

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
DEPARTAMENTO DE CIRURGIA E ORTOPEDIA
CURSO DE ESPECIALIZAÇÃO EM ORTODONTIA

JULIANA FIGUEIREDO DAL GALLO FARIA

**EFEITO DA GEOMETRIA DA CANALETA NA DISTRIBUIÇÃO DE
TENSÕES DURANTE A APLICAÇÃO DE TORQUE EM BRÁQUETE
CERÂMICO MONOCRISTALINO: ANÁLISE PELO MÉTODO DE
ELEMENTOS FINITOS**

Porto Alegre
2017

JULIANA FIGUEIREDO DAL GALLO FARIA

**EFEITO DA GEOMETRIA DA CANALETA NA DISTRIBUIÇÃO DE
TENSÕES DURANTE A APLICAÇÃO DE TORQUE EM BRÁQUETE
CERÂMICO MONOCRISTALINO: ANÁLISE PELO MÉTODO DE
ELEMENTOS FINITOS**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado como requisito obrigatório para a obtenção do título de Especialista em Ortodontia pelo curso de Especialização em Ortodontia da Universidade Federal do Rio Grande do Sul.

Orientador: Profa. Dra. Karina Santos Mundstock
Co-orientador: Profa. Dra. Érika de Oliveira Dias de Macedo

Porto Alegre
2017

Figueiredo dal Gallo Faria, Juliana

Efeito da geometria da canaleta na distribuição de tensões durante a aplicação de torque em bráquete cerâmico monocristalino: análise pelo método de elementos finitos / Juliana Figueiredo dal Gallo Faria. -- 2017.

36 f.

Orientadora: Karina Santos Mundstock.

Coorientador: Érika Dias de Macedo.

Trabalho de conclusão de curso (Especialização) -- Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Faculdade de Odontologia, Especialização em Ortodontia, Porto Alegre, BR-RS, 2017.

1. Bráquete ortodôntico. 2. Análise de elementos finitos. 3. Torque. 4. Fratura. I. Santos Mundstock, Karina, orient. II. Dias de Macedo, Érika, coorient. III. Título.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente aos meus pais, Renato e Kátia Faria, pelo amor, incentivo e apoio incondicional, sem vocês eu não estaria realizando mais esse sonho.

A área de Ortodontia por me acolher e me mostrar o caminho para me tornar uma especialista na área que eu tanto amo e admiro.

Ao Laboratório de Metalurgia Física (LAMEF) pela oportunidade de realizar o presente estudo.

A todos os professores que fizeram parte da minha formação durante a especialização, mas em especial a minha orientadora, Profa. Dra. Karina Santos Mundstock, que me acompanha desde a graduação e que sempre esteve pronta para me ajudar, orientar e compartilhar seu conhecimento ao longo de todos esses anos.

Também ao meu querido irmão César e aos amigos e colegas que sempre estiveram ao meu lado, transmitindo carinho e apoio.

E a todos que direta ou indiretamente fizeram parte dessa caminhada nos últimos dois anos, o meu muito obrigada.

A mente que se abre a uma nova ideia jamais volta
ao seu tamanho original.

(OLIVER WENDELL HOLMES)

RESUMO

FARIA, Juliana Figueiredo Dal Gallo. **Efeito da geometria da canaleta na distribuição de tensões durante aplicação de torque em bráquete cerâmico monocristalino: análise pelo método de elementos finitos.** 36 f. Trabalho de Conclusão de Curso (Especialização em Ortodontia) - Faculdade de Odontologia, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2017.

Introdução: Os bráquetes cerâmicos foram introduzidos comercialmente em 1986, possibilitando uma estética aceitável e um desempenho clínico adequado. A fim de minimizar a ocorrência de falhas dos bráquetes cerâmicos, devido a sua natureza frágil, o presente estudo teve como objetivo obter a melhor relação entre propriedades e geometria para a construção de um bráquete que apresente maior resistência mecânica ao torque. **Materiais e métodos:** Para isso, foi realizada a análise, por elementos finitos, de um bráquete cerâmico monocristalino utilizado rotineiramente em tratamentos ortodônticos. Inicialmente, foi avaliado, numericamente, o comportamento mecânico do bráquete cerâmico Radiance® da marca American Orthodontics frente à aplicação do movimento de torque em um fio metálico. Em seguida, foram aplicadas ao modelo mudanças geométricas na canaleta do bráquete, como a diminuição e o aumento do raio de concordância da canaleta. Por fim, avaliou-se a distribuição de tensão, região e direção da fratura do bráquete. **Resultados:** Na análise mecânica da alumina pura observou-se que, apesar da tensão resultante na simulação ser elevada, ela não ultrapassa a tensão de ruptura do material, o que faz esse componente ter coeficiente de segurança maior do que um (1). Na análise das novas geometrias propostas para a canaleta do bráquete foi observado que a canaleta comercial original obteve tensões menores na região de maior concentração das tensões máximas principais. Dessa forma, observou-se que as maiores tensões geradas no bráquete indicam que uma eventual fratura ocorreria preferencialmente partindo da região da canaleta em direção à face incisal. **Conclusão:** O bráquete avaliado apresentou comportamento mecânico adequado frente às tensões geradas pelo torque. Além disso, a canaleta original desse bráquete apresentou melhor desempenho quando comparado com as diferentes geometrias propostas.

Palavras-chave: Bráquete ortodôntico. Análise de elementos finitos. Torque. Fratura.

ABSTRACT

FARIA, Juliana Figueiredo Dal Gallo. **Effect of slot geometry on the stress distribution during torque application in monocrystalline ceramic brackets: analysis by the finite element method.** 36 f. Final Paper (Specialization in Orthodontics) – Faculty of Dentistry, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2017.

Introduction: Ceramic brackets were launched in the market in 1986, allowing an acceptable aesthetics and adequate technical performance. In order to minimize the occurrence of failures in ceramic brackets due to their fragile nature, the present study had an objective to obtain the best relationship between property and geometry for the construction of a bracket with greater torque mechanical resistance. **Materials and Methods:** For this, the analysis by finite elements of monocrystalline ceramic bracket used in routine orthodontic treatments. Initially, the mechanical behavior of Radiance®, manufactured by American Orthodontics was numerically applied to the application of torque movement using a metallic wire. Then, geometric changes were applied to the model in the bracket slot, such as the decrease and increase of the radius of agreement of the slot. Finally, the tension distribution, region and direction of the fracture crack propagation of the bracket were evaluated. **Results:** In the mechanical analysis of the pure alumina, it was observed that, although the resulting tension in the simulation was high, it did not exceed the rupture stress of the material, which makes this material to have a safety coefficient bigger than one (1). In the analysis of the new geometries proposed for the bracket slot, it was observed that the original commercial slot showed better performance because of the lower stresses presented in the region of higher concentration of the main maximum stresses. Thus, it was observed that the higher tensions generated in the bracket indicate that a possible fracture would occur preferentially starting from the region of the slot towards the incisal surface. **Conclusions:** The evaluated bracket presented adequate mechanical behavior against the tensions generated by the torque. In addition, the original slot of this bracket presented better performance when compared to different proposed geometries.

Keywords: Orthodontic brackets. Finite element analysis. Torque. Fracture.

Lista de Figuras e Tabelas

Figura I – Bráquete <i>Radiance</i> ® da marca <i>American Orthodontics</i>	16
Figura II – Principais dimensões, em mm, do bráquete <i>Radiance</i> ®.....	17
Figura III – Componentes considerados no modelo numérico.....	18
Figura IV – Condições de contorno e interações.....	18
Figura V – Condição de contorno e região de aplicação de torque.....	19
Figura VI – Malha de elementos finitos do bráquete com detalhe da região de contato com o fio.....	19
Figura VII – Condição de contorno e contato, torque no sentido horário.....	20
Figura VIII – Nova geometria com raio de concordância menor que o comercial.....	20
Figura IX – Nova geometria com raio de concordância maior que o comercial.....	21
Figura X – Tensão máxima principal após aplicação do torque, alumina pura.....	21
Figura XI – Tensão máxima principal após aplicação do torque: raio de concordância menor.....	22
Figura XII – Tensão máxima principal após aplicação do torque: raio de concordância maior.....	22
Figura XIII – Região e direção da propagação de trinca na fratura do bráquete.....	24
Tabela I – Propriedades mecânicas da alumina pura.....	17
Tabela II – Propriedades mecânicas do aço inoxidável.....	17
Tabela III – Tensão máxima principal no bráquete após aplicação do torque no fio.....	22
Tabela IV – Tensão máxima principal no bráquete após aplicação do torque no fio.....	23

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	8
2. OBJETIVO.....	11
2.1 OBJETIVO GERAL.....	11
2.2 OBJETIVO ESPECÍFICO.....	11
3. ARTIGO.....	12
4. CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	29
REFERÊNCIAS.....	30
ANEXO A.....	34

1. INTRODUÇÃO

Os bráquetes estéticos são fruto da combinação do avanço tecnológico e do desenvolvimento dos materiais usados em Ortodontia. A introdução da técnica da colagem direta de bráquetes proporcionou ao paciente uma estética mais adequada quando comparado aos aparelhos bandados. Além disso, a ortodontia começou a atender um grande número de pacientes adultos, os quais têm uma grande preocupação estética em relação aos aparelhos ortodônticos, o que incentivou ainda mais a fabricação de bráquetes estéticos para suprir essa demanda (HABIBI; NIKT; HOOSHMAND, 2007; BACCETTI; FRANCHI; CAMPORESI, 2008). Assim, a partir da década de 70, foram introduzidos no mercado os bráquetes plásticos e, posteriormente, em 1986, os cerâmicos (SOBREIRA et al., 2007). Os bráquetes cerâmicos proporcionaram aos pacientes uma estética aceitável e aos profissionais um desempenho clínico satisfatório (KARAMOUZOS; ATHANASIOU; PEPADOPOULOS, 1997).

Os bráquetes cerâmicos são produzidos com óxido de alumínio, podendo ser alumina policristalina ou alumina monocristalina. Os bráquetes policristalinos são constituídos de cristais de óxido de alumínio fusionados em altas temperaturas (1800°C). Tal processo possibilita a produção simultânea de várias peças tornando o bráquete mais barato e, conseqüentemente, mais acessível financeiramente ao paciente (SWARTZ, 1988). Já os bráquetes monocristalino são fundidos em temperaturas mais altas (2100°C), que, por sinterização, formam um único cristal de óxido de alumínio resultando na fabricação de um único bráquete (SANCHEZ et al., 2008). Dessa forma, a produção do bráquete monocristalino tem maior custo, mas, como vantagem, é mais estético comparado ao policristalino devido a sua transparência óptica, uma vez que impurezas e imperfeições são eliminadas no processo de fundição deste tipo de bráquete (KARAMOUZOS; ATHANASIOU; PEPADOPOULOS, 1997).

Em relação às propriedades mecânicas da cerâmica, a fragilidade é uma de suas desvantagens. As características de resistência à tração da cerâmica dependem da condição da superfície desse material (SWARTZ, 1988; VIAZIS; CHABOT; KUCHERIA, 1993; SCOTT, 1988; HOLT; NANDA; DUNCANSON, 1991). Um pequeno arranhão na superfície de um bráquete cerâmico reduzirá drasticamente a carga necessária para sua fratura (OLSEN; BISHARA; JAKOBSEN, 1997). As cerâmicas possuem uma estrutura atômica direcional altamente localizada que não permite o deslocamento das ligações e a redistribuição do campo de tensões. Portanto, quando as tensões atingem níveis críticos, as ligações inter-atômicas rompem e ocorre a fratura do material (JOHNSON; WALKER; KULA, 2005).

Além da concentração de tensões, a presença de impurezas e imperfeições facilitam a propagação de trincas e a fratura do material (KARAMOUZOS; ATHANASIOU; PAPADOPOULO, 1997). Uma maneira de prevenção de falhas por fadiga estrutural é a forma arredondada e a espessura dos bráquetes cerâmicos, o que diminuía a influência da alta fragilidade desse material (CARTER, 1989; JOHNSON; WALKER; KULA, 2005; SWARTZ, 1988).

Segundo Bishara e Fehr (1997), o baixo grau de deformação antes da fratura é que torna o material frágil. Enquanto os bráquetes metálicos suportam uma deformação de até 20% sem apresentar fraturas, nos cerâmicos esse percentual não passa de 1%, o que torna os bráquetes cerâmicos mais frágeis que os metálicos (SWARTZ, 1988; VIAZIS; CHABOT; KUCHERIA, 1993; SCOTT, 1988).

A resistência à fratura de bráquetes produzidos em cerâmica é de 20 a 40 vezes menor do que do aço inoxidável (SWARTZ, 1988; SCOTT, 1988), tornando muito mais fácil a fratura de um bráquete cerâmico do que um fabricado em metal. As aletas (GKANTIDIS et al., 2012; ELIADES; BOURAUUEL, 2005) e a interface delas com a base do bráquete (HIGG et al., 2001; MATSUI et al., 2015), são os locais mais comuns de falha, uma vez que essas regiões sofrem maior esforço mecânico quando um arco é inserido no bráquete (BISHARA; FEHR, 1997).

Ativações de fio de segunda ordem geralmente não causam falha de bráquete cerâmico, a menos que o bráquete tenha sido previamente enfraquecido por um trauma direto ou introduzido defeitos de superfície durante o tratamento (RHODES, et al., 1992; GUNN; POWERS, 1991; LINDANER et al., 1994). Já as ativações de fios de terceira ordem podem ser mais propensas a causar falha nos bráquetes cerâmicos (CARTER, 1989; HOLT; NANDA; DUNCANSON, 1991; JOHNSON; WALKER; KULA, 2005; LINDANER et al., 1994).

Um método de análise de esforços utilizado em estudos científicos é o método dos elementos finitos (MEF). Este método permite modelar numericamente estruturas complexas com formatos intermitentes de tecidos artificiais e até naturais. A partir daí, a aplicação de um sistema de forças torna-se possível em qualquer local e/ou orientação. Dessa maneira, informações sobre o deslocamento e o campo de tensões geradas por essas cargas a estruturas dentárias ou tecidos adjacentes são geradas (REN; MALTHA; KUIJPERS-JAGMAN, 2003).

Esse método tem por princípio dividir um meio contínuo em partículas menores, mas que continuam tendo as propriedades do meio que as gerou (MOSS, 1985). Essas partículas são representadas por equações diferenciais e solucionadas através de cálculos matemáticos

para que os resultados desejados sejam encontrados. Dessa forma, um modelo quando submetido a um determinado tipo de força produzirá tensões que sofrerão variações ao longo de toda a superfície avaliada. Os resultados obtidos a partir dessa análise devem ser interpretados por meio de uma escala de cores que representa a distribuição interna das tensões geradas sobre a estrutura (VIANA; MAZZIEIRO; JÚNIOR, 2005).

O MEF tem sido sugerido como uma solução para resolver questões biomecânicas complexas e tem sido aplicado em diversos casos na ortodontia (CATTANEO; DALSTRA; MELSEN, 2005; BOURAUUEL et al., 2007). Está sendo utilizado para avaliar o centro de resistência (REIMANN et al., 2007; KETTENBEIL et al., 2013; VIECELLI; BUDIMAN; BURSTONE, 2013), vários aspectos biomecânicos do movimento dentário (TOMINAGA et al., 2012; TOMINAGA et al., 2014), bráquetes de diferentes materiais (HUANG et al., 2009; HUANG et al., 2012), ancoragem (REIMANN et al., 2009; STAHL et al., 2009; CHATZIGIANNI et al., 2011; LARGURA et al., 2014), remoção de bráquetes (HIOKI et al., 2007; ALGERA et al., 2011; HOLBERG et al., 2014; MILHEIRO et al., 2014) e procedimentos de contenção (JAHANBIN et al., 2014). A confiabilidade das análises pelo MEF depende não apenas da configuração de carga, mas também da geometria da estrutura e das propriedades do material (HUISKES; CHAO, 1983; CATTANEO; DALSTRA; MELSEN, 2005).

Essa técnica pode ser utilizada para analisar as distribuições de tensões ao longo do bráquete quando o mesmo é submetido a uma força ortodôntica. Associado a isso o MEF possui como vantagens o fato de ser uma técnica não invasiva, simular a geometria precisa do bráquete estudado bem como suas propriedades mecânicas. Além de permitir a visualização gráfica dos locais de maior concentração de tensões, permite variar os pontos de aplicação dos carregamentos e o ensaio pode ser repetido quantas vezes forem necessárias (CHAUDHRY et al., 2015).

Visto isso, devido à natureza frágil dos bráquetes cerâmicos, o presente trabalho analisou, por meio do método de elementos finitos, um bráquete cerâmico monocristalino comumente utilizado na prática clínica. Inicialmente foi avaliada, numericamente, a resistência mecânica desse bráquete frente à aplicação de um torque no fio retangular de aço. Em seguida, foram aplicadas ao modelo mudanças geométricas na canaleta do bráquete, como a variação do raio de concordância da canaleta, para avaliar se haveria melhora em relação à resistência mecânica. Por fim, avaliou-se a distribuição de tensão aplicada, região e direção da propagação de fratura do bráquete.

2. OBJETIVO

Essa sessão está destinada ao Objetivo Geral e aos Objetivos Específicos desse estudo.

2.1. OBJETIVO GERAL

Obter a melhor geometria da canaleta para a construção de um bráquete com maior resistência mecânica, a fim de minimizar a ocorrência de falhas quando submetido a carregamentos gerados por dobras de terceira ordem.

2.2. OBJETIVO ESPECÍFICO

- a) Relacionar propriedades com resistência mecânica;
- b) Relacionar geometria com resistência mecânica, com o aumento ou diminuição do raio de concordância da canaleta;
- c) Analisar a distribuição de tensões, região e direção da propagação da trinca de fratura do bráquete.

3. ARTIGO

Esse Trabalho de Conclusão de Curso é composto pelo artigo “*Effect of slot geometry on the stress distribution during torque application in monocrystalline ceramic brackets: analysis by the finite element method*”.

Será enviado para publicação no periódico *Angle Orthodontist*. O manuscrito, na formatação exigida pelo periódico correspondente (Anexo A), encontra-se a seguir:

3.1 ARTIGO

Effect of slot geometry on the stress distribution during torque application in monocrystalline ceramic brackets: analysis by the finite element method.

ABSTRACT

Objective: Obtain the best relationship between property and geometry for the construction of a bracket with greater mechanical resistance.

Materials and Methods: For this, the analysis by finite elements of monocrystalline ceramic bracket used in routine orthodontic treatments. Initially, the mechanical behavior of Radiance®, manufactured by American Orthodontics was numerically applied to the application of torque movement using a metallic wire. Then, geometric changes were applied to the model in the bracket slot, such as the decrease and increase of the radius of agreement of the slot. Finally, the tension distribution, region and direction of the fracture crack propagation of the bracket were evaluated.

Results: In the mechanical analysis of the pure alumina, it was observed that, although the resulting tension in the simulation was high, it did not exceed the rupture stress of the material, which makes this material to have a safety coefficient bigger than one (1). In the analysis of the new geometries proposed for the bracket slot, it was observed that the original commercial slot showed better performance because of the lower stresses presented in the region of higher concentration of the main maximum stresses. Thus, it was observed that the higher tensions generated in the bracket indicate that a possible fracture would occur preferentially starting from the region of the slot towards the incisal surface.

Conclusions: The evaluated bracket presented adequate mechanical behavior against the tensions generated by the torque. In addition, the original slot of this bracket presented better performance when compared to different proposed geometries.

KEY WORDS: Orthodontic brackets; Finite element analysis; Torque; Fracture.

INTRODUÇÃO

Os bráquetes estéticos são fruto da combinação do avanço tecnológico e do desenvolvimento dos materiais usados em Ortodontia. Além disso, a ortodontia começou a atender um maior número de pacientes adultos, os quais têm uma grande preocupação estética em relação aos aparelhos ortodônticos, o que incentivou ainda mais a fabricação de bráquetes estéticos para suprir essa demanda¹⁻². Assim, em 1986 foram introduzidos ao mercado mundial os bráquetes cerâmicos³, que proporcionaram aos pacientes uma estética aceitável e aos profissionais um desempenho clínico satisfatório⁴.

Em relação às propriedades mecânicas da cerâmica, a fragilidade é uma de suas desvantagens. As características de resistência à tração da cerâmica dependem da condição da superfície desse material⁵⁻⁸. Um pequeno arranhão na superfície de um bráquete cerâmico reduzirá drasticamente a carga necessária para sua fratura⁹. As cerâmicas possuem uma estrutura atômica direcional altamente localizada que não permite o deslocamento das ligações e a redistribuição do campo de tensões. Portanto, quando as tensões atingem níveis críticos, as ligações inter-atômicas rompem e ocorre a fratura do material¹⁰.

Além da concentração de tensões, a presença de impurezas e imperfeições facilitam a propagação de trincas e a fratura do material⁴. Uma maneira de prevenção de falhas por fadiga estrutural é a forma arredondada e a espessura dos bráquetes cerâmicos, o que diminui a influência da alta fragilidade desse material^{5,10,11}.

Segundo Bishara e Fehr¹², o baixo grau de deformação antes da fratura é o que torna o material frágil. Enquanto os bráquetes metálicos suportam uma deformação estrutural de até 20% sem apresentar quebras, nos cerâmicos esse percentual não passa de 1%, o que torna os bráquetes cerâmicos mais frágeis que os metálicos⁵⁻⁷.

A resistência à fratura de bráquetes produzidos em cerâmica é de 20 a 40 vezes menor do que no aço inoxidável^{5,7}, tornando muito mais fácil a fratura de um suporte cerâmico do que um fabricado em metal. As aletas^{13,14} e a interface delas com a base do bráquete^{15,16}, são os locais mais comuns de falha, uma vez que essas regiões sofrem maior esforço mecânico quando um arco é inserido na canaleta do bráquete¹².

Ativações de fio de segunda ordem geralmente não causam falha de bráquete cerâmico, a menos que o bráquete tenha sido previamente enfraquecido por um trauma direto ou introduzido defeitos de superfície durante o tratamento¹⁷⁻¹⁹. Já as ativações de terceira ordem podem ser mais propensas a causar falha nos bráquetes cerâmicos^{8,10,11,19}.

O método de elementos finitos (MEF) tem sido sugerido como uma solução para questões biomecânicas complexas e tem sido aplicado em diversos casos na ortodontia^{20,21}. Essa técnica pode ser utilizada para analisar as distribuições de tensões ao longo do bráquete quando o mesmo é submetido a uma força ortodôntica. Associado a isso o MEF possui como vantagens o fato de ser uma técnica não invasiva, simular a geometria precisa do bráquete estudado bem como suas propriedades mecânicas. Além de permitir a visualização gráfica dos locais de maior concentração de tensões, permite variar os pontos de aplicação dos carregamentos e o ensaio pode ser repetido quantas vezes forem necessárias²².

O presente trabalho teve como objetivo analisar, através do método de elementos finitos, a melhor geometria da canaleta para a construção de um bráquete com maior resistência mecânica, a fim de minimizar a ocorrência de falhas quando submetido às forças geradas por dobras de terceira ordem.

MATERIAIS E MÉTODOS

O bráquete cerâmico monocristalino comercial selecionado para análise mecânica foi o *Radiance*® da marca *American Orthodontics* (Figura I). O bráquete estudado corresponde ao incisivo superior do lado esquerdo com canaleta .022" e prescrição Roth cujo torque pré-estabelecido é de 12° positivos e angulação de 5° positivos. As principais dimensões dessa peça são mostradas na Figura II.



Figura I- Bráquete *Radiance*® da marca *American Orthodontics*.

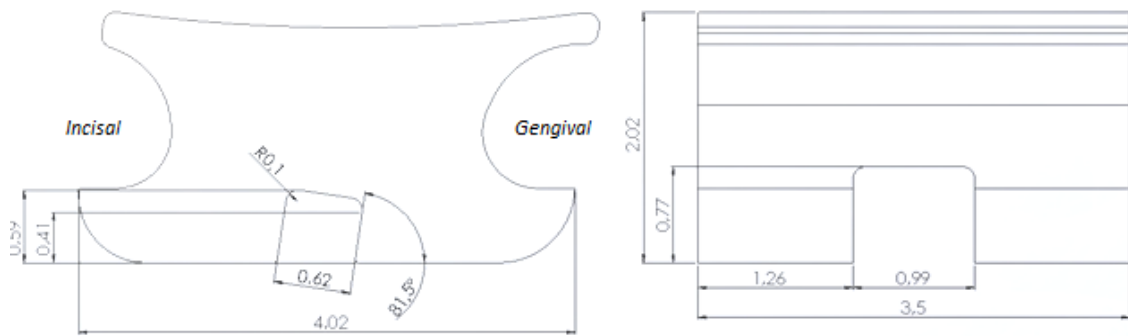


Figura II- Principais dimensões, em mm, do bráquete *Radiance*®.

As dimensões acima apresentadas foram medidas através do uso de um projetor de perfil e de um instrumento de medição calibrado. Para fins de simplificação do modelo, foi considerada apenas a geometria da face mesial do bráquete, sendo extrudada ao longo do eixo perpendicular ao plano desta face.

Na análise numérica, o bráquete foi simulado considerando as propriedades da alumina pura (Tabela I)²³, o que equivale às propriedades do bráquete *Radiance*® da marca *American Orthodontics*. Nas simulações, apenas propriedades elásticas foram consideradas no material do bráquete.

Tabela I: Propriedades mecânicas da alumina pura²³.

Dureza [HV]	1365
Módulo de Elasticidade [GPa]	370
Tenacidade [MPa.m^{1/2}]	4
Coefficiente de Poisson	0,22
Tensão de Ruptura [MPa]	300

O fio metálico foi simulado com as propriedades elastoplásticas do aço inoxidável 360, mostradas na tabela II. O fio possui geometria retangular (0,0215" x 0,028") com filetes nos quatro cantos de 0,1 mm e comprimento de 33,5 mm.

Tabela II: Propriedades mecânicas do aço inoxidável.

Módulo de Elasticidade [GPa]	207
Coefficiente de Poisson	0,29
Tensão de Escoamento [MPa]	370

O modelo numérico foi construído com base nos testes realizados no trabalho de Holt, Nanda e Duncanson⁸, em 1991, intitulado “*Fracture resistance of ceramic brackets during arch wire torsion*” onde o teste foi realizado em uma máquina que aplica uma força de torção no fio possibilitando o estudo da relação torque e resistência mecânica do bráquete. O modelo numérico considerou como componentes principais para análise: o bráquete e um trecho do fio metálico (Figura III).

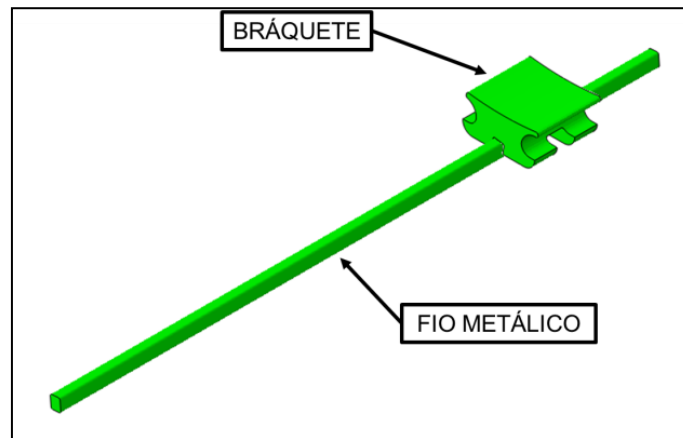


Figura III: Componentes considerados no modelo numérico.

Na modelagem numérica, a face de contato do bráquete com o dente foi engastada, assumindo comportamento rígido do dente em relação ao conjunto. Foi aplicado contato superficial entre as faces do fio e do bráquete que se interceptam durante a aplicação do torque. A figura IV mostra as condições de contorno e interações aplicadas.

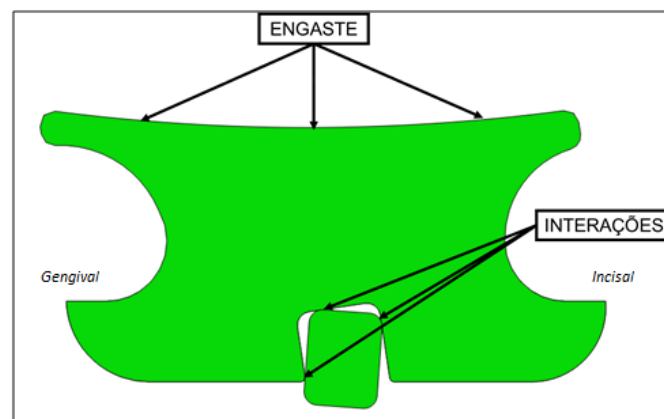


Figura IV: Condições de contorno e interações.

O fio foi engastado em uma de suas extremidades, para reproduzir como ocorre a ancoragem em um caso clínico e na outra extremidade foi aplicado o torque. A extremidade

estava a uma distância de 6mm da região central do bráquete, o que é considerada uma distância padrão inter-bráquete nos estudos referenciados na literatura^{8,24}. A figura V mostra as condições de contorno e região de aplicação do torque.



Figura V: Condição de contorno e região de aplicação de torque.

A malha de elementos finitos foi gerada com elementos hexaédricos de oito nós e integração reduzida. Em relação ao bráquete com geometria comercial (Figura II), devido a um estudo de convergência de malha realizado, foi estabelecido um refino global de malha de 0,1 mm, e considerando diversos tamanhos de malha para os elementos na região de interesse, o refino local adequado na região de contato entre o fio e o bráquete foi de 0,04 mm, resultando em uma malha composta por aproximadamente 36461 elementos. A figura VI apresenta a malha de elementos finitos do bráquete com detalhe da região de contato com o fio. Em relação ao fio, o refino longitudinal foi de 0,2 mm, e em suas faces foram de 0,04 mm resultando em uma malha de aproximadamente 45192 elementos.

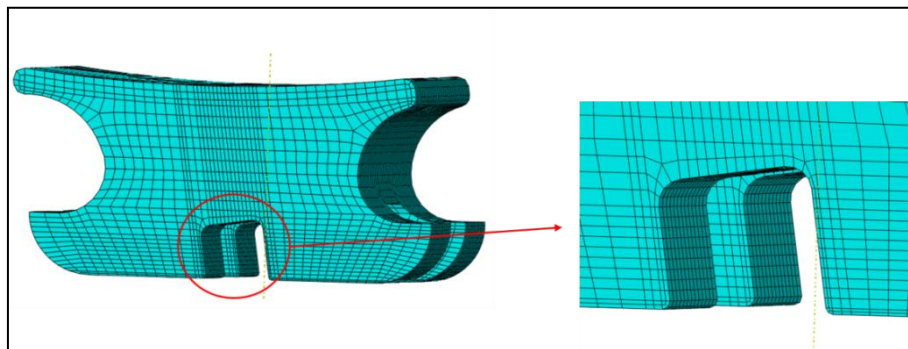


Figura VI: Malha de elemento finito do bráquete com detalhe da região de contato com o fio.

Foi aplicado um torque de 94,9 N.mm (9682 g.mm) no fio, que é o valor máximo de resistência para o bráquete de alumina *Starfire*® da *A Company*⁸, material semelhante ao bráquete *Radiance*®. O torque foi aplicado no sentido horário, resultando em um torque palatino de raiz, conforme mostra a Figura VII.

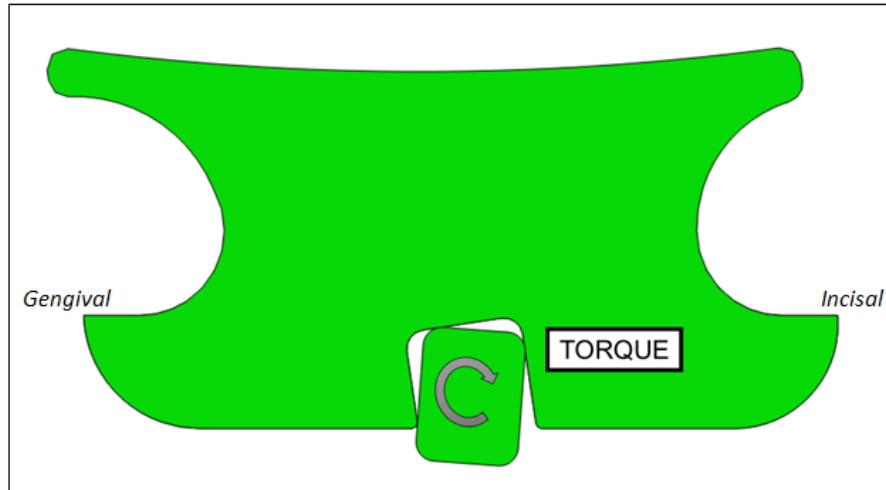


Figura VII: Condição de contorno e contato, torque no sentido horário.

A fim de perceber a relação entre a geometria da canaleta do bráquete e a distribuição de tensões foram simuladas outras duas geometrias para a alumina pura, assumindo a canaleta com dois raios de concordância diferentes, um com raio menor (metade do raio de concordância original) e outro maior (o dobro do raio de concordância original) que o comercial, como pode ser vistos, respectivamente, na Figura VIII e Figura IX.

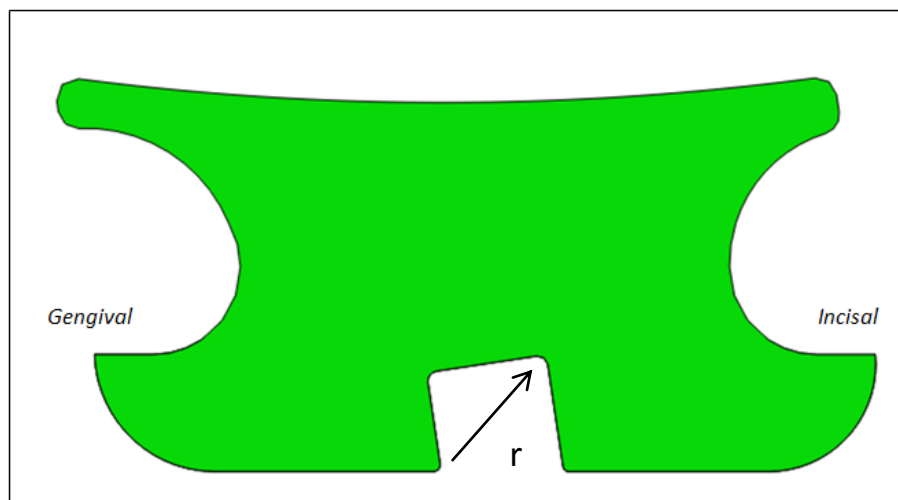


Figura VIII: Nova geometria com raio de concordância menor que o comercial.

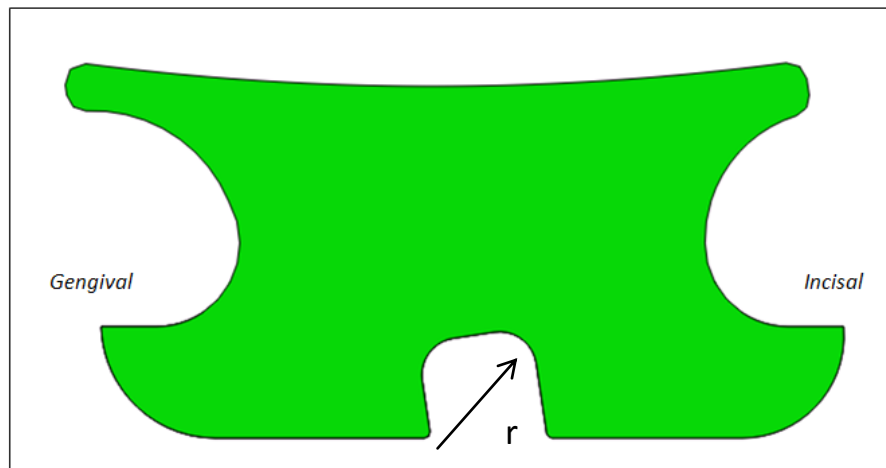


Figura IX: Nova geometria com raio de concordância maior que o comercial.

RESULTADOS

Considerando que o braquete apresenta fratura frágil na maioria dos casos de aplicação prática e que a resistência à tração do material é muito menor do que à compressão, foi adotado o critério da tensão máxima principal para a avaliação da resistência mecânica.

Propriedade do material

A distribuição de tensões no braquete monocristalino após a aplicação do torque exercido no fio é mostrada na Figura X, tendo como base a tensão de ruptura desse material que é de 300 MPa.

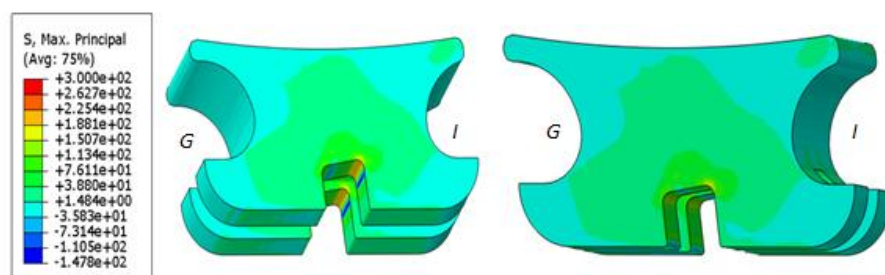


Figura X: Tensão máxima principal após aplicação do torque, alumina pura. G: Gengival; I: Incisal.

A Tabela III mostra os valores de tensões, considerando a relação entre a tensão observada na simulação para cada caso e a tensão de ruptura, em porcentagem, como comparativo.

Tabela III: Tensão máxima principal no braquete após aplicação do torque no fio.

Material	Módulo de Elasticidade [GPa]	Tensão Simulação [MPa]	Tensão de ruptura [MPa]	Comparativo Trup/Tsim [%]
Alumina Pura	370	221	300	135,7

A tabela acima mostra que apesar da tensão de simulação para alumina pura ser elevada (221 MPa) ela não ultrapassa a tensão de ruptura desse material (300MPa), o que garante ao material grau de segurança de 1,35 e, conseqüentemente, adequado comportamento mecânico do bráquete monocristalino frente a aplicação de tensão de torque.

Geometria da Canaleta

Após aplicação da tensão de torque no fio, para cada geometria da canaleta, com raio de concordância com o dobro (maior) ou a metade (menor) do bráquete comercial, as distribuições de tensões são apresentadas, respectivamente, na Figura XI e XII, tendo como base a tensão de ruptura do material.

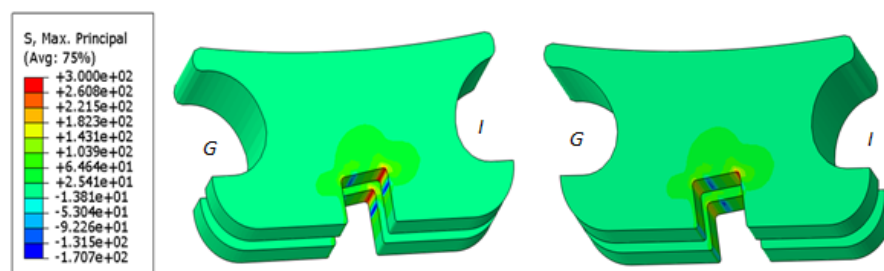


Figura XI: Tensão máxima principal após aplicação do torque: raio de concordância menor.
G: Gingival; I: Incisal.

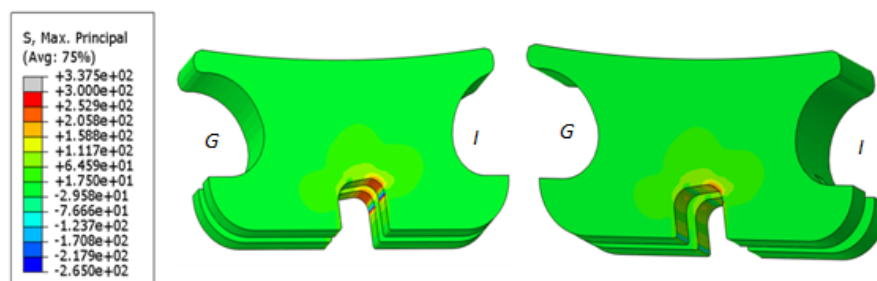


Figura XII: Tensão máxima principal após aplicação do torque: raio de concordância maior.
G: Gingival; I: Incisal.

A Tabela IV mostra os valores de tensões, considerando a relação entre a tensão observada na simulação para cada caso e a tensão de ruptura, em porcentagem, como comparativo.

Tabela IV: Tensão máxima principal no braquete após aplicação do torque no fio.

Material	Módulo de Elasticidade [GPa]	Tensão Simulação [MPa]	Tensão de ruptura [MPa]	Comparativo Trup/Tsim [%]
Alumina Pura	370	221	300	135,7
Raio Menor	370	293	300	102,4
Raio Maior	370	235	300	127,7

No comparativo dos raios de concordância da canaleta do bráquete foi observado que a geometria do braquete comercial tem maior resistência que as outras duas geometrias propostas. A diminuição do raio provocou aumento das tensões na região da canaleta. Em contrapartida, com o aumento do raio não foi observado amenização da concentração de tensões, quando comparado à geometria original, provavelmente devido à dificuldade de posicionamento do fio dentro da canaleta mantendo as mesmas três regiões de contato (Figura IV) entre fio e bráquete.

Distribuição das tensões

A distribuição de tensões no bráquete foi semelhante para todos os casos simulados. Pode-se observar através das figuras X, XI e XII que houve concentração de tensões nos contornos internos da canaleta do braquete. Observou-se também que as maiores tensões geradas no bráquete devido à aplicação do torque utilizado no fio indicam que uma eventual falha ocorreria partindo da região da canaleta em direção à face incisal, com um ângulo de aproximadamente 30°. A região e direção da propagação desta trinca podem ser vistos na Figura XIII.

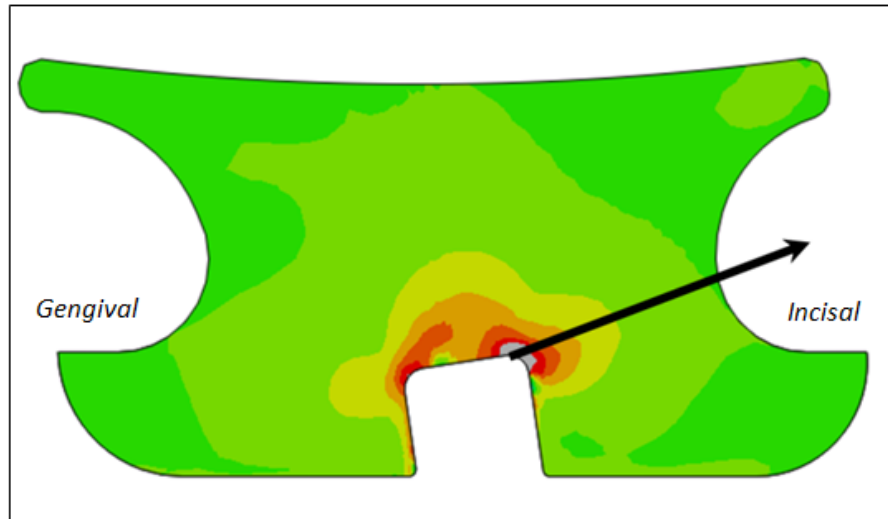


Figura XIII: Região e direção da propagação de trinca na fratura do braquete.

DISCUSSÃO

Os bráquetes são submetidos a diversas forças mecânicas durante o tratamento ortodôntico. Mas as dobras de terceira ordem acabam tendo maior chance de causar fratura nos bráquetes cerâmicos^{8,10,11,19} pois introduzem uma tensão nas aletas incisais e gengivais em sentidos opostos⁵. A utilização de bráquetes de incisivos centrais superiores para análise da resistência à fratura de bráquetes cerâmicos se deve ao fato que durante a prática ortodôntica, o torque é comumente aplicado aos dentes anteriores superiores durante e após a fase de retração⁸.

O valor de referência utilizado na simulação do presente estudo foi de 94,9N.mm (9682 g.mm) porque este foi considerado o valor máximo de resistência à fratura para um bráquete monocristalino conforme relatado por Holt, Nanda e Duncanson⁸. Ao utilizar este valor de referência pode-se avaliar se houve melhora nas propriedades mecânicas de bráquetes monocristalinos ao longo do tempo e, se o mesmo, resistiria a esse valor máximo.

No entanto, os valores da força ortodôntica necessários para realizar torque em incisivos centrais maxilares estimados por vários autores estão muito abaixo do valor de referência utilizado neste estudo. Os valores sugeridos na literatura para realização de torque em incisivos centrais superiores estão entre 1035-2373 g.mm²⁵⁻²⁹.

O valor do torque utilizado na simulação desse trabalho (9682 g.mm) foi quatro vezes maior que o maior valor (2373 g.mm) encontrado na literatura para a realização de torque em incisivos centrais superiores. Dessa forma, pode-se inferir que, clinicamente, ao realizarmos

torques dentro do padrão aceito pela literatura há uma probabilidade menor de risco de falha no bráquete cerâmico comercial testado.

O estudo de Ghosh e colaboradores³⁰ avaliou por meio do uso de modelo de elementos finitos, a distribuição de tensões geradas pela aplicação de torque palatino de raiz em um fio de aço inoxidável (.0215"x.028") em bráquetes cerâmicos mono e policristalinos. As principais tensões em todos os bráquetes analisados por esse estudo estavam concentradas ao longo de duas linhas: uma, na junção da parede gengival da canaleta com a superfície frontal do bráquete, e, a outra, na junção da parede incisal da canaleta com a base da canaleta, sendo estes os pontos de aplicação da força quando se aplica torque palatino de raiz. Conseqüentemente, nesse estudo, o estresse gerado pelo torque tendia a se concentrar na base incisal e irradiar para as aletas incisais, tornando o bráquete cerâmico mais frágil nessa região, já na aleta gengival há dissipação do estresse, diminuindo a incidência de fratura nessa área. Essa constatação vai ao encontro dos resultados apresentados pelo nosso estudo em que a linha de fratura tenderia na direção incisal e não gengival.

No presente estudo, também se observa duas linhas de concentração das maiores tensões tanto no bráquete comercial original quanto nos bráquetes com alteração dimensional da canaleta. A linha de tensão que está localizada na junção da parede incisal da canaleta com a base da canaleta é semelhante à relatada no estudo de Ghosh e colaboradores³⁰. Entretanto a outra linha que está localizada na junção da parede gengival com a base da canaleta difere da relatada por Ghosh e colaboradores³⁰ que se localiza entre a parede gengival e frontal da canaleta.

Além disso, em todos os modelos propostos neste estudo observa-se que a região da linha referente à parede incisal tem maior área e apresenta tensões com maior intensidade. Por isso, pode-se concluir que o maior estresse gerado pelo torque se concentra nas aletas incisais, confirmando a linha de fratura encontrada, que parte da região da canaleta em direção à face incisal. Já o estresse gerado pela linha encontrada na face gengival da canaleta dissipa suas tensões ao longo da aleta gengival o que não produz uma possível linha de fratura nesse local.

A análise das duas linhas de concentração das maiores tensões nos diferentes tipos de bráquetes avaliados pelo presente estudo mostra que há uma variação de intensidade e extensão destas linhas. No bráquete cujo raio de concordância foi reduzido pela metade observa-se que estas linhas estão mais concentradas nas extremidades da canaleta e com valores de tensões máximas maiores quando comparado ao bráquete comercial original. Isso provavelmente se deve a diminuição do raio de concordância, já que as arestas das canaletas

ficam mais agudas, o que aumenta e concentra as tensões geradas pelo torque nesse tipo de alteração do bráquete original.

No bráquete em que se duplicou o raio de concordância há um aumento da extensão da linha aonde ocorreram às concentrações das maiores tensões da aleta incisal. Os valores de tensão máxima nessa região também estão aumentados quando comparados ao bráquete comercial original. Já na linha de concentração das maiores tensões referente à aleta gengival observa-se uma dissipação das tensões máximas e uma descontinuidade dessa linha. Esses resultados provavelmente estão relacionados ao aumento do raio de concordância e o arredondamento das arestas da canaleta, o que causa uma dificuldade de posicionamento do fio dentro da canaleta, não conseguindo manter as mesmas três regiões de contato (Figura IV) entre o fio e o bráquete para produzir o movimento do torque.

Por terem sido reproduzidos com as propriedades mecânicas da alumina pura, tanto o bráquete comercial quanto os bráquetes com geometria da canaleta modificada possuem a mesma tensão de ruptura (300 MPa). Ao se analisar a tensão de simulação de cada bráquete observa-se que todos estão abaixo da tensão de ruptura do material, no entanto, o bráquete comercial é o que possui a menor tensão de simulação (221 MPa), resultando em um coeficiente de segurança maior em relação às demais conformações analisadas.

Os locais de fratura mais comuns em bráquetes cerâmicos são as aletas^{13,14} e a interface delas com a base do bráquete^{15,16}, já que essas regiões sofrem maior tensão quando um fio ortodôntico é inserido¹². Em relação à direção da fratura a maioria dos estudos encontrados na literatura mostra que há um predomínio de fraturas na região incisal^{8,30-33}, o que vai ao encontro com os achados do presente estudo que mostrou que a fratura ocorreria partindo da região da canaleta em direção a face incisal. No entanto, devemos ter restrições ao compararmos esses estudos já que há variações nas geometrias e materiais dos bráquetes analisados, diferentes métodos de análise ou, ainda, diferente refinamento referente ao Método de Elementos Finitos.

CONCLUSÕES

Na análise mecânica da alumina pura observou-se que apesar da tensão resultante na simulação ser elevada ela não ultrapassa a tensão de ruptura do material, o que faz esse material ter coeficiente de segurança maior do que um (1) e adequado comportamento mecânico.

Na análise das novas geometrias propostas para a canaleta do bráquete, com aumento ou diminuição do raio de concordância, foi observado que a canaleta comercial apresentou melhor desempenho por apresentar tensões menores na região de maior concentração das tensões máximas principais.

Observou-se também que as maiores tensões geradas no bráquete devido à aplicação do torque no fio metálico indicam que uma eventual fratura ocorreria preferencialmente partindo da região da canaleta em direção à face incisal, com um ângulo de aproximadamente 30°.

REFERÊNCIAS

1. Habibi M, Nikt H, Hooshmand T. Comparasion of debonding characteristcs of metal and ceramic orthodontc brackets to enamel: An in-vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007;132:675-679.
2. Baccetti T, Franchi L, Camporesi M. Forces in the presence of ceramic versus stainless steel brackets with unconventional vs conventional ligatures. *Angle Orthod.* 2008;78:120-124.
3. Sobreira CR, Loriato LV, Oliveira DD. Bráquetes estéticos: Características e Comportamento Clínico. *Rev Clín Ortodon Dental Press.* 2007;6:94-102.
4. Karamouzos A, Athanasiou AE, Papadopoulos MA. Clinical characteristics and properties of ceramic brackets: A comprehensive review. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1997;112:34-40.
5. Swartz ML. Ceramic brackets. *J Clin Orthod.* 1988;22:82-88.
6. Viazis AD, Chabot KA, Kucheria CS. Scanning electron microscope (SEM) evaluation of clinical failures of single crystal ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1993;103:537-544.
7. Scott GE. Fracture toughness and surface cracks-the key to understanding ceramic brackets. *Angle Orthod.* 1988;1:5-8.
8. Holt MH, Nanda RS, Duncanson MG. Fracture resistance of ceramic brackets during arch wire torsion. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1991;99:287-293.
9. Olsen ME, Bishara SE, Jakonsen JR. Evaluation of the shear bond strength of different ceramic bracket base designs. *Angle Orthod.* 1997;67:179-182.
10. Johnson G, Walker MP, Kula K. Fracture strength of ceramic bracket tie wings subjected to tension. *Angle Orthod.* 2005;75:95-100.

11. Carter RN. Clinical management of ceramic brackets. *J Clin Orthod.* 1989;23:807-809.
12. Bishara SE, Fehr DE. Ceramic brackets: Something old, something new, a review. *Sem Orthod.* 1997;3:178-188.
13. Gkantidis N, Zinelis S, Karamolegkou M, Eliades T, Topouzelis N. Comparative assessment of clinical performance of esthetic bracket materials. *Angle Orthod.* 2012;82:691–697.
14. Eliades T, Bourauel C. Intraoral aging of orthodontic materials: the picture we miss and its clinical relevance. *Am J Orthod Dentof Orthop.* 2005; 127:403–412.
15. Higg WA, Lucksanasombool P, Higgs RJ, Swain MV. Evaluating acrylic and glass-ionomer cement strength using the biaxial flexure test. 2001;22:1583–1590.
16. Matsui S, Umezaki E, Komazawa D, Otsuka Y, Suda N. Evaluation of mechanical properties of esthetic brackets. *J Dent Biomec.* 2015; 6:1758736015574401.
17. Rhodes RK, Duncanson MG, Nanda RS, Currier GF. Fracture strengths of ceramic brackets subjected to mesial-distal archwire tipping forces. *Angle Orthod.* 1992;62:67-76.
18. Gunn S, Powers JM. Strength of ceramic brackets in shear and torsion tests. *J Clin Orthod.* 1991;25:355-358.
19. Lindaner SJ, Macon RC, Browning H, Rubenstein LK, Isaacson RJ. Ceramic bracket fracture resistance to second-order arch wire activations. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1994;106:482-6.
20. Cattaneo PM, Dalstra M, Melsen B. The finite element method: a tool to study orthodontic tooth movement. *J Dent Res.* 2005;84:428–433.
21. Bourauel C, Keilig L, Rahimi A, Reimann S, Ziegler A, Jäger A. Computer-aided analysis of the biomechanics of tooth movements. *Int J Comput Dent.* 2007;10:25–40.
22. Chaudhry A, Sidhu MS, Chaudhary G, Grover S, Chaudhry N, Kaushikf A. Evaluation of stress changes in the mandible with a fixed functional appliance: A finite element study. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2015;147:226-233.
23. <http://www.matweb.com/search/datasheet.aspx?MatGUID=c8c56ad547ae4cfabad15977bfb537f1&ckck=1>, acessado em 13/12/2013.
24. Ajith G, Gowda AR, Shivaprakash S, Dmello K, Kamble SS. An in vitro comparison of resistance to second and third order archwire activations of three different varieties of esthetic brackets. *Indian J Dent Res.* 2013;24:701-707.
25. Reitan K. Some factors determining the evaluation of forces in orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1957;43:32-45.
26. Newman GV. A biomechanical analysis of the Begg light arch wire technique. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1963;49:721-740.

27. Neuger RL. The measurement and analysis of moments applied by a light wire torquing auxiliary and how these moments change magnitude with respect to various changes in configuration and application. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1967;53:492-543.
28. Wainwright WM. Faciolingual tooth movement: its influence on the root and cortical plate. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1973;64:278-302.
29. Hammond M, Rock W. Forces produced by auxiliary torquing springs in the Begg technique. *Br Dent J.* 1991;18:219-223.
30. Ghosh J, Nanda RS, Duncanson MG, Currier GF. Ceramic bracket design: an analysis using the finite element method. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1995;108:575-582.
31. Alrejaye N, Poberb R, Giordano R. Torsional strength of computer-aided design/computer-aided manufacturing-fabricated esthetic orthodontic bracket. *Angle Orthod.* 2016;1-6.
32. Aknin PC, Nanda RS, Duncanson MG, Currier GF, Sinha PK. Fracture strength of ceramic brackets during arch wire torsion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1996;109:22-27.
33. Nishio C, Mendes AD, Almeida MD, Tanaka E, Tanne K, Elias CN. Evaluation of esthetic bracket resistance to torsional forces from the archwire. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009;135:42-48.

4. CONSIDERAÇÕES FINAIS

O objetivo desse trabalho foi analisar, por meio do método de elementos finitos, a melhor geometria da canaleta para a construção de um bráquete com maior resistência mecânica, a fim de minimizar a ocorrência de falhas por dobras de terceira ordem.

Dessa forma, na análise mecânica da alumina pura observou-se que apesar da tensão resultante na simulação ser alta ela não ultrapassa a tensão de ruptura do material, o que faz esse material ter coeficiente de segurança maior do que um (1) e adequado comportamento mecânico. Na análise das novas geometrias propostas para a canaleta do bráquete, com aumento ou diminuição do raio de concordância, foi observado que a canaleta comercial apresentou melhor desempenho por obter tensões menores na região de maior concentração das tensões máximas principais. Concluiu-se também que as maiores tensões geradas no bráquete devido à aplicação do torque no fio metálico indicam que uma eventual fratura ocorreria preferencialmente partindo da região da canaleta em direção à face incisal, com um ângulo de aproximadamente 30°.

Portanto, os resultados indicam que o bráquete comercial analisado apresentou comportamento mecânico adequado frente às tensões geradas pelo torque. Além disso, a canaleta original desse bráquete apresentou melhor desempenho do que as geometrias propostas. Concluímos com esse estudo que quando o ortodontista realiza torques na intensidade proposta pela literatura o bráquete *Radiance*® não parece sofrer fraturas com as tensões geradas.

REFERÊNCIA

- ALGERA, T. J.; FEILZER, A. J.; PRAHL-ANDERSEN, B.; KLEVERLAAN, C. J. A comparison of finite element analysis with in vitro bond strength tests of the bracket-cement-enamel system. **Eur. J. Orthod.**, v. 33, n. 6, p. 608–612, dec. 2011.
- BACCETTI, T.; FRANCHI, L.; CAMPORESI, M. Forces in the presence of ceramic versus stainless steel brackets with unconventional vs conventional ligatures. **Angle Orthod.**, Appleton, v. 78, n. 1, p. 120-124, jan. 2008.
- BISHARA, S. E.; FEHR, D. E. Ceramic brackets: Something old, something new, a review. **Sem. Orthod.**, Philadelphia, v. 3, n. 3, p. 178-188, Sep. 1997.
- BOURAUUEL, C.; KEILIG, L.; RAHIMI, A.; REIMANN, S.; ZIEGLER, A.; JAGER, A. Computer-aided analysis of the biomechanics of tooth movements. **Int. J. Comput. Dent.**, v. 10, n. 1, p. 25–40, jan. 2007.
- CARTER, R. N. Clinical mangement of ceramic brackets. **J. Clin. Orthod.**, Chicago, v. 23, n. 12, p. 807-809, dec. 1989.
- CATTANEO, P. M.; DALSTRA, M.; MELSEN, B. The finite element method: a tool to study orthodontic tooth movement. **J. Dent. Res.**, v. 84, n. 5, p. 428–433, may. 2005.
- CHATZIGIANNI, A.; KEILIG, L.; DUSCHNER, H.; GOTZ, H.; ELIADES, T.; BOURAUUEL, C. Comparative analysis of numerical and experimental data of orthodontic mini-implants. **Eur. J. Orthod.**, v. 33, n. 5, p. 468–475, oct. 2011.
- CHAUDHRY, A.; SIDHU, M. S.; CHAUDHARY, G.; GROVER, S.; CHAUDHRY, N.; KAUSHIKF, A. Evaluation of stress changes in the mandible with a fixed functional appliance: A finite element study. **Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.**, St. Louis, v. 147, n. 2, p. 226-33, feb. 2015.
- ELIADES, T.; BOURAUUEL, C. Intraoral aging of orthodontic materials: the picture we miss and its clinical relevance. **Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.**, St. Louis, v. 127, n. 4, p. 403–412, apr. 2005.
- GKANTIDIS, N.; ZINELIS, S.; KARAMOLEGKOU, M.; ELIADES, T.; TOPOUZELIS, N. Comparative assessment of clinical performance of esthetic bracket materials. **Angle Orthod.**, Appleton, v. 82, n. 4, p. 691–697, jul. 2012.
- GUNN, S.; POWERS, J. M. Strength of ceramic brackets in shear and torsion tests. **J. Clin. Orthod.**, v. 25, n. 6, p. 355-358, jun. 1991.
- HABIBI, M.; NIKT, H.; HOOSHMAND, T. Comparasion of debonding characteristics of metal and ceramic orthodontc brackets to enamel: An in-vitro study. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v. 132, n. 5, p. 675-679, nov. 2007.

- HIGG, W. A.; LUCKSANASOMBOOL, P.; HIGGS, R. J.; SWAIN, M. V. Evaluating acrylic and glass-ionomer cement strength using the biaxial flexure test. **Biomaterials**, v. 22, p. 12, p. 1583-1590, jun. 2001.
- HIOKI, M.; SHIN-YA, A.; NAKAHARA, R.; VALLITTU, P.K.; NAKASONE, Y.; SHIN-YA, A. Shear bond strength and FEM of a resin-modified glass ionomer cement--effects of tooth enamel shape and orthodontic bracket base configuration. **Dent. Mater. J.**, v.26, n.5 , p. 700–707, sep. 2007
- HOLBERG C.; RUDZKI-JANSON, I.; WICHELHAUS, A.; WINTERHALDER, P. Periodontal ligament strain induced by different orthodontic bracket removal techniques: nonlinear finite-element comparison study. **J. Orof. Orthop.**, v. 75, n.4 , p. 287–298, jul. 2014.
- HOLT, M. H.; NANDA R. S.; DUNCANSON M. G. Fracture resistance of ceramic brackets during arch wire torsion. **Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.**, St. Louis, v. 99, n. 4, p. 287-293, april. 1991.
- HUANG, Y.; KEILIG, L.; RAHIMI, A.; REIMANN, S.; ELIADES, T.; JAGER, A.; BOURAUUEL, C. Numeric modeling of torque capabilities of self-ligating and conventional brackets. **Am. J. Orthod. Dentof. Orthop.**, St. Louis, v. 136, n. 5, p. 638–643, nov. 2009.
- HUANG, Y.; KEILIG, L.; RAHIMI, A.; REIMANN S.,BOURAUUEL, C. Torque capabilities of self-ligating and conventional brackets under the effect of bracket width and free wire length. **Orthod. Craniofac. Res.**, v. 15, n. 4, p. 255–262, nov. 2012.
- HUISKES, R.; CHAO, E.Y. A survey of finite element analysis in orthopedic biomechanics: the first decade. **J. Biomech.**, v. 16, n.6 , p. 385–409. 1983.
- JAHANBIN, A.; ABTAHI, M.; HERAVI, F.; HOSEINI, M.; SHAFAEI, H. Analysis of different positions of fiber-reinforced composite retainers versus multistrand wire retainers using the finite element method. **Int. J. Biomater.**, oct. 2014.
- JOHNSON, G.; WALKER, M. P.; KULA, K. Fracture strength of ceramic bracket tie wings subjected to tension. **Angle Orthod.** Appleton. v. 75, n. 1, p. 95-100, jan. 2005.
- KARAMOUZOS, A.; ATHANASIOU, A. E.; PEPADOPOULOS, M. A. Clinical characteristics and properties of ceramic brackets: A comprehensive review. **Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.**, St. Louis, v. 112, n. 1, p.34-40, jul. 1997.
- KETTENBEIL, A.; REIMANN, S.; REICHERT, C.; KEILIG, L.; JAGER, A.; Bourauel C. Numerical simulation and biomechanical analysis of an orthodontically treated periodontally damaged dentition. **J. Orof. Orthop.**, v. 74, n. 6, p. 480–493, nov. 2013.
- LARGURA, L. Z.; ARGENTA, M. A.; SAKIMA, M. T.; CAMARGO, E. S.; GUARIZAFILHO, O.; TANAKA, O. M. Bone stress and strain after use of a miniplate for molar protraction and uprighting: a 3-dimensional finite element analysis. **Am. J. Orthod. Dentof. Orthop.**, St. Louis, v.146, n. 2, p. 198–206, aug. 2014.

LINDANER, S. J.; MACON, R. C.; BROWNING, H.; RUBENSTEIN, L. K., ISAACSON, R. J. Ceramic bracket fracture resistance to second-order arch wire activations. **Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.**, St. Louis, v. 106, n. 5, p. 482-486, nov.1994.

MATSUI, S.; UMEZAKI, E.; KOMAZAWA, D.; OTSUKA, Y.; SUDA, N. Evaluation of mechanical properties of esthetic brackets. **J. Dent. Biomech.**, v. 26, n. 6, feb..2015.

MILHEIRO, A.; JAGER N. D.; FEILZER, A. J.; KLEVERLAAN, C. J. In vitro debonding of orthodontic retainers analyzed with finite element analysis. **Eur. J. Orthod.**, v.37, n. 5, p. 491-496, oct. 2014.

MOSS, M. L. Finite element method modeling of craniofacial growth. **Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.**, St. Louis, v. 87, n. 6, p. 453-472, jun. 1985.

OLSEN, M. E.; BISHARA, S. E.; JAKOBSEN, J. R. Evaluation of the shear bond strength of different ceramic bracket base designs. **Angle Orthod.**, Appleton. v. 67, n. 3, p. 179-82, april. 1997.

REIMANN, S.; KEILIG, L.; JAGER, A.; BOURAUUEL, C. Biomechanical finite-element investigation of the position of the centre of resistance of the upper incisors. **Eur. J. Orthod.**, v. 29, n. 3, p. 219–224, feb. 2007

REIMANN, S.; KEILIG, L.; JAGER, A.; BROSH, T.; SHPINKO, Y.; VARDIMON, A. D.; BOURAUUEL, C. Numerical and clinical study of the biomechanical behaviour of teeth under orthodontic loading using a headgear appliance. **Med. Eng. Phys.**, v. 31, n. 5, p. 539–546, jun. 2009.

REN, Y.; Maltha, J. C.; Kuijpers-Jagtman, A. M. Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: a systematic literature review. **Angle Orthod.**, Appleton, v. 73, n. 1, p. 86-92, jan. 2003.

RHODES, R. K; DUNCANSON, M. G.; NANDA R. S.; CURRIER, G. F. Fracture strengths of ceramic brackets subjected to mesial-distal archwire tipping forces. **Angle Orthod.**, Appleton, v. 62, n. 1, p. 67-76, may. 1992.

SANCHEZ, D. J.; WALKER, M. P.; KULA, K.; WILIAMS, K. B., EICK, J. D. Fluoride prophylactic agents effect on ceramic bracket tie-wing fracture strength. **Angle Orthod.**, Appleton, v. 78, n. 3, p. 524-530, may. 2008.

SCOTT, G. E. Fracture toughness and surface cracks--the key to understanding ceramic brackets. **Angle Orthod.**, Appleton, v. 58, n. 1, p. 5-8, jan. 1988.

SOBREIRA, C. R.; LORIATO, L. V.; OLIVEIRA, D. D. Bráquetes estéticos: Características e Comportamento Clínico. **Rev. Clín. Ortodon. Dental Press.**, Maringá, v. 6, n. 1, p. 94 – 102, fev./mar. 2007.

STAHL, E.; KEILIG, L.; ABDELGADER, I.; JAGER, A.; BOURAUUEL, C. Numerical analyses of biomechanical behavior of various orthodontic anchorage implants. **J. Orof. Orthop.**, v. 70, n. 2, p. 115–127, nov. 2009.

SWARTZ, M. L. Ceramic brackets. **J. Clin. Orthod.**, Chicago, v. 22, n. 2, p. 82-88, feb. 1988.

TOMINAGA, J. Y.; CHIANG, P. C.; OZAKI, H.; TANAKA, M.; KOGA, Y.; BOURAUUEL, C.; YOSHIDA, N. Effect of play between bracket and archwire on anterior tooth movement in sliding mechanics: a three-dimensional finite element study. **J. Dent. Biomech.**, v. 3, oct. 2012.

TOMINAGA, J. Y.; OZAKI, H.; CHIANG, P. C.; SUMI, M.; TANAKA, M.; KOGA, Y.; BOURAUUEL, C.; YOSHIDA, N. Effect of bracket slot and archwire dimensions on anterior tooth movement during space closure in sliding mechanics: a 3-dimensional finite element study. **Am. J. Orthod. Dentof. Orthop.**, St. Louis, v. 146, n. 2, p. 166–174, aug. 2014.

VIANA, C. P; MAZZIEIRO, E. T; JÚNIOR, J. L. The influence of the variation of the bracket base curvature in a bonded orthodontic attachment submitted by different load cases using the finite element method. **Rev. Clín. Ortodon. Dental Press.**, Maringá, v. 10, n. 3, p. 75-86, mai/jun. 2005.

VIAZIS, A. D.; CHABOT K. A.; KUCHERIA C. S. Scanning electron microscope (SEM) evaluation of clinical failures of single crystal ceramic brackets. **Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.**, St. Louis, v. 103, n. 6, p. 537-44, jun. 1993.

VIECILLI, R. F.; BUDIMAN, A.; BURSTONE, C. J. Axes of resistance for tooth movement: does the center of resistance exist in 3-dimensional space? **Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.**, St. Louis, v. 143, n. 2, p. 163–172, feb. 2013.

ANEXO A – Orientações de formatação para publicação na revista Angle Orthodontist

Information for Contributors

Please be aware that *The Angle Orthodontist* participates in the CrossCheck™ initiative and that all submissions are subject to screening with iThenticate software to detect plagiarism.

Please organize and enter your Original Article manuscript using the following headings (Case reports and other types of articles may vary):

COVER LETTER - Must contain the following:

Copyright Releases - The following written statement, signed by one of the authors and acting on behalf of all of the authors, must accompany all manuscripts:

"The undersigned author transfers all copyright ownership of the manuscript (fill in the title of your manuscript) to *The Angle Orthodontist* in the event the work is published. The undersigned author warrants that the article is original, is not under consideration for publication by another journal and has not been previously published. I sign for and accept responsibility for releasing this material on behalf of any and all coauthors."

Direct quotations, tables or images that have appeared elsewhere in copyrighted material must be accompanied by a signed release from the copyright owner. Complete information identifying the source of the material is required.

Patient Releases - A signed release must be obtained for all images that contain identifiable patients or human subjects. These releases must be retained indefinitely by the Corresponding Author. A cover letter must be submitted with the manuscript attesting to the fact that all applicable patient releases were obtained and are on file with the Corresponding Author.

Each release statement must be on a separate page, include the manuscript title, all authors' names and contain a copy of the following statement signed by the patient:

"I hereby grant all rights to publish photographs or other images of me in the above manuscript where I appear as a patient or subject without payment of any kind. I have been informed that any images of me that do appear may be modified."

- **ARTICLE FILE**

Articles must be original and written in clear English. The total article file must be entered as one document and must contain the Title, Abstract, Text References and Figure Legends. The article file must not exceed a maximum of 3500 words. To determine the number of words in your document, go to the toolbar, click on tools and then click on word count.

For Systematic Reviews, use the PRISMA statement for uniformity in reporting

format: (<http://www.prisma-statement.org/2.1.2%20-%20PRISMA%202009%20Checklist.pdf>). Follow the proposed structure and subheadings whenever possible. The article file for systematic reviews must not exceed a maximum of 4000 words.

For Letters to the Editor, the article file must not exceed a maximum of 250 words.

Please enter only the following items in the article file:

- **Title** of the manuscript
- **Abstract** - *The Angle Orthodontist* is using a structured abstract which must be limited to 250 words. The abstract should conform to the following outline and not contain an introduction, literature review or discussion.

ABSTRACT

Objective: List the specific goal(s) of the research.

Materials and Methods: Briefly describe the procedures you used to accomplish this work. Leave the small details for the manuscript itself.

Results: Identify the results that were found as a result of this study.

Conclusion: List the specific conclusion(s) that can be drawn based on the results of this study.

- **Manuscript text** - Please remove all references to the author's identity or institutions as manuscripts are peer reviewed anonymously. An original article text will contain the following in order:

INTRODUCTION - This section states the purpose of the research and includes a brief summary of the literature describing the current state of the field.

MATERIALS AND METHODS - This section states exactly what was done and should enable a reader to replicate the work. Materials or methods described elsewhere in the literature can be referenced without repeating these details. Identify teeth using the full name of the tooth or the FDI annotation. If human subjects or animals were involved in the work, this section must contain a statement that the rights of the human or animal subjects were protected and approval was obtained from an identified institutional review board, or its equivalent.

RESULTS - This section should describe the objective findings without any comment on their significance or relative importance. Cite all tables and figures in sequential order in the text.

DISCUSSION - Only this section allows you freedom to interpret your data and to give your opinion of the value of your findings relative to previous work. All opinions must be limited to this section.

CONCLUSION - This section states what conclusions can be drawn specifically from the research reported. Bullet points are preferred. Do not repeat material from other sections..

REFERENCES - References cited must refer to published material. Number references consecutively in order of their appearance in the manuscript using superscript and Arabic numerals. References to "personal communication" or unpublished theses are not acceptable. The style and punctuation of references should strictly conform to *American Medical Association Manual of Style: A Guide for Authors and Editors*, 9th ed (Baltimore, Md: Williams & Wilkins; 1998). Consult previous issues of *The Angle Orthodontist* for guidance (Available at <http://www.angle.org>).

FIGURE LEGENDS - All figures must be numbered sequentially in the manuscript and a legend for each figure must appear in this section.

- **TABLE FILES**

Each table must be in WORD or EXCEL format and entered as a separate file. Each table must have its own legend accompanying it, numbered with Arabic numerals and sequentially referred to in the text. All abbreviations used in the table must be defined in a footnote. Use * $P=0.05$; ** $P=0.01$; *** $P=0.001$; **** $P=0.0001$ as needed. Tables cannot be in pictorial or image formats. Pictorial or image formats are figures and must be entered as figures.

- **FIGURE FILES**

Each figure must be of sufficient resolution for high quality publication usually in TIFF or EPS format. All images need to be at 300 DPI when the figure is of the size to be used in publication.

If you enter a large image at 300 DPI and reduce it to a much smaller size for publication, this will increase the DPI and the image will be very heavy and slow to open electronically. If you enter a small image (such as a 35 mm picture) and plan to enlarge it for publication, it needs to be entered at more than 300 DPI since enlargement will only reduce the resolution.

Figures in WORD or presentation software such as PowerPoint, Corel Draw or Harvard Graphics do not contain sufficient resolution for publication and will not be accepted. Authors will be charged for publication of figures in color.

- **ACKNOWLEDGEMENTS**

If this research was funded or supported by a commercial firm or other outside entities, please provide their name and location. If an author(s) receives funding or support from a commercial firm or other outside entity related to this research, it also should be revealed here.

Manuscript Review

After you have entered your manuscript, you will receive automated responses from the system as the manuscript is processed. You may also follow the progress of your manuscript via the web site and your own password you created when you first entered the system.

Your manuscript will be peer reviewed and the reviewers' comments will be sent to you. Please allow adequate time for this process. Our automated system is instantaneous, but the reviewers are busy people who donate their expertise and time.

A manuscript returned to an author with suggested revisions must be returned within 3 months. Revised manuscripts returned after this time will be considered new submissions.

After the revisions are complete, the editor will submit the manuscript to the printer and an electronic copy of your galley proof will be sent to you for corrections and final approval. Expect the figures in the galley proof to be of low resolution for ease of transmission. The final publication will contain your high quality figures.

Reprints

Reprints are available through special order for a nominal charge. Your galley copy will contain an order form for you to request any reprints desired. When you complete this application, return it directly to the printer. Reprints are not sent out or billed to you until the printed copy of you article is mailed out.

General Information

The E. H. Angle Education and Research Foundation invites manuscripts concerning the dental and craniofacial complex. Original research, clinical observations and review articles as well as guest editorials, letters to the editor and case reports are welcome.

Articles are peer reviewed through a double-blind process and are subject to editorial revision. Statements and opinions expressed in articles are not necessarily those of the editor or publisher. The editor and the publisher disclaim any responsibility or liability for such material.