se ele não estiver preso aos outros bráquetes, enquanto a linha branca mostra a deflexão (exagerada, a título de compreensão) do fio ao ser encaixado nos outros bráquetes. Essa deflexão, apesar de gerar as forças descritas nos resultados é muito pequena para ser percebida a olho nú.

4 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Baseado nos resultados e conclusões apresentados pelos artigos, podemos concluir:

1.a Quando uma dobra é realizada no fio para intrusão de um dente, onde há apoio de bráquetes ou tubos na mesial e distal do mesmo, podem ocorrer efeitos colaterais indesejados que são minimizados com o uso de fios mais flexíveis. Espera-se que a rigidez estrutural do fio ortodôntico associada aos apoios mesial e distal dos bráquetes de dentes vizinhos, contrabalancem o problema.

b. Comparado a liga de aço, a liga de beta-titânio e o fio de beta-titânio revestida com níquel-titânio, são mais flexíveis e cumprem esse propósito.

2. a. Quando não há apoio distal em um dente de extremidade, como no caso de um segundo molar, o movimento de intrusão pura (sem inclinações) não é possível de ocorrer quando utilizando um fio contínuo. Somente é possível realizar uma intrusão pura com uso de alça retangular.

b. Se o mesmo dente em questao estiver inclinado para mesial, e o sistema de força for inconsistente, o fio contínuo não conseguirá corrigir a inclinação o segundo molar junto a intrusão.

c. Se o mesmo dente em questao estiver inclinado para distal, e o sistema de força for consistente, um fio contínuo não só conseguirá gerar forças e momentos compatíveis com a correção, como também produzirá um momento de correção de inclinação mais alto e de maneira mais simples.

d. Durante a intrusão de um dente de extremidade, o dente contíguo sofre um alto efeito colateral.

REFERÊNCIAS*

1. Almeida L, Ribeiro A, Parsekian Martins R, Viecilli R, Parsekian Martins L. Nickel titanium T-loop wire dimensions for en masse retraction. Angle Orthod. 2016;86(5):810-7.

2. Burstone CJ, Goldberg AJ. Beta titanium: a new orthodontic alloy. Am J Orthod. 1980;77(2):121-32.

3. Burstone CJ, Koenig HA. Force systems from an ideal arch. Am J Orthod. 1974;65(3):270-89.

4. Burstone CJ. Part 2: Biomechanics. Interview by Dr. Nanda. J Clin Orthod. 2007;41(3):139-47.

5. Chen J, inventor; Advanced Research and Technology Institute, Inc., cessionário. Apparatus and method for measuring orthodontic force applied by an orthodontic appliance. United States patent US 612028. 2000 Sep 19.

6. Faltin RM, Faltin K, Sander FG, Arana-Chavez VE. Ultrastructure of cementum and periodontal ligament after continuous intrusion in humans: a transmission electron microscopy study. Eur J Orthod. 2001;23(1):35-49.

7. Harris DA, Jones AS, Darendeliler MA. Physical properties of root cementum: part 8. Volumetric analysis of root resorption craters after application of controlled intrusive light and heavy orthodontic forces: a microcomputed tomography scan study. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2006;130(5):639-47.

8. Insabralde NM, Poletti T, Conti AC, Oltramari-Navarro PV, Lopes MB, Flores-Mir C et al. Comparison of mechanical properties of beta-titanium wires between leveled and unleveled brackets: an in vitro study. Prog Orthod. 2014; 15(1):42.

9. Keim RG, Gottlieb EL, Vogels DS , Vogels PB. 2014 JCO study of orthodontic diagnosis and treatment procedures, Part 1: results and trends. J Clin Orthod. 2014;48(10):607-30.

10. Koenig HA, Burstone CJ. Force systems from an ideal arch - large deflection considerations. Angle Orthod. 1989;59(1):11-6.

11. Mittal N, Xia Z, Chen J, Stewart KT, Liu SS. Three-dimensional quantification of pretorqued nickel-titanium wires in edgewise and prescription brackets. Angle Orthod. 2013;83(3):484-90.

12. Raboud D, Faulkner G, Lipsett B, Haberstock D. Three-dimensional force systems from vertically activated orthodontic loops. Am J Orthod. 2001;119(1):21-9.

13. 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.

* 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-marco-2015.pdf

Não autorizo a reprodução deste trabalho até 17/03/2019.

(Direitos de publicação reservado ao autor)

Araraquara, 17 de março de 2017.

RICARDO LIMA SHINTCOVSK