



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



Ingrid Müller Ledra

**Análise tridimensional da barra palatina e arco contínuo de  
NiTi para correção da giro-versão e expansão de molares**

Araraquara

2018



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



Ingrid Müller Ledra

## **Análise tridimensional da barra palatina e arco contínuo de NiTi para correção da giro-versão e expansão de molares**

Dissertação 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 e Mestre  
em Ciências Odontológicas

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

Araraquara

2018

Ledra, Ingrid Müller

Análise tridimensional da barra palatina e arco contínuo de NiTi para correção da giro-versão e expansão de molares / Ingrid Müller Ledra. – Araraquara: [s.n.], 2018

41 f. ; 30 cm.

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

Orientador: Prof. Dr. Luiz Gonzaga Gandini Júnior

1. Dente molar 2. Técnica de expansão palatina 3. Fenômenos biomecânicos. I. Título

Ficha catalográfica elaborada pela Bibliotecária Ana Cristina Jorge, CRB-8/5036  
Universidade Estadual Paulista (Unesp), Faculdade de Odontologia, Araraquara  
Serviço Técnico de Biblioteca e Documentação

Ingrid Müller Ledra

**Análise tridimensional da barra palatina e arco contínuo de  
NiTi para correção da giro-versão e expansão de molares**

**Comissão Julgadora**

**Para obtenção do grau de mestre em Ortodontia**

**Presidente e orientador**

Prof. Dr. Luiz Gonzaga Gandini Jr

**2º Examinador**

Prof. Dr. Renato Parsekian Martins

**3º Examinador**

Prof. Dr. Ana Cláudia Moreira Melo Toyofuku

**Araraquara, 12 de março de 2018**

## DADOS CURRICULARES

Ingrid Müller Ledra

NASCIMENTO: 29/07/1988 – Florianópolis – Santa Catarina

FILIAÇÃO: Joséte Müller Ledra

Jorge Luiz Ledra

2006/2010 – Graduação em Odontologia na Universidade Federal de Santa Catarina – UFSC.

2011/2013 – Especialização em Ortodontia no Instituto Latino Americano de Pesquisa e Ensino em Odontologia – ILAPEO.

2016/2018- Mestrado em Ciências Odontológicas, área de concentração Ortodontia na Universidade Estadual Paulista – UNESP- FOAr.

*Dedico esse trabalho as três pessoas mais especiais da minha vida;*

*Joséte Müller Ledra Mãe*, sua determinação fez eu querer vencer, não existe no mundo mulher mais forte que você, o norte da nossa família, a luz dos dias escuros o amor sensato e infinito. Muito obrigada por nesses anos ser; mãe, secretária, financeiro, ombro amigo, psicóloga, nutricionista, motorista e minha melhor companhia. Você sabe o quanto esse sonho é nosso e nunca teria sido possível sem você. Te amo muito.

*Jorge Luiz Ledra. Pai* trabalhar do teu lado faz meus dias mais felizes, a leveza e maestria que você conduz a nossa profissão me faz querer seguir os teus passos e só me dá a certeza de que sou uma privilegiada em ter uma profissão tão bonita e poder trabalhar junto de alguém que eu admiro tanto. Esse trabalho não é só meu, é seu também. Te amo muito.

*Yuri Müller Ledra. Meu irmão* você já está voando, e mesmo assim volta para me incentivar, o teu exemplo motiva qualquer um a tentar sempre o seu melhor, e é por isso que chegamos até aqui. Muito obrigada por me ensinar que nunca seremos piores do que ninguém. Te amo muito.

*E a Deus* por guiar todos os meus passos e me privilegiar com o dom da vida numa família tão linda.

## *Agradecimentos Especiais;*

Ao meu orientador Luiz Gonzaga Gandini Júnior – Uma pessoa sábia é aquela que nunca perde a elegância nos momentos de tensão e a alegria de compartilhar o conhecimento. Muito obrigada por estar sempre pronto para me ouvir, pelas orientações de ortodontia e da vida. Você é o tipo de professor que me enche de orgulho falar que fui sua orientada. Palavras nunca expressarão toda minha gratidão! Muito obrigada.

Ao professor Renato Parsekian Martins - O talento sem genialidade é pouca coisa. A genialidade sem talento não é nada. Obrigada pelo seu talento e genialidade, e principalmente por me permitir conviver com tudo isso. Obrigada por me fazer estar sempre alerta e tentar estar um passo sempre a frente. Acredite, o seu talento e a sua genialidade me tornaram uma pessoa melhor, mais uma vez muito obrigada.

Ana Claudia Melo Toyofuku, professora você despertou meu amor pela pesquisa, quando defendi minha tese de especialização meu último comentário foi: - Muito obrigada por tudo e prometo ainda honrar e orgulhar tudo que a senhora me ensinou. Espero estar no caminho! Minha eterna gratidão por tudo que a senhora fez por mim.

Roberto Hideo Shimizu, sem o seu apoio, algumas ligações e uma boa conversas eu não teria vindo para esta maravilhosa instituição UNESP-FOAr, para falar a verdade sem você e toda a equipe do ILAPEO nem ortodontias eu seria. Do fundo do meu coração, muito obrigada a você e a equipe do ILAPEO (Augusto Andrighetto, Ricarda Silva, Marcos André Silva, Siddartha da Silva, Izabela Shimizu e Ana Claudia Melo Toyofuky).

Daniel Ricaldoni e Guilherme Trento – Meus irmãos de alma, minha família de Araraquara, um dos motivos do meu sorriso no rosto toda vez que saía de Florianópolis rumo a Araraquara, a amizade de vocês é a verdadeira prova que amigos são os irmãos que a gente pode escolher! Essa é só uma parte do caminho, vamos tomar mais uma! Muito obrigada!

Aos professores Ary dos Santos Pinto, Lídia Parsekian Martins, João Gonçalves e Dirceu Barnabé cada conversa com vocês, mesmo que sobre qualquer assunto da vida me fez crescer, não é à toa o reconhecimento que cada um de vocês tem, muito obrigada por distribuírem o aprendizado de forma tão natural e generosa.

## *AGRADECIMENTOS*

### *Aos Amigos;*

Charles Herdt muito obrigada por conferir meus cálculos de trigonometria e não medir esforços para me ajudar, mesmo num período tão difícil para você, meu amigo, muito obrigada.

Luegya Knopp sem seu apoio e conselhos tenho certeza que o caminho teria sido mais penoso. Todas as nossas conversas e tudo o que você me ensinou me fizeram e me fazem uma pessoa e uma acadêmica melhor, você tem um coração enorme, muito obrigada por tudo!

Patrícia Schneider minha primeira amiga de Araraquara, como é bom seguir seus passos e principalmente seus conselhos, sei que um futuro brilhante te espera, tua generosidade e tua essência só vem abrilhantar ainda mais a tua carreira, tenho certeza!

Eddy Jugo, obrigada por me emprestar seu ouvido em todos os dias de angustia e por mesmo nos momentos mais difíceis me mostrar que um sorriso nunca precisa sair do rosto!

Juan Francisco, Layene Almeida e Bruno Minervino, Araraquara é mais feliz com vocês, obrigada por todos os happy hour, por serem amigos sempre sinceros, pelos amigos que conheci por meio de vocês e principalmente por dificilmente me negarem um convite!

Lucas Arrais muito obrigada por nunca me deixar perder um prazo e se mostrar sempre disponível, mesmo sobrecarregado de trabalho!

Aos amigos de Araraquara; Débora, Júlio, Fernando, Jéssica, Diogo, Pedro, Maísa, Guilherme, Fernanda, Paloma, Marina, Cleves e todos do departamento de Cirurgia que me acolheram como um dos seus!

Aos amigos de mestrado e doutorado; Roberto, Priscila, Cibele, Marlos, Alexandre, Jonas, Paulo, Tati, Izabela, Wendel, Jaqueline, Glaucia, Luiz Lon e João schuartz.

Duda Caramori, Lauren Marcondes e Luiza Garcia, a compreensão de vocês nas horas de ausência só mostra o quanto nossa amizade é forte, da infância para a vida!

### *Aos Funcionários;*

Diego, Pedrinho e Totó; aquele departamento é muito mais feliz com vocês, acreditem!



Dona Zete e Vanessa, obrigada por todo o carinho e risadas, vocês são especiais!

Dulce, Flávia e Soninha, meu muito obrigada por estarem sempre dispostas a ajudar.

A todos os funcionários da FOAr, desde a administração até a portaria, vocês são maravilhosos, uma verdadeira família.

A Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) pelo auxílio financeiro na produção desta pesquisa.

E meu sincero agradecimento por todos aqueles que de alguma forma, direta ou indiretamente contribuíram para esse trabalho ou contribuem para a formação de acadêmicos neste país.

“...I know that there's a  
difference between sleight of hand  
and giving every thing you have.  
There's a line drawn in the sand  
I'm working up the will to cross it...”

Teppei Teranishi/ Dustin Kensrue/  
Riley Breckenridge/ Eddie Breckenridge

The Artist in the Ambulance

Thrice

Ingrid ML. Análise tridimensional da barra palatina e arco contínuo de NiTi para correção da giro-versão e expansão de molares [Dissertação de Mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2018.

## RESUMO

**Objetivo:** Quantificar, in vitro e tridimensionalmente, o sistema de força gerado durante o uso da barra palatina de beta-titânio 0,032" x 0,032" (BP) e arco contínuo (AC) níquel titânio 0,016" (NiTi) para giro-versão e expansão do primeiro molar superior. **Materiais e Métodos:** Duas pesquisas científicas foram realizadas e redigidas em dois artigos científicos para avaliar os objetivos apresentados. **Resultados:** A BP quando utilizada para correção da giro-versão do primeiro molar produziu força vestibulo palatina, méso-distal e momento no centro de resistência (Net Mz) maiores que o AC. Nos segundos molares não foram encontradas diferenças em relação a força méso-distal e momento, mas o AC apresentou força vestibulo palatal (0,04N). Para expansão do primeiro molar superior as forças méso distais foram aproximadas para as duas mecânicas a força méso-distal foi maior na BP (-0,60N) quando comparada ao AC (-0,08N) já o momento foi calculado pelo centro de resistência onde Net Mz da BP teve resultados maiores que o AC. No segundo molar não existiram forças significantes com a mecânica de BP enquanto no AC observou-se forças colaterais de distalização e lingualização além de um Net Mz bastante baixo. **Conclusão:** Para giro-versão do primeiro molar superior a BP gera forças e momentos de maior magnitude que o AC. No entanto, no segundo molar, forças vestibulo palatais são maiores no AC. Na mecânica de expansão no primeiro molar as forças transversais são parecidas nas duas mecânicas e existe um momento de giro indesejado maior na BP que no AC. Enquanto no segundo molar os efeitos colaterais só são sentidos na mecânica de AC.

Palavras Chave: Dente molar. Técnica de expansão palatina. Fenômenos biomecânicos.

Ingrid ML. Three-dimensional analysis of palatine bar and continuous NiTi arch for correction of molars derotation and expansion [Dissertação de Mestrado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2018.

## **ABSTRACT**

**Objective:** To quantify, in vitro and three-dimensional, the force system generated by a palatine bar (PB) beta-titanium 0.032 "x 0.032" and continuous arch (CA) NiTi 0.016 to derotation and expansion of the maxillary first molar. **Methods and Materials:** Two research were written in two scientific articles to evaluate the objectives. **Results:** The PB when used to derotation the molar produced vestibular palatine, mesio-distal force and moment in the center of resistance (Net Mz) greater than the CA. In second molars were not found moment, just vestibular palatine force (0.04N). For the molar expansion mesio-distal force was higher in PB (-0.60N) than in CA (-0.08N) and the momentum was calculated by the center of molar resistance. Net Mz of PB had higher results than CA. In the second molar there were no significant forces with PB mechanics while in CA we observed forces of distalization and lingualization besides a low Net Mz. **Conclusion:** For the first molar derotation PB generates forces and moments of greater magnitude than the CA. However, in the second molar, palatal vestibular forces are higher in CA. In the expansion mechanics in the first molar, the transverse forces are similar in two mechanicals and there is a greater unwanted moment of rotation in the PB than in CA. While in the second molar side effects are only felt in the mechanics of CA.

Keywords: Molar tooth. Palatine expansion technique. Biomechanical phenomena.

## SUMÁRIO

|                            |           |
|----------------------------|-----------|
| <b>1 INTRODUÇÃO .....</b>  | <b>14</b> |
| <b>2 PROPOSIÇÃO .....</b>  | <b>16</b> |
| <b>3 PUBLICAÇÕES .....</b> | <b>17</b> |
| <b>3.1 Artigo 1.....</b>   | <b>17</b> |
| <b>3.2 Artigo 2.....</b>   | <b>27</b> |
| <b>4 CONCLUSÃO .....</b>   | <b>40</b> |
| <b>REFERÊNCIAS .....</b>   | <b>41</b> |

## 1 INTRODUÇÃO

Quando Angle<sup>1</sup> (1899) definiu que em uma oclusão normal a cúspide méso-vestibular do primeiro molar superior deveria ocluir no sulco vestibular, entre a cúspide méso-vestibular e mediana, do primeiro molar inferior, este dente passou a ter imensa importância dentro do diagnóstico e planejamento ortodôntico.

Por meio da regra de Ricketts<sup>7</sup> (1969), no correto posicionamento do primeiro molar pode-se traçar uma linha através das cúspides méso-palatina e disto-vestibular do molar e esta deve passar a metade distal do canino contralateral, se esta linha passar muito aquém para distal sugere-se giro e mal posicionamento deste dente.

A correta posição do primeiro molar superiores permanente contribui para uma oclusão estável e funcional (Harrison<sup>6</sup>, 2001). Primeiros molares superiores rotacionados são comuns em mal oclusões de Classe II, estes contraídos, são observados em muitos casos de hipodesenvolvimento da maxila (Dahlquist et al<sup>4</sup>., 1996). Para correção destes problemas, na ortodontia, pode-se utilizar diversas mecânicas, divididas basicamente em duas técnicas; a técnica do arco contínuo (TAC) e a técnica do arco segmentado (TAS).

Criada por Angle por meio do Edgewise, a TAC trabalha com o arco ideal, ou seja, um arco único passando por todos os dentes tendendo buscar um posicionamento mais próximo da oclusão ideal. Entretanto, nesta técnica a distância interbraquete fica reduzida, quando se tem um problema localizado geralmente os dentes vizinhos servem de ancoragem, independentemente de eles serem menores e mais frágeis que o dente problema e independente do tamanho dessa movimentação.

A TAS postulada por Burstone<sup>3</sup> (1962) tem seu embasamento num ramo da física denominado mecânica. Com o objetivo de fornecer forças leves, constantes e com controle de ancoragem. Sem a influência da resistência friccional utiliza-se acessórios com maior distância de ativação com o objetivo de produzir forças constantes por um período maior, exercendo assim baixa proporção carga/deflexão.

A barra transpalatina (BP) acessório comum na TAS é muito versátil e dentre suas utilizações estão; manter ancoragem, corrigir inclinações, rotações e giros dos molares (Gunduz et al<sup>5</sup>., 2003; Baldini, Luder<sup>2</sup>, 1982). Todas as BP devem ter sua execução e ajustes feitos fora da boca, pois após sua inserção nos dois tubos palatinos torna-se impossível dizer se esta está ativada e que tipo de força ela exerce. Para verificar se a mecânica que deseja-se exercer está

correta sugere-se inserir um lado da BP e observar para onde a outra presilha se direciona, repetindo o processo de verificação na presilha contralateral.

Por se tratar de um sistema estaticamente indeterminado as ativações das inserções da BP podem gerar configurações específicas, que são capazes de fornecer uma variedade de sistemas de força para mover os dentes nos três planos de espaço. No entanto as ativações da BP podem ser generalizadas em dois tipos: ativações simétricas e assimétricas.

Sendo assim, é fundamental conhecer e mensurar sistemas de forças comparando a TAC e a TAS, para que o Ortodontista possa, em sua prática clínica, entender os complexos movimentos que tanto a BP, como o arco contínuo (AC), exerce na mecânica de giro-versão e expansão de molares.

## **2 PROPOSIÇÃO**

### **Objetivo Geral**

Comparar tridimensionalmente o uso da BP e AC de NiTi na mecânica de expansão e giro-versão dos primeiros molares superiores por meio do Orthodontic Force Tester (OFT).

### **Objetivos Específicos**

- Comparação dos efeitos da barra palatina de Burstone e arco contínuo de NiTi na correção da giro-versão de molares.
- Comparação dos efeitos expansivos de uma barra palatina e fio contínuo.



### 3 PUBLICAÇÕES

**Publicação 1** - Comparação dos efeitos da barra palatina de Burstone e arco contínuo de NiTi na correção da giro-versão de molares.

**Publicação 2** - Comparação dos efeitos expansivos de uma barra palatina e fio contínuo.

#### 3.1 Publicação 1

### **Comparação dos Efeitos da Barra Palatina de Burstone e Arco Contínuo de NiTi na Correção da Giro-Versão de Molares\***

#### **RESUMO**

Esta pesquisa tem como objetivo quantificar, in vitro e tridimensionalmente, o sistema de força gerado durante o uso da barra palatina (BP) e arco contínuo (AC) de níquel titânio (NiTi) para giro-versão do primeiro molar superior. Avaliou-se as forças e momentos gerados, no primeiro e segundo molar superior, entre a BP modelo ferradura de beta-titânio 0,032" x 0,032" (TMA®, Ormco Corporation, Glendora, EUA) e o AC de NiTi 0,016" (Highland Metals - Franklin, Indiana). Para medir o sistema de força dessas mecânicas utilizou-se o *Orthodontic Force Tester* (OFT). Após análise estatística por meio do teste T independente ( $p < 0,05$ ) quantificou-se que a BP, no primeiro molar, apresentou forças nos sentidos vestibulo palatino (1,41N), mesio-distal (0,85N) e momento (10,57N.mm) maiores que o arco de NiTi (0,31N, 0,03N e 2,90N.mm respectivamente). Nos segundos molares o AC apresentou força vestibulo palatina (0,04N) enquanto nos outros eixos não foi encontrado diferença entre os grupos. Com esses dados concluímos que a BP produz forças e momentos maiores que o AC no primeiro molar e forças menores no sentido vestibulo palatino no segundo molar.

\*De acordo com o periódico American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.

## INTRODUÇÃO

Frequentemente, nas más oclusões de Classe II os primeiros molares superiores permanentes encontram-se rotacionados com a cúspide méso-vestibular deslocada em direção palatina (Giuntini, 2011). Existem algumas formas de corrigir essa rotação do molar, elas incluem; 4-hélix (Bench, 1998), barra palatina (BP) (Dahlquist, 1996) e o arco contínuo. Apesar de não existir na literatura estudos exclusivos avaliando correção da rotação de molar com AC, sabe-se que é muito utilizado nas fases iniciais do tratamento alinhando e nivelando.

A BP é um dos acessórios mais citados para correção da giro-versão dos molares superiores (Dahlquist et al., 1996; Ingervall et al., 1996 e Radkowski, 2007). No entanto é cada vez mais comum ortodontistas utilizarem arcos contínuos (AC) de níquel titânio (NiTi) para realizar rotações dentárias levando em consideração a agilidade e simplicidade da técnica. No entanto os efeitos colaterais que o arco de NiTi causa são sempre nos dentes vizinhos, tendendo a sobrecarregar segundos pré-molares e molares podendo resultar em abertura da mordida anterior ou cruzamento posterior destes elementos.

A vantagem e simplicidade do AC se sobrepõe a dificuldade de confecção e de compreensão das mecânicas da BP, no entanto a literatura é extensa sobre a eficiência da BP em rotacionar molares (Baldini e Luder, 1982; Braun 1995). Sendo assim, por meio de uma análise tridimensional pretende-se comparar os padrões, tendências e estimativas de forças e momentos da BP com o AC de NiTi na correção da giro-versão dos molares com o objetivo de ver se as duas técnicas se equivalem em resultado final.

## MATERIAIS E MÉTODOS

Um modelo de paciente tratado ortodonticamente confeccionado em resina acrílica teve, com o auxílio de um fio passivo de aço 0,019" x 0,025", e de uma BP passiva de beta-titanio 0,032" x 0,032" (Ormco Co, Glendora, Ca) os dentes 16 e 26 bandados com tubos vestibulares duplos (American Orthodontics, USA) MBT slot 0,022" e tubos palatinos hinge cap (Ormco Corporation, EUA). Nos demais dentes com auxílio do mesmo fio passivo foram colados por vestibular, com cola epóxi (JB WeldCo., Sulphur Springs, TX, EUA), bráquetes interativos (Empower – American Orthodontics - EUA) e tubo simples de segundo molar (American Orthodontics, USA) MBT slot 0,022".

Após o posicionamento passivo de todas as peças, os primeiros molares superiores foram recortados do modelo de resina e refixados ao modelo rotacionados no sentido mesial para

lingual em 15° graus com o auxílio de uma dobra de mesma magnitude aplicada a um fio vestibular de aço 0,019" x 0,025" (fig. 1).

O modelo foi colado à mesa de trabalho do *Orthodontic Force Tester* (OFT), o qual por meio de duas células de carga Multi-axis nano 17 (Industrial Automation, Apex, EUA), registra forças e momentos gerados tridimensionalmente com intervalos de mensuração de 0-2.000 g para a força e de 0-10.000 g.mm para os momentos. Uma das células de carga foi colada no dente 16 e a outra no dente 17 com cola epóxi (JB WeldCo., Sulphur Springs, TX, EUA) e os dentes foram recortados do modelo. As células de carga foram calibradas para cada dente independentemente e o sistema de coordenadas foi transferido para o centro dos tubos vestibulares dos dentes 16 e 17 com o eixo X perpendicular, o eixo Y paralelo e o eixo Z verticalmente ao centro do tubo vestibular (fig. 1).

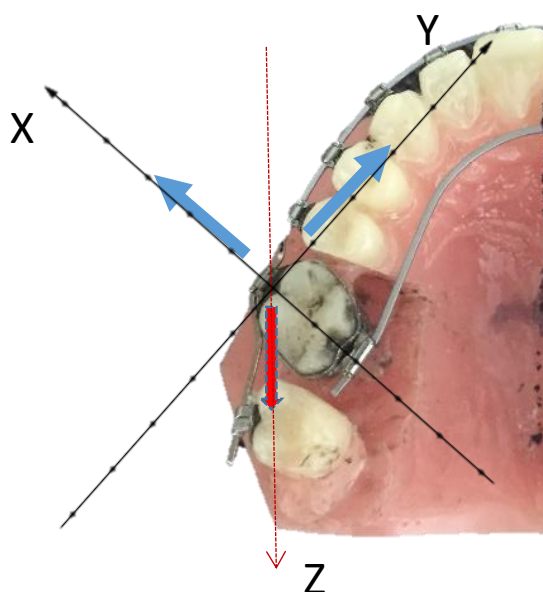
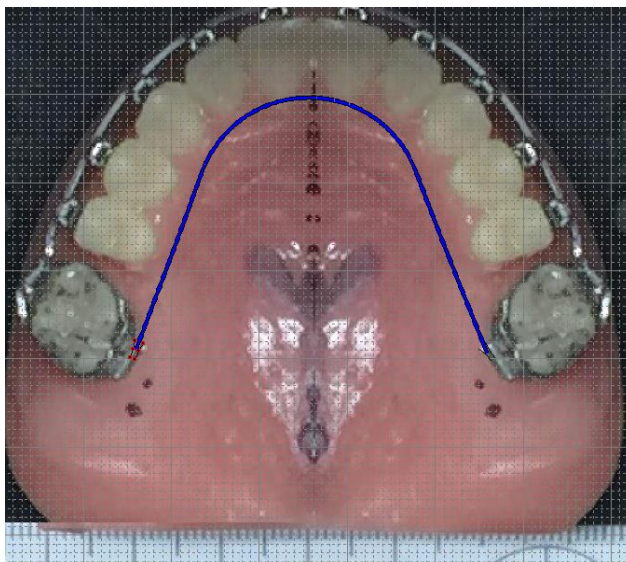


Figura 1: Modelo com arco vestibular e BP guia na rotação de 15° graus dos primeiros molares. Representação cartesiana das três dimensões de medida do OFT e sua origem de coordenadas.

Dois grupos de mecânica para a correção da rotação do primeiro molar foram comparados: O Grupo BP (BP) foi composto por 10 BPs pré-fabricadas expandidas de Burstone (modelo ferradura) Beta Titânio 0,032" x 0,032" (Ormco). O grupo Arco Contínuo (AC) foi composto por 10 arcos contínuos de Níquel Titânio 0,016" (Highland Metals - Franklin, Indiana) inseridos pela vestibular dos bráquetes e tubos.

Primeiramente, com o auxílio de um template confeccionado no programa Loop 1.7 (dHaL Orthodontic Software, Atenas, Grécia) (fig 2) as BPs foram deixadas numa forma passiva aos molares e conferida a passividade por meio do próprio software do OFT que registra todas as forças e momentos em três dimensões. Pequenas soldas foram feitas nas BPs, por resistência elétrica com fios de beta titânio 0,016", entre a mesial e distal dos tubos para padronização do posicionamento das BPs. Com o auxílio de um segundo template as BPs foram pré-ativadas simetricamente em 15° graus e aliviadas por tentativa de ativação. Após cada barra ser inserida e os tubos fechados, os dados de força no eixo X e Y (Fx e Fy) e o momento no eixo Z (Mz) foram registrados pelo software específico do OFT. Entre cada mensuração, as células de carga



foram zeradas, impedindo qualquer registro de cargas residuais. No grupo AC, da mesma forma, as células de carga foram zeradas após cada mensuração. Os testes foram realizados a temperatura 37°C+1°C, controlados com um termômetro (Minipa MT-240 – São Paulo, Brasil) e um soprador de ar (SMD Rework Station - Hakko 850B - Japão). Os valores de força no eixo X e eixo Y e momento no eixo Z foram salvos em uma planilha compatível com o Excel 2010 (Microsoft Office, Microsoft, Remond EUA).

Figura 2: Template passivo confeccionado no programa Loop 1.7 para padronização das BPs.

Os valores registrados nos grupos foram analisados pelo programa estatístico SPSS Statistics, v.22.0 (IBM Co., Armonk, Nova York, EUA). O teste de Levene mostrou os dados normais e homogêneos, e, portanto, aplicou-se teste T independente, com nível de significância de 5% para identificação de diferenças entre os grupos.

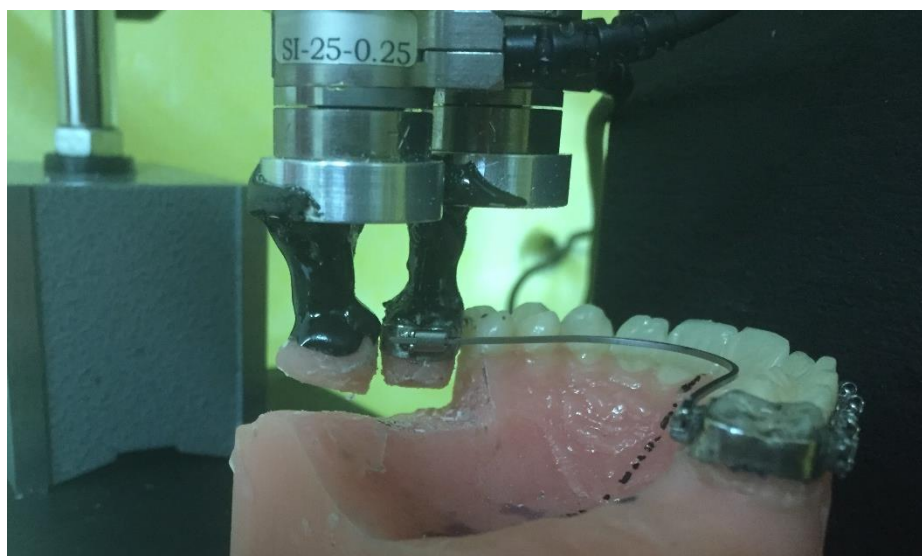


Figura 3: Detalhe das células de carga posicionadas e coladas aos dentes livres em estudo.

Para estimar o momento produzido no centro de resistência (CR) do primeiro e segundo molar, calculou-se a resultante dos sistemas de forças produzidos no CR, o qual está a 6mm para o primeiro molar, e 6mm para o segundo molar do centro do tubo vestibular no plano horizontal e alinhado com o centro do tubo vestibular no plano vertical de ambas as mecânicas. O valor da força  $F_y$  influencia o  $M_z$  medido pela célula de carga nos tubos vestibulares produzindo no CR um Net  $M_z$  que é o real momento sentido pelos molares no eixo vertical. Este Net  $M_z$  produzido no CR dos molares foi calculado utilizando a seguinte fórmula:

$$\text{Net } M_z (\text{no CR}) = F_y \cdot \text{Distância do tubo vestibular ao CR} + M_z (\text{no tubo})$$

Este cálculo é realizado para os momentos com BP e AC no primeiro e segundo molar.

## RESULTADOS

Nos primeiros molares superiores, a BP produziu um  $F_x$  de 1,140N e  $F_y$  de -1,190N, ambas maiores do que no grupo do AC, ( $p < .001$ ) que foram de 0,310N, e -0,0048N, respectivamente. Já na rotação o grupo BP produziu Net  $M_z$  de -17,707N.mm, enquanto o grupo AC produziu -3,193N.mm ( $p < .001$ ) (tabela 1 e fig. 4).

Nos segundos molares superiores, o AC produziu uma  $F_x$  de -0,038N, enquanto no grupo BP a célula de carga não registrou valores significantes. Nas demais variáveis ( $F_y$  e  $M_z$ ) não houve diferenças entre os grupos (tabela 1).

**Tabela 1: Avaliação dos resultados de Força e Momento por meio das médias e Desvios padrão da BP e AC.** Medidas de força em Newtons (N) e momento em Newton-milímetro (N.mm), sendo positivo o movimento mesial, vestibular e rotação mesial para a palatina.

|         |    | BP               | AC             | Sig.   |
|---------|----|------------------|----------------|--------|
| 1 Molar | Fx | 1,140 (0,133)    | 0,310 (0,032)  | <0,001 |
|         | Fy | -1,190 (0,129)   | -0,048 (0,028) | <0,001 |
|         | Mz | -10,567 (2,894)  | -2,905 (0,205) | <0,001 |
| 2 Molar | Fx | -0,001 (0,002)   | 0,038 (0,009)  | <0,001 |
|         | Fy | <-0,001 (0,001)* | 0,001*(0,004)  | 0,430  |
|         | Mz | -0,017 (0,017)   | -0,023 (0,103) | 0,863  |

\*valores estatisticamente significantes.

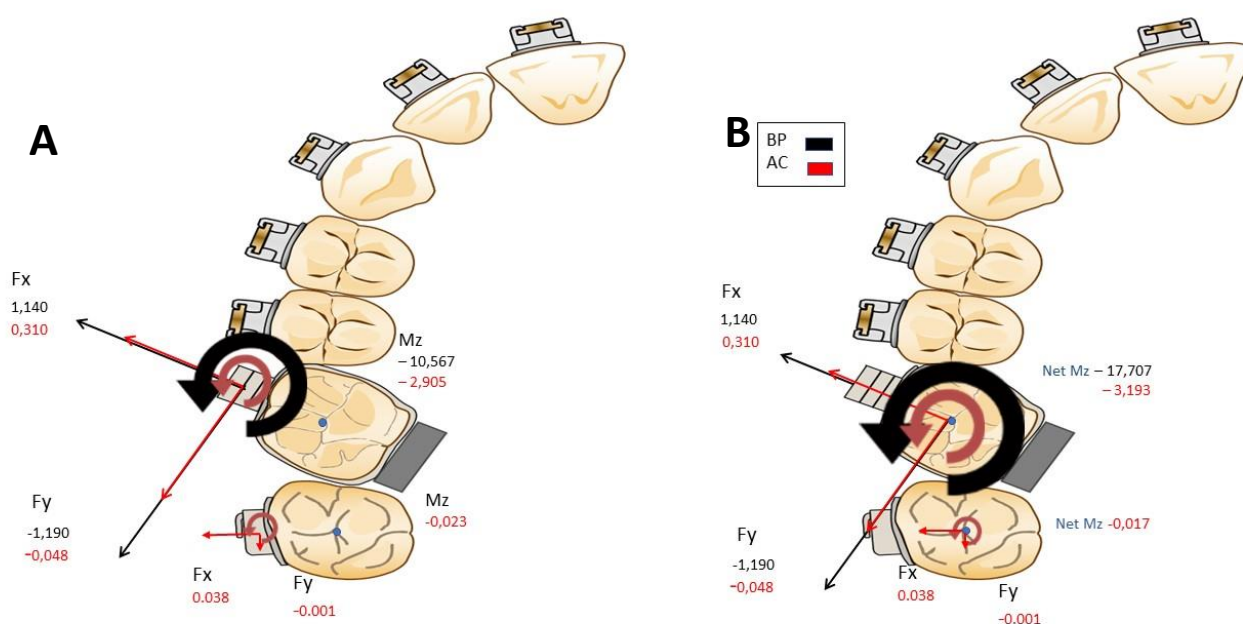


Figura 4A. Representação vetorial das forças e momentos gerados pela BP e pelo AC no centro do tubo. Figura 4B. Representação vetorial das forças e momentos gerados pela BP e pelo AC no centro de

resistência dos dentes. Dados e vetores em vermelho se referem ao grupo AC, dados e vetores em preto ao grupo BP (Forças em Newtons e momentos em Newton por milímetro).

## DISCUSSÃO

A tendência de rotação do molar causado pela BP foi maior que no AC (5,5 vezes). Este resultado já era esperado pois a BP tem uma maior secção transversal, e consequentemente um módulo de elasticidade maior (Burstone, 1981). A BP para rotação de molares tem sido utilizada regularmente na ortodontia e a sua eficácia já foi avaliada laboratorialmente (Gunduz, et al, 2003; Ingervall, 1996; Baldini e Luder, 1982) e descrita clinicamente (Gunduz, et al. 2003, Dahlquist, 1996). A ativação utilizada no presente estudo, de 15°, parece ser adequada para o uso clínico conforme já demonstrado (Baldini e Luder, 1982; Ingervall, 1996). Apesar da diferença de momentos ser grande entre os dois métodos testados, e de se esperar uma maior velocidade de correção de rotação com momentos mais altos, ainda não é claro qual seria o valor ótimo a ser aplicado num molar para essa movimentação.

Forças anteroposteriores foram detectadas no primeiro molar. Isso mostra que não houve perfeita simetria na ativação da BP. Trabalhos similares que mensuraram momentos e forças liberados por BPs ativada simetricamente também observaram ausência de simetria na ativação (Ingervall, 1996; Sakima et al., 2017). Isso pode ser explicado pela falta de precisão humana em ativar uma BP passiva, mesmo tendo um template de ativação, como foi feito neste estudo.

Os primeiros molares mostraram tendência de vestibularização em ambos os grupos, porém muito maior na BP. No arco contínuo isso ocorreu devido a maior deflexão do fio na mesial (entre pré-molar e molar) do que na distal (entre primeiro e segundo molar) em função de uma menor distância interbraquete na mesial. Já na BP esse efeito se deve a modificação do seu formato proporcionado por sua posição neutra. Ao se ativar simetricamente uma BP no formato testado para rotação, no sentido testado, ela muda de formato quando inserida nos tubos, expandindo. Esse efeito, quando indesejado pode ser compensado por uma contração na BP.

O AC produziu efeito colateral de vestibularização no segundo molar, diferente da BP que não tem apoio neste dente. Isso era esperado, pois a literatura sugere que a mecânica de correção de rotação dos primeiros molares com AC poderia gerar esse efeito nos segundos molares (Martins, 2016). No entanto, essa força vestibular indesejada foi de baixa magnitude (0,04 N) ( $p < .001$ ), podendo ser insuficiente para causar uma movimentação para vestibular nesses dentes (Proffit, 1978). Apesar desta força estar em torno de 7,5mm do centro de resistência do segundo molar (Martins, 2018 in Press) o momento de inclinação (0,3 N.mm) é baixo e talvez subliminar. Outro efeito colateral esperado no segundo molar, em função da

deflexão do AC, é o efeito de rotação, entretanto este não foi detectado. O calibre pouco espesso do fio e a sua relação com o tamanho da caneleta no tubo junto a geometria existente entre os tubos dos dois molares colaboraram para um momento insignificante nesse dente.

Como o sistema de referência das forças medidas no presente estudo foram feitas com a origem no tubo dos molares, a direção das forças anteroposteriores detectadas no primeiro molar não são paralelas a rafe palatina e as laterais não são perpendiculares a ela. Para fins clínicos, esses vetores podem ser decompostos pela lei dos senos e cossenos, deixando-os relativos a rafe, auxiliando a ilustração das tendências de movimentações dos primeiros molares. Assim, para o primeiro molar superior, no sentido ântero-posterior observa-se força na BP para a distal (0,85N), enquanto no AC a força tem direção mesial, porém com uma intensidade desprezível. No sentido transversal, o primeiro molar tende a expandir com uma força maior que a detectada originalmente com a BP (1,41 N) e com o AC (0,33N) (fig. 5).

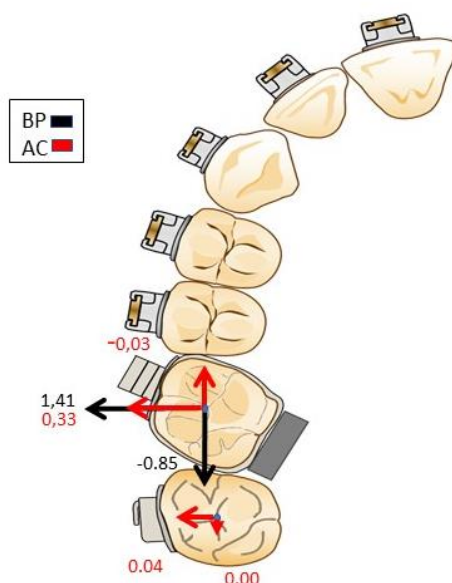


Figura 5. Representação vetorial das forças resultantes da decomposição dos vetores referente a rotação de  $15^{\circ}$  do primeiro molar gerados pela BP e pelo AC no centro de resistência (onde assumiu-se estar alinhado com o tubo). No segundo molar força vestibulo palatina é igual a  $F_x$  e força méso distal é igual a  $F_y$ . Momentos não aparecem pois permanecem os mesmos da fig 4B. Dados e vetores em vermelho se referem ao grupo AC, dados e vetores em preto ao grupo BP (Forças em Newtons).



## CONCLUSÕES

- Nos segundos molares, o AC de NiTi produz forças de efeito colateral no sentido vestíbulo palatino.
- A BP ativada simetricamente produz forças e momentos em diferentes planos do espaço. O principal efeito é a rotação dos primeiros molares, porém forças vestíbulo palatinas e mésio-distais são produzidas.
- O AC de NiTi também produz momento de rotação nos primeiros molares e forças vestíbulo palatinas e mésio-distais, porém de magnitude menor quando comparada a BP.

## BIBLIOGRAFIA

1. Baldini G, Luder HU. Influence of arch shape on the transverse effects of transpalatal arches of the Goshgarian type during application of buccal root torque. *Am J Orthod* 1982 81:202–208.
2. Braun S, Marcotte M, Rationale of the segmented approach to orthodontic treatment, *Am J of Orthod and Dentofacial Orthopedics*, Volume 108, Issue 1, 1995, Pages 1-8.
3. Burstone, Charles J. Variable-modulus orthodontics. *American Journal of Orthodontics*, v. 80, n. 1, p. 1-16, 1981.
4. Dahlquist A, Gebauer U, Ingervall B. The effect of a transpalatal arch for the correction of first molar rotation. *Eur J Orthod*. 1996 Jun;18(3):257-67.
5. Gandini Jr LG, Gandini MR, Amaral RM. Continuous torque system with control of the reaction unit. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2010 Mar;137(3):393-5.
6. Gündüz, E. et al. An improved transpalatal bar design. Part II. Clinical upper molar derotation—case report. *The Angle Orthodontist*, v. 73, n. 3, p. 244-248, 2003.
7. Gündüz, Elif et al. An improved transpalatal bar design. Part I. Comparison of moments and forces delivered by two bar designs for symmetrical molar derotation. *The Angle Orthodontist*, v. 73, n. 3, p. 239-243, 2003.
8. Ingervall B, Hönlgl K D, Bantleon H P. Moments and forces delivered by transpalatal arches for symmetrical first molar rotation. *European Journal of Orthodontics* 1996 18: 131–139
9. Martins RP et al. Second molar intrusion: Continuous arch or Loop mechanics? *American journal of orthodontics* – in press – 2018.

10. Martins RP. Manejo dos molares superiores durante o alinhamento: considerações práticas Rev Clín Ortod Dental Press. Dez;15(6):50-4, 2016.
11. Radkowski MJ. The influence of the transpalatal arch on orthodontic anchorage. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2007;132:562
12. Ramos, A.L. et al. Assistência ortodôntica preventiva-interceptora em escolares do município de Porto Rico Parte I: prevalência das más oclusões. Rev. dent. press ortodon. ortop. maxilar, v. 5, n. 3, p. 9-13, 2000.
13. Sakima MT, Dalstra M, Loiola AV, Gameiro GH. Quantification of the force systems delivered by transpalatal arches activated in the six Burstone geometries. The Angle Orthodontist Jul 2017, Vol. 87, No. 4 (July 2017) pp. 542-548
14. Sakima MT. Quais seriam as principais vantagens clínicas da Técnica do Arco Segmentado (TAS) em relação ao Arco Contínuo? As alças e os arcos utilizados na TAS podem ser usados com igual controle e segurança em outras técnicas? R Clin Ortodon Dental Press 2003 abr./maio;2(2):5-7.
15. Schaus, J. G.; Nikolai, R. J. Localized, transverse, flexural stiffnesses of continuous arch wires. American journal of orthodontics, v. 89, n. 5, p. 407-414, 1986.
16. Proffit, WR. Equilibrium theory revisited: factors influencing position of the teeth. The Angle Orthodontist, v. 48, n. 3, p. 175-186, 1978.
17. Bench, RW. The quad helix appliance. In: Seminars in orthodontics. WB Saunders, 1998. p. 231-237.
18. Giuntini, V. et al. Mesial rotation of upper first molars in Class II division 1 malocclusion in the mixed dentition: a controlled blind study. Progress in orthodontics, v. 12, n. 2, p. 107-113, 2011.

### 3.2 Publicação 2

## Comparação dos Efeitos Expansivos de uma Barra Palatina e Fio Contínuo\*

### RESUMO

O objetivo principal desta pesquisa foi quantificar, in vitro e tridimensionalmente, o sistema de força gerado durante o uso de barra palatina (BP) e arco contínuo (AC) de níquel titânio (NiTi) para expansão de primeiros molares superiores. Avaliou-se forças e momentos gerados entre a BP modelo ferradura (Burstone) e o arco contínuo de NiTi 0,016". Foi utilizado o *Orthodontic Force Tester* (OFT) para medir o sistema de força e momento gerado pelas mecânicas nos três planos do espaço (eixos X, Y e Z). No primeiro molar a BP mostrou valores de  $F_x$  2,875N,  $M_z$  -22,078N.mm e  $F_y$  -0,605N. Enquanto o AC mostrou  $F_x$  2,604N,  $M_z$  -5,164N.mm e  $F_y$  -0,077N. No segundo molar, não foi registrado forças e momento significantes no grupo BT, já o AC apresentou  $F_x$  de -1,000N,  $M_z$  de 3,949N.mm e  $F_y$  de -0,844N. Com os resultados desse estudo concluímos que no primeiro molar as forças transversais são parecidas nas duas mecânicas e existe um momento de giro indesejado maior na BP que no AC. Enquanto no segundo molar os efeitos colaterais só são sentidos na mecânica de AC.

\*De acordo com o periódico American Journal of Orthodontics and Orthopedics.

## INTRODUÇÃO

A deficiência maxilar transversal está presente em 7% a 22% da população (Andrade, 2009) e costuma-se ter duas opções para a resolução desse problema: expansão esquelética ou expansão dentoalveolar. Esta última pode ser executada por meio de um arco contínuo (AC) expandido (Cattaneo 2011) ou por aparelhos expansores, como 4-helix, (Ghersel et al., 1992; Suga et al., 2001) placas de hawley (Ghersel et al., 1992) ou por uma barra palatina (Tsetsilas, 2009).

A barra palatina (BP) foi relatada pela primeira vez na literatura em 1972 (Goshgarian) com finalidade de rotação, expansão, contração, intrusão e / ou torque nos molares superiores. Com o passar dos anos ela tem sido modificada e atualmente utiliza-se a BP nas formas passiva ou ativa, para controle de rotações (Ingervall, 1996) apoio de mecânicas com miniparafusos (Uesug, 2018) e para a alteração transversal (Baladini e Luder, 1982) do arco. Devido ao sistema de forças produzido ser estaticamente indeterminado, o que ocorre porque suas duas extremidades estão inseridas em ambos tubos gerando binários, (Burstone e Koenig, 1974) um conhecimento da mecânica é necessário para sua correta utilização. Em sistemas de força estaticamente indeterminados é muito difícil calcular os sistemas de forças produzidos de maneira analítica, sendo mais adequado medir esses sistemas com células de carga.

A ortodontia contemporânea tem dado grande importância para a utilização de mecânicas mais simples, tais como a de AC, e seria interessante saber se a utilização de fios flexíveis para a expansão de molares maxilares poderia produzir sistemas de força similares aos da BP. Adicionalmente, a comparação entre ambas mecânicas, a fim de averiguar se os efeitos colaterais são similares, contribuiria imensamente para a prática clínica ortodôntica. A literatura já demonstrou laboratorialmente (Rebellato, 1995) e clinicamente (Tsetsilas, 2009) a eficácia da expansão dentoalveolar proporcionada por uma BP, mas até hoje não foi feita uma comparação deste método com uma mecânica de AC.

Portanto esse trabalho tem como objetivo comparar tridimensionalmente a força expansiva e efeitos colaterais produzido por uma mecânica de AC utilizando fios de NiTi 0,016" e BP 0,032"x 0,032" em formato ferradura.

## MATERIAIS E MÉTODOS

Um modelo escaneado (scanner 3D R700 - 3Shape - Copenhague, Dinamarca) de um paciente que apresentava o primeiro molar superior esquerdo cruzado foi submetido a um setup

virtual no software Elmetrix (Orametrix, Dallas, TX) onde todos os seus dentes foram alinhados e nivelados com exceção dos primeiros molares. O primeiro molar esquerdo foi mantido cruzado, enquanto o direito teve sua posição modificada virtualmente de forma a ficar numa posição idêntica à do esquerdo (palatinizado em relação ao resto da arcada 4 mm). O modelo foi então impresso tridimensionalmente em resina acrílica (B9, Creator - EUA) para a colagem dos acessórios. Tubos palatinos (hinge cap, slot 0,032" Ormco Co) foram colados passivamente (JB WeldCo., Sulphur Springs, TX, EUA) nos primeiros molares usando-se uma BP de beta-titanio 0,032" x 0,032", (Ormco Co, Glendora, Ca) enquanto tubos simples nos segundos molares prescrição MBT slot 0,022" (Orthometric – São Paulo, Brasil) e bráquetes metálicos prescrição Roth slot 0,022" (Ovation – GAC Dentsply – York, EUA) foram posicionados nos dentes remanescentes por vestibular com auxílio de um arco passivo 0,021"x 0,025" de aço (Morelli, Sorocaba, S, Brazil). Na face vestibular dos primeiros molares foram colados tubos vestibulares duplos, prescrição Roth slot 0,022" (Orthometric – São Paulo, Brasil) com o auxílio de um segundo arco 0,021" x 0,025" de aço possuindo somente um degrau lingual de 4 mm, de forma que esses tubos se mantivessem passivos somente em segunda e terceira ordem.

O modelo foi colado com cola epóxi à mesa de trabalho do *Orthodontic Force Tester* (OFT), a qual através de duas células de carga Multi-axis nano 17 (Industrial Automation, Apex, EUA), registra forças e momentos gerados tridimensionalmente com intervalos de mensuração de 0-2.000 g (0 – 19.613,3 N) e 0-10.000 g.mm (0- 98.006,5 N.mm) para os momentos. Uma das células de carga foi colada no dente 16 e a outra no dente 17 com cola epóxi e os dentes foram recortados do modelo. As células de carga calibradas para cada dente independentemente e o sistema de coordenadas foi transferido para o centro dos tubos vestibulares dos dentes 16 e 17 com o eixo X perpendicular, o eixo Y paralelo e o eixo Z verticalmente ao centro do tubo vestibular (fig 1). Apesar do ponto de aplicação do sistema de força da BP ser por lingual, ambas mecânicas tiveram seus registros na mesma origem por vestibular a fim dos sistemas de força poderem ser calculados.

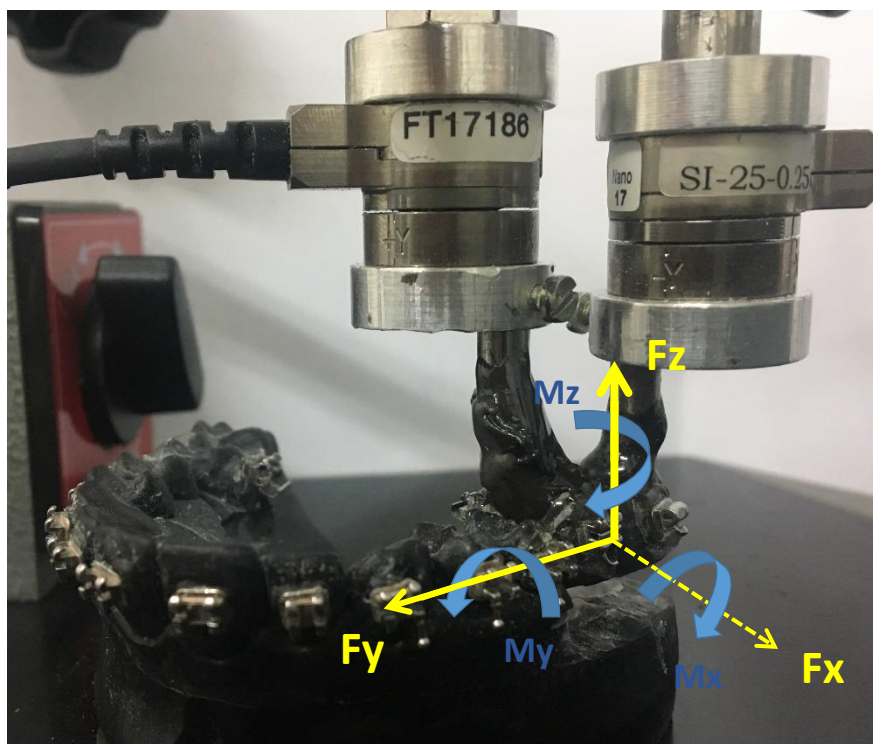


Figura 1: Células de carga posicionadas e coladas aos dentes 16 e 17 livres em estudo, representação cartesiana das três dimensões de medida do OFT no dente 16 e sua origem de coordenadas.

Dois tipos de mecânica para a correção dos molares foram testadas: O Grupo Barra Palatina (BP) foi composto por 10 BPs pré-fabricadas expandidas de Burstone (modelo ferradura) Beta Titânio 0,032" x 0,032" (Ormco) enquanto o grupo Arco Continuo (AC) foi composto por 10 arcos contínuos de Níquel Titânio 0,016" (GAC) inseridos pela vestibular dos bráquetes e tubos.

Previamente ao teste, duas soldas (por resistência elétrica com fios de beta titânio 0,016") foram feitas nas BPs, marcando a entrada mesial e distal do tubo, afim de padronizar o posicionamento das barras. A ativação das BPs foi padronizada e aferida com o auxílio de dois templates feitos no programa *Loop 1.7* (dHaL Orthodontic Software, Atenas, Grécia): um com a BP passiva e outro com ela expandida 10 mm. Após as BPs terem sido conformadas de acordo com o primeiro template e aferidas as passividades no próprio software do OFT, elas foram

preativadas sobre o segundo template. Estas foram aliviadas por tentativa de ativação e conferidas novamente a padronização em relação ao template pré-ativado quantas vezes fossem necessárias (fig 2).

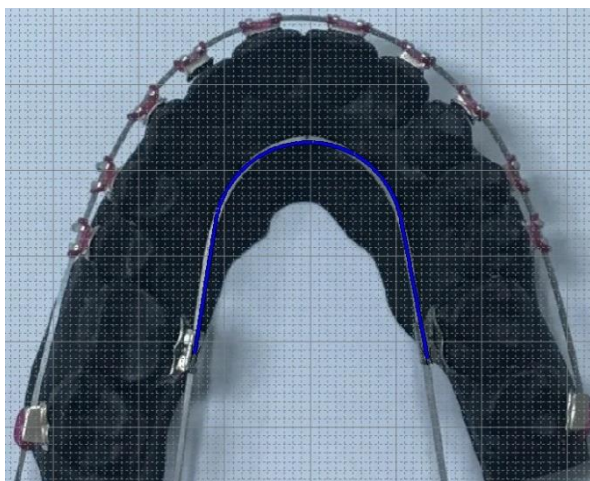


Figura 2: Template passivo para padronização das BP

Após a inserção de cada dispositivo de cada grupo, BP ou arco de NiTi, o sistema de forças era registrado pelo software do OFT e as células de carga eram zeradas antes de um novo registro. Os dados foram coletados a 37°C  $\pm$  1°C controlados com um termômetro (Minipa MT-240 – São Paulo, Brasil) e um soprador de ar (SMD Rework Station - Hakko 850B - Japão). Os valores de força no eixo X ( $F_x$ ) e eixo Y ( $F_y$ ) e momento no eixo Z ( $M_z$ ) foram salvos em uma planilha compatível com o Excel 2010 (Microsoft Office, Microsoft, Remond EUA).

O programa SPSS (IBM SPSS Statistics Base) foi utilizado para análise dos dados. O teste de Levene mostrou os dados normais e homogêneos, e, portanto, um teste T independente com nível de significância de 5% foi utilizado para identificação de diferenças entre os grupos.

O centro de resistência (CR) do dente foi utilizado para calcular o Net  $M_z$ , o que é relevante para entender a direção de rotação final de cada molar. Para se estimar a movimentação produzida no primeiro e segundo molar, calculou-se a resultante dos sistemas de forças produzidos no centro de resistência (CR), o qual está a 6,5mm para o primeiro molar, e 5,5mm para o segundo molar do centro do tubo vestibular no plano horizontal e alinhado com o centro do tubo vestibular no plano vertical de ambas as mecânicas. Os valores de  $F_x$  e  $F_y$

medidos pelas células de carga são os mesmos no tubo e no CR estimados dos molares. O valor de  $F_y$  influencia o  $M_z$  medido pela célula de carga nos tubos vestibulares produzindo no CR um Net  $M_z$  que será o real momento sentido pelos molares no eixo vertical. Este Net  $M_z$  produzido no CR dos molares foi calculado usando a seguinte fórmula:

$$\text{Net } M_z (\text{no CR}) = F_y \cdot \text{Distância do tubo vestibular ao CR} + M_z (\text{no tubo})$$

Então para o primeiro molar:

$$\text{BP: Net } M_z = F_y(-0,6\text{N}) \cdot \text{Distância do tubo vestibular ao CR (6,5mm)} + M_z (-22,08\text{N.mm})$$

$$\text{AC: Net } M_z = F_y(-0,08\text{N}) \cdot \text{Distância do tubo vestibular ao CR (6,5mm)} + M_z (-5,16\text{N.mm})$$

Para o segundo molar:

$$\text{AC: Net } M_z = F_y(-0,84\text{N}) \cdot \text{Distância do tubo vestibular ao CR (5,5mm)} + M_z (3,95\text{N.mm})$$

## RESULTADOS

No primeiro molar superior a BP mostrou valores maiores que o AC:  $F_x$  (2,875 N vs. 2,604 N),  $M_z$  (-22,078N.mm vs. -5,164N.mm) e  $F_y$  (-0,605 N vs. -0,077 N). O sistema de força equivalente, quando calculado no centro de resistência do dente, mostrou na BP e no AC aumento do momento Net  $M_z$  (-25,09N.mm e -5,68N.mm respectivamente). No segundo molar, não houve forças e momento significantes no grupo BT, enquanto o AC apresentou  $F_x$  de -1,000N,  $M_z$  de 3,949N.mm e  $F_y$  de -0,844N. Já o sistema de força equivalente mostrou diminuição e mudança de sentido no momento Net  $M_z$  -0,67N.mm quando este é calculado no centro de resistência do dente (tabela 1 e fig 3).

**Tabela 1: Médias e desvios padrão de forças e momentos produzidos pelas BPs e ACs no tubo vestibular de cada dente.** Valores positivos descrevem tendências de movimento mesial, vestibular e rotação mesial para a palatina.

|           | BP            | AC            | Sig.  |
|-----------|---------------|---------------|-------|
| 1 Molar   |               |               |       |
| $F_x$ (N) | 2,875 (0,234) | 2,604 (0,114) | 0,006 |



|         |           |                 |                |        |
|---------|-----------|-----------------|----------------|--------|
| 2 Molar | Fy (N)    | -0,605 (0,131)  | -0,077 (0,029) | <0,001 |
|         | Mz (N.mm) | -22,078 (5,858) | -5,164 (0,226) | <0,001 |
|         | Fx (N)    | 0,000* (0,001)  | -1,000 (0,039) | <0,001 |
|         | Fy (N)    | -0,001* (0,001) | -0,844 (0,055) | <0,001 |
|         | Mz (N.mm) | -0,003* (0,005) | 3,949 (0,172)  | <0,001 |
|         |           |                 |                |        |

\*valores insignificantes.

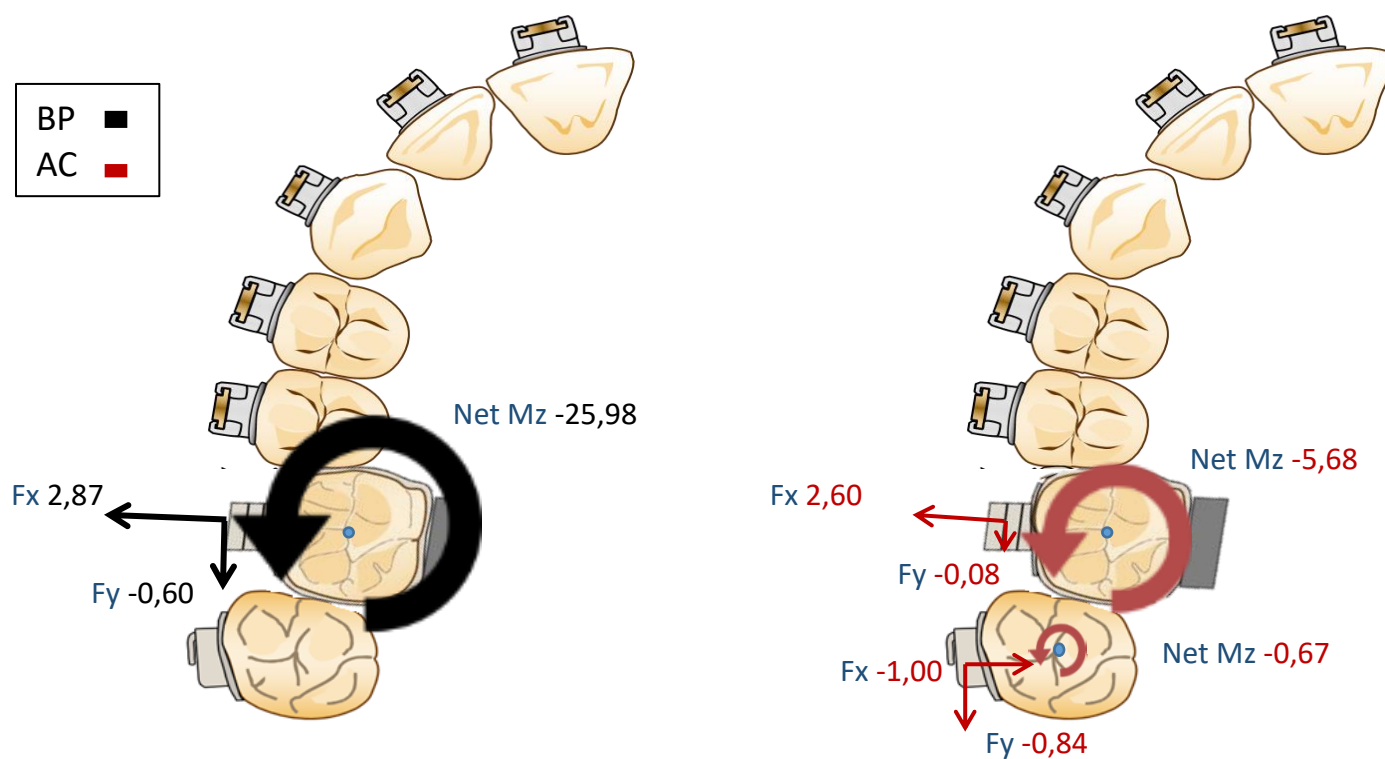


Figura 3 - Representação vetorial das forças e momentos gerados pela BP e pelo AC no centro de resistência dos dentes. Dados e vetores em vermelho se referem ao grupo AC, dados e vetores em preto ao grupo BP (Forças em Newtons e momentos em Newton por milímetro).

## DISCUSSÃO

A BP produziu forças vestibulares maiores nos primeiros molares, com diferença 0,2 N (20g) entre as duas técnicas. Apesar dessa pequena diferença, as proporções encontradas de carga/deflexão foram bem diferentes, e maiores para o AC 0,65N.mm (66gf/mm) que para a BP 0,29N.mm (29gf/mm). A literatura mostra valores de proporção carga/deflexão para a expansão com BPs que variam de 0,26 N.mm (Haas, 2000) a 0,64 N.mm (Ingervall, 1995) sendo estes um pouco maiores que os reportados aqui, visto que essas barras eram transpalatinas, e não modelo “ferradura”, tendo uma menor quantidade de fio e sendo mais rígidas. Já no caso da expansão feita com AC, a literatura mostra forças produzidas numa deflexão de 4 mm por um fio de NiTi 0,016” variando de 1,1N (Gatto, 2011) a 6N (Gurgel 2001). A possibilidade de realizar expansão da distância intermolar com fios finos ainda no início do tratamento já foi demonstrada clinicamente até 1,9mm (Cattaneo, 2011, Billings 2017), no entanto estes dados apresentados na literatura não são em molares cruzados e em valores de movimentação menores que 4 mm. Apesar disso, não se pode contestar que ambas mecânicas geram forças clinicamente próximas, e em teoria, poderiam ser utilizadas para o mesmo propósito.

O momento que o AC causa no primeiro molar é quase cinco vezes menor que o causado pela BP. Deve-se levar em consideração que esse momento produzido em ambas mecânicas é um efeito colateral indesejado da expansão do molar. Ele ocorre na mecânica continua porque a deflexão do fio é maior na mesial do primeiro molar do que na distal, devido a menor distância interbraquete entre o primeiro molar e segundo pré-molar (6,5mm) do que entre o primeiro e segundo molar (8mm) (fig 4). Já no caso da BP, um efeito de rotação nos molares já era esperado, visto que em sua pré-ativação o ângulo de entrada do fio ao bráquete é alterado. Entretanto, o momento registrado pelas células de carga se deu em sentido oposto do esperado devido a deflexão da BP em sua inserção (fig 5). Isto ocorre pois quando a BP ativa é contraída há uma deflexão na mesma, formando uma convexidade nos dois lados da BP a qual dependendo onde esta for inserida tenderá a ter momentos diferentes (fig 6). Isso se assemelha, guardadas as devidas proporções, a aplicação de uma dobra em “V” mais próxima ou mais distante de um bráquete conforme já descrito na literatura (Burstone e Koenig, 1974).



Figura 4: Deflexão do arco de NiTi, distância inter braquetes é menor entre o primeiro molar e pré-molar do que entre o primeiro e segundo molares.



Figura 5: BP ativa e encaixada no tubo palatino, onde pode-se observar a potencial rotação dos molares no sentido mesial para vestibular pela relação do slot do tubo e da barra.

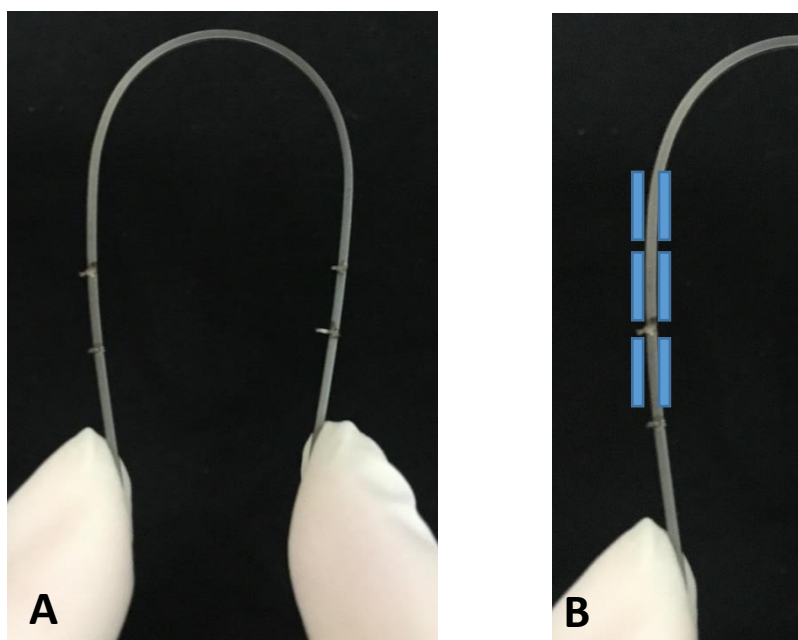


Figura 6: A) Posição ativa da BP onde a deflexão mostra uma convexidade em ambas extremidades. B) Representação da posição de três tubos (em azul) em relação a ativação da barra, a qual foi feita na região anterior, onde pode-se observar os diferentes efeitos de rotação que podem ser causados por essa mudança de posição. Na posição mais anterior, a rotação ocorre no sentido mesial para lingual, na posição mediana translação e na posição mais posterior mesial para vestibular.

Forças distais foram detectadas nos tubos dos primeiros molares em ambas mecânicas, mas foram maiores na BP. Este resultado provavelmente ocorreu devido a ativação da barra, que ao ser expandida incorpora rotações em ambas extremidades que deveriam ser simétricas. A ausência de simetria nesse plano do espaço, vai invariavelmente causar forças anteroposteriores devido ao equilíbrio estático. Esse não é o primeiro trabalho que mostra uma pequena assimetria em ativações simétricas, onde momentos diferentes e forças sagitais deveriam ser inexistentes (Sakima, 2017). Já a força distal detectada no primeiro molar com o AC, resulta do travamento que acontece no tubo vestibular quando o arco de NiTi deflete (Kusy, 2005), que é maior entre o primeiro molar e pré-molar do que entre o primeiro e segundo molares (fig.4). Vale a pena mencionar que ambas forças distais e momentos foram detectados inicialmente no centro do tubo vestibular do primeiro molar e posteriormente por meio da fórmula calculado o momento no CR, mesmo que a barra tenha seu ponto de aplicação por lingual. Isso

foi feito para que se possa comparar as mecânicas exatamente no mesmo ponto, em detrimento da previsão de movimentação do molar.

Na BP o momento no CR do primeiro molar (Net Mz) foi de -25,98N.mm pois a resultante da força distal soma-se ao momento no tubo resultando no valor de momento no CR. No AC o valor de momento no centro de resistência do primeiro molar (Net Mz) foi de -5,68N.mm. Enquanto que no segundo molar, na mecânica de AC, o sentido do momento do tubo vestibular é oposto ao sentido do momento no CR, pois a resultante distal se sobrepõe ao momento no CR tendendo a giro de mesial para lingual no valor de -0,67N.mm (fig 3).

Os efeitos colaterais detectados no segundo molar foram maiores no AC. O fato da BP não estar apoiada no segundo molar, somente nos primeiros, tem vantagem ao AC em efeitos colaterais. Este produziu um efeito colateral de lingualização e distalização do segundo molar superior (Fx -1,00N e Fy -0,84N). O efeito colateral de lingualização, de aproximadamente metade do efeito ativo de expansão no primeiro molar, era esperado em função do equilíbrio estático, assim como a força distal, em função do seu travamento elástico (Kusy, 2005). Com base na lei de fricção, forças e momentos normais podem resultar em força colateral de fricção (horizontal) de aproximadamente 1,5N a 2,9N (Gibson, 2017). O momento que o segundo molar sofre na mecânica do AC (-0,67N.mm) apesar de baixo não parece ser o suficiente segundo a literatura para rotacionar este dente, visto que num cantilever para verticalizar molares necessita-se em torno de 15N.mm (Kojima 2007) a 18N.mm (Viecilli 2009).

## CONCLUSÃO

De acordo com este estudo podemos concluir que:

- As forças transversais do primeiro molar produzidas pelas duas mecânicas foram diferentes, apesar da pequena diferença.
- Existe um momento de giro indesejado muito maior na BP que no AC.
- Forças transversais e anteroposteriores no segundo molar existem na mecânica do AC em baixa proporção, junto a uma tendência de rotação.

## BIBLIOGRAFIA

- 1- Andrade A da S, Gameiro GH, Derossi M, Gavião MB. Posterior crossbite and functional changes. A systematic review. Angle Orthod 2009; 79: 380-6

- 2- Baldini G, Luder HU (1982) Influence of arch shape on the transverse effects of transpalatal arches of the Goshgarian type during application of buccal root torque. *Am J Orthod* 81:202–208
- 3- Billings B, Helms H, Kula K, Utreja A, Eckert G, Ghoneim A. Three-dimensional evaluation of molar buccolingual inclinations after orthodontic treatment using edgewise mechanics. *International Orthodontics* 2017; 1-14
- 4- Burstone CJ, Koenig HA. Forces systems from an ideal arch. *Am J Orthod.* 1974;65:270-89.
- 5- Burstone CJ, Koenig HA. Precision adjustment of the transpalatal lingual arch: computer arch form predetermination. *Am J Orthod* 1981;79:115-33.
- 6- Burstone CJ. Precision lingual arches. Active applications. *J Clin Orthod.* 1989;23:101–109.
- 7- Cattaneo, P. M. et al. Transversal maxillary dento-alveolar changes in patients treated with active and passive self-ligating brackets: a randomized clinical trial using CBCT-scans and digital models. *Orthodontics & craniofacial research*, v. 14, n. 4, p. 222-233, 2011.
- 8- Gatto, Elda et al. Load–deflection characteristics of superelastic and thermal nickel–titanium wires. *The European Journal of Orthodontics*, v. 35, n. 1, p. 115-123, 2011.
- 9- Gherasel, E.L.A.; Santos, N.P.; Guedes-Pinto, A.C.; Abrão, J. Mordidas cruzadas posteriores: diagnóstico e tratamento. *Rev Odontopediatr, São Paulo*, v.1, n.2, p.73-82, abr./jun. 1992.
- 10- Gibson, Christopher G. et al. Characterizing constraining forces in the alignment phase of orthodontic treatment. *The Angle Orthodontist*, 2017.
- 11- Goshgarian R A 1972 Orthodontic palatal arch wires. United States Government Patent Office. Alexandria, Virginia (Patent number 3792529)
- 12- Gurgel, Júlio De A. Et al. Force-deflection properties of superelastic nickel-titanium archwires. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, v. 120, n. 4, p. 378-382, 2001.
- 13- Haas, Sharon E.; Cisneros, George J. The goshgarian transpalatal bar: A clinical and an experimental investigation. In: *Seminars in Orthodontics*. WB Saunders, 2000. p. 98-105.
- 14- Ingervall B, Göllner P, Gebauer U, Fröhlich K. A clinical investigation of the correction of unilateral first molar crossbite with a transpalatal arch. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1995 Apr;107(4):418-25.

- 15- Kojima, Yukio; Mizuno, Toshihiro; Fukui, Hisao. A numerical simulation of tooth movement produced by molar uprighting spring. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, v. 132, n. 5, p. 630-638, 2007.
- 16- Rebellato J. Two-couple orthodontic appliance systems: transpalatal arches. *Semin Orthod*. 1995;1:44–54.
- 17- Sakima MT, Dalstra M, Loiola AV, Gameiro GH. Quantification of the force systems delivered by transpalatal arches activated in the six Burstone geometries. *The Angle Orthodontist* Jul 2017, Vol. 87, No. 4 (July 2017) pp. 542-548
- 18- Suga, S.S.; Bönecker, M.J.S.; Sant'anna, G.R.; Duarte, D.A. *Caderno de odontopediatria: ortodontia na dentadura decídua - diagnóstico, planejamento e controle*. São Paulo: Santos, 2001. 62p.
- 19- Uesugi Shunsuke, Kokai Satoshi, Kanno Zusei, Ono Takashi. Stability of secondarily inserted orthodontic miniscrews after failure of the primary insertion for maxillary anchorage: Maxillary buccal area vs midpalatal suture area. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2018;153:54-60.
- 20- Viecilli RF, Budiman A, Burstone CJ. Axes of resistance for tooth movement: does the center of resistance exist in 3-dimensional space? *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2013;143:163-172.
- 21- Viecilli RF, Burstone CJ. Ideal orthodontic alignment load relationships based on periodontal ligament stress. *Orthod Craniofac Res* 2015;18 Suppl 1:180-186.

#### 4 CONCLUSÃO

Valores de força e momento são bastante subjetivos na ortodontia, pouco se sabe sobre força ideal, no entanto estudos tem sugerido valores aproximados afim de que tenhamos uma noção melhor de forças ótimas. O grande aproveitamento deste trabalho está nos padrões, tendências e estimativas de forças e momentos para movimentação dentária, com isso podemos concluir que;

- A BP ativada simetricamente tanto para rotação como para expansão de primeiros molares produz forças e momentos em diferentes planos do espaço. No entanto forças indesejadas e efeitos colaterais são produzidos.
- O AC de NiTi tende a corrigir o problema do primeiro molar e produz forças e momentos nos três planos do espaço, de magnitude menor quando comparado a BP. No entanto forças indesejadas e efeitos colaterais são produzidos.
- Nos segundos molares, o AC de NiTi produz forças no sentido vestibulo palatino na mecânica de rotação e forças vestibulo palatino, disto mesiais e momento na mecânica de expansão.



## REFERÊNCIAS\*

1. Angle EH. Classification of malocclusion. *Dent Cosmos*. 1899; 41(2): 248-64.
2. Baldini G, Luder HU. Influence of arch shape on the transverse effects of transpalatal arches of the Goshgarian type during application of buccal root torque. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1982; 81(3): 202–8.
3. Burstone CJ. Biomechanics of tooth movement. In: Kraus BS, Reidel RA, eds. *Vistas in orthodontics*. Philadelphia: Lea & Febiger; 1962.
4. Dahlquist A, Gebauer U, Ingervall B. The effect of a transpalatal arch for the correction of first molar rotation. *Eur J Orthod*. 1996; 18(3): 257-67.
5. Gunduz E, Crismani AG, Bantleon HP, Honigl KD, Zachrisson BU. An improved transpalatal bar design. Part II. Clinical upper molar derotation—case report. *Angle Orthod*. 2003;73(3): 244–8.
6. Harrison JE, Ashby D. Orthodontic treatment for posterior crossbites. *Cochrane Database Syst Rev* 1:CD000979. 2001 [acesso em 2018 mar 10]. Disponível em: <http://cochranelibrary-wiley.com/doi/10.1002/14651858.CD000979.pub2/full>
7. Ricketts RM. Occlusion—the medium of dentistry. *J Prosthet Dent*. 1969; 21(1): 39-60.

\*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-normalizacaoatualizado.pdf>

**Não autorizo a publicação deste trabalho até 12 de março de 2020  
(Direitos de publicação reservado ao autor).**

**Araraquara,12 de março de 2018.**

**Ingrid Müller Ledra**