

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO – NÍVEL ESPECIALIZAÇÃO

ANÁLISE COMPARATIVA DA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES EM  
BRÁQUETES METÁLICOS DE BASE RETA E CÔNCAVA UTILIZANDO  
MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS

LAURA MAYUMI VERGARA SASADA  
CARLOS ALBERTO MUNDSTOCK  
ÉRIKA DE OLIVEIRA DIAS DE MACÊDO

Porto Alegre

2018

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL  
FACULDADE DE ODONTOLOGIA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO - NÍVEL ESPECIALIZAÇÃO

LAURA MAYUMI VERGARA SASADA

ANÁLISE COMPARATIVA DA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES EM  
BRÁQUETES METÁLICOS DE BASE RETA E CÔNCAVA UTILIZANDO  
MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS

Trabalho de conclusão apresentado ao  
Curso de Especialização em Ortodontia  
da Faculdade de Odontologia da  
Universidade Federal do Rio Grande do  
Sul como requisito parcial à obtenção do  
título de especialista em Ortodontia.

Prof. Orientador: Dr. Carlos Alberto Mundstock

Profa. Co-orientadora: Dra. Érika de Oliveira Dias de  
Macêdo

Porto Alegre

2018

## **AGRADECIMENTOS**

Primeiramente aos meus pais, Luiz e Isabel, pelo amor, dedicação, paciência e apoio que sempre me deram. Pela educação e pelas oportunidades que me proporcionaram. Jamais estaria onde estou sem o esforço deles.

Ao meu orientador, Prof. Mundstock, e co-orientadora, Prof<sup>a</sup> Erika, agradeço pelo esforço e pelo aprendizado, que foi além do presente trabalho. Agradeço pelas manhãs de typodont e clínica que foram mais leves graças à presença de vocês.

Aos demais professores do curso de especialização, responsáveis pelo meu crescimento, muito obrigada por construírem a ortodontia dentro de mim.

Agradeço, também, ao LAMEF (Laboratório de Metalurgia Física da Faculdade de Engenharia da UFRGS), em especial aos profissionais que fizeram possível essa ponte entre a odontologia e a engenharia. Marcelo, Otávio e Natan, muito obrigada pela dedicação e, principalmente, por me acolherem numa área tão distante à minha.

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO.....</b>	<b>5</b>
<b>2</b>	<b>OBJETIVOS.....</b>	<b>7</b>
<b>3</b>	<b>METODOLOGIA.....</b>	<b>8</b>
<b>4</b>	<b>RESULTADOS.....</b>	<b>11</b>
	4.1 GEOMETRIA DO BRÁQUETE.....	11
	4.2 ANÁLISE E HOMOGENEIDADE DA DISTRIBUIÇÃO DA TENSÃO.....	12
	4.3 ADESIVO.....	12
	4.4 DEFORMAÇÃO PLÁSTICA DO ADESIVO.....	14
<b>5</b>	<b>DISCUSSÃO.....</b>	<b>15</b>
<b>6</b>	<b>CONCLUSÃO.....</b>	<b>18</b>
	REFERÊNCIAS.....	19
	ANEXO 1.....	20

## RESUMO

A adesão dente-acessório deve ser capaz de suportar as cargas aplicadas para obter sucesso no tratamento ortodôntico. No entanto, algumas variáveis podem influenciar essa adesão. Dentre elas a caracterização do material e geometria do bráquete parecem ter relevância no comportamento adesivo. Forças de cisalhamento incidem mais frequentemente sobre os bráquetes e exigem adequada adesão para evitar descolagens, cuja prevalência varia entre 3,5 e 23%. Possíveis razões para falhas são descritas como traumas, infiltração de saliva, características do esmalte e da face do dente. O objetivo do presente estudo foi realizar uma análise qualitativa e comparativa entre as distribuições de tensões globais devido à aplicação de cargas de cisalhamento em bráquetes metálicos, de base reta e côncava, por meio da análise via método de elementos finitos (MEF). Na modelagem dos dois casos a face de contato entre o adesivo e o dente foi engastada, simulando a rigidez do dente frente ao adesivo, bem como a adesão total entre o adesivo e o dente. Foi considerado, também, o deslocamento relativo nulo entre os nós das faces de contato entre o adesivo e o bráquete, representando adesão total. Em seguida, o conjunto foi submetido à uma força cisalhante, de mesmo módulo e em sentidos opostos devido ao posicionamento dos mesmos no arco dentário. Como resultado, foi observado que as tensões obtidas no bráquete do incisivo central foram 74% maiores que no bráquete do pré-molar. As tensões no adesivo também foram maiores no modelo referente ao incisivo central, sendo 46% maiores em relação ao resultado obtido no modelo referente ao pré-molar. Além disso, foi observada uma variação no padrão de distribuição das tensões entre os dois modelos estudados, indicando a influência da geometria do bráquete no padrão de distribuição de tensão, e por tanto, na adesão. Conclui-se, de forma qualitativa, através do presente estudo, que a geometria do bráquete do pré-molar influencia menos na indução de falha do que a geometria do bráquete do incisivo central, considerando a aplicação de carregamento cisalhante.

**Palavras-chave:** Ortodontia. Bioengenharia. Bráquetes metálicos. Força de cisalhamento. Distribuição de tensões.

## ABSTRACT

The tooth-accessory adhesion must be able to withstand the applied load to be successful in orthodontic treatment. However, variables may influence this adherence. Among them, the material properties and geometry of the bracket seems to have relevance in the adhesive behavior. Shear forces occur more frequently on brackets and require adequate adhesion to avoid take-offs, which the prevalence varies between 3.5 and 23%. Possible reasons for failures are described as traumas, saliva infiltration, and characterization of the enamel and the face of the tooth. This study aim is to perform a qualitative and comparative analysis between the global stress distributions due to application of shear loads in metallic brackets, with a straight and concave base, through finite element method (FEM) analysis. In the modeling of both cases the face of contact between adhesive and tooth was set, simulating the stiffness against the adhesive, as well as the total adhesion between the adhesive and the tooth. It was also considered the null relative displacement between the nodes of the contact faces between adhesive and bracket, representing total adhesion. Then, the model was set with the same modulus of shear load, in opposite directions due to the positioning of them in the dental arch. As a result, it was observed that the tensions obtained in the central incisor bracket were 74% higher than in the premolar bracket. The tensions in the adhesive were also higher in the model referring to the central incisor, being 46% larger in relation to the premolar. In addition, a variation in the stress distribution pattern between the two models was observed, indicating the influence of the bracket geometry on the distribution pattern, and therefore, the adhesion. It is concluded, qualitatively, through the present study, that the geometry of the premolar bracket influences less the induction of failure than the geometry of the bracket of the central incisor, considering the application of shear loading

**Key-words:** Orthodontics. Bioengineering. Metal bracket. Shear force. Stress distribution.

## LISTA DE FIGURAS E ANEXOS

Figura 1: Bráquetes com base curva e reta, com adesivo.....	9
Figura 2: Modelo 3D com sinalização de engaste e carga.....	9
Figura 3: Distribuição da tensão no bráquete de base reta.....	11
Figura 4: Distribuição da tensão no bráquete de base curva.....	11
Figura 5: Comparativo da distribuição de carga entre as amostras.....	12
Figura 6: Distribuição da tensão no adesivo do incisivo central.....	13
Figura 7: Distribuição da tensão no adesivo do pré-molar.....	13
Figura 8: Comparativo da distribuição de carga entre as amostras.....	13
ANEXO 1.....	21

## 1 INTRODUÇÃO

As técnicas de colagem se desenvolveram na ortodontia, dispensando o uso de bandas em parte dos tratamentos. A efetividade do bráquete colado em transferir as forças desejadas depende da ligação entre o acessório e o dente (SMITH; MAIJER, 1983), que não se ligam através da adesão química, mas mecânica, logo, estudos focam na melhora dessa adesão micromecânica. (SMITH ; MAIJER, 1983, SHYAGALI, et al. 2012). Assim, para o sucesso do tratamento ortodôntico é importante que a adesão entre o bráquete e o dente seja capaz de suportar as cargas aplicadas, necessárias para a movimentação dentária. No entanto, muitas variáveis podem influenciar essa adesão. Uma destas é a influência da caracterização estrutural e morfológica dos braquetes, que interfere nos valores de resistência de união ao dente. Desse modo, pode-se ter bases com diferentes graus de retentividade. As forças no sentido ocluso-gengival, ou forças de cisalhamento, são as que mais incidem sobre os acessórios ortodônticos, exigindo adequada adesão para que não ocorram falhas clínicas. (PARK et al., 2005)

A magnitude e distribuição de tensões no conjunto dente-adesivo-bráquete determina a qualidade do acessório.(SHIYAGALI et al., 2012). Além das características de superfície dos bráquetes, os procedimentos de colagem em superfícies de esmalte, apesar de bem embasados na literatura, podem interferir na resistência de união. (VIJAYAKUMAR et al., 2014).

A prevalência do descolamento de bráquetes varia entre 3,5 e 23%. (ATASHI; SHAHAMFAR, 2013). Segundo Vijayakumar et al. (2014), no comparativo entre colagem direta e indireta, não há diferença clinicamente significativa em relação às falhas. A falha com colagem direta foi de 10,5%, enquanto na técnica indireta foi de 8,8%, sendo ambos resultados aceitáveis clinicamente. Já Shimizu et al. (2012) afirma que bráquetes colados utilizando a técnica direta são mais resistentes a forças de cisalhamento.

Segundo Vijayakumar et al. (2014), no procedimento de colagem direta houve maior número de falhas em incisivos inferiores, enquanto no procedimento de colagem indireta o maior número de falhas ocorreu em segundos pré-molares inferiores. Algumas das razões para explicar essa



variação entre os diferentes grupos de dentes são os traumas na região anterior, além de fatores como infiltração de saliva, espessura da camada de adesivo, características dos prismas de esmalte ou a curvatura da face vestibular do pré-molar inferior.

Com intuito de melhorar a resistência dos acessórios ortodônticos ao dente, diversos tipos de base de bráquete têm sido testados. Dentre os vários tipos de base existentes, podem ser citadas as bases com malha fina, grossa, totalmente fundidas ou usinadas e com sulcos retentivos.(PARK et al., 2005) Segundo Dolci et al. (2013) e Park et al. (2005), o braquete cuja base possui pinos retentivos tem maior resistência ao cisalhamento da colagem quando comparado a bráquetes de base em malha e sulcos retentivos, porém não foi uma diferença estatisticamente significativa. Além disso, o tipo de sistema adesivo também pode influenciar a adesão. (TURK et al., 2008)

No entanto, a maioria dos materiais de colagem na ortodontia são testados somente *in vitro*, ou seja, em condições ideais, não caracterizando a situação real. (ROMANO et al., 2012; TURK et al., 2008). Em estudo *in vivo*, houve maior número de falhas na região posterior que anterior. Os dentes que apresentaram mais falhas foram os pré-molares, totalizando 90% das falhas. (ROMANO et al., 2012). Segundo Atashi e Shahamfar (2013), os segundos pré-molares inferiores são os dentes com maior incidência de falha. Outro fator que pode comprometer o sucesso da colagem, quando avaliado *in vivo*, é o tipo de maloclusão. Pacientes com mordida profunda tendem a apresentar maior número de falhas na colagem de bráquetes. (ATASHI; SHAHAMFAR, 2013).

Desse modo, entender os diferentes fatores que podem influenciar o sucesso da colagem é de grande importância para que um maior número de variáveis sejam controladas no processo de colagem em ortodontia. Assim, o objetivo principal deste estudo consiste em avaliar como ocorrem as distribuições de tensões nas diferentes combinações de geometria braquete/dente em função da presença ou não de convexidade dentária, considerando forças no sentido ocluso-gengival.

## **2 OBJETIVOS**

O objetivo do presente estudo foi realizar uma análise qualitativa através do comparativo entre as distribuições de tensões globais geradas pela aplicação de forças de cisalhamento em bráquetes metálicos de base reta e côncava, utilizando modelagem via método de elementos finitos.

### 3 METODOLOGIA

O estudo foi realizado no setor de Ortodontia da Faculdade de Odontologia da UFRGS em parceria com o Laboratório de Metalurgia Física da Faculdade de Engenharia da UFRGS. O projeto de pesquisa foi aprovado na COMPESQ sob o n° 34710. Para confecção dos modelos foram utilizados como referência os bráquetes comerciais da American Orthodontics®. Foram elaborados modelos em plataforma CAD (projeto assistido por computador) dos bráquetes do incisivo central superior esquerdo e do segundo pré-molar inferior esquerdo (dentes 21 e 35), ambos de prescrição Roth. As dimensões dos bráquetes foram medidas através do uso de uma lupa computadorizada de precisão da marca Zeiss, modelo Stemi SV 11 e de um instrumento de medição calibrado.

Na análise numérico-computacional, o bráquete foi simulado considerando as propriedades mecânicas do aço inox 304. Nas simulações, apenas propriedades elásticas foram consideradas no material do bráquete. Além do bráquete, foi criado um modelo do adesivo utilizado na colagem de forma que a geometria se adaptasse à curvatura da base do bráquete (simulando condições ideais de colagem). O adesivo foi representado com uma espessura média de aproximadamente 210µm, também utilizados em trabalhos de Shiyagali et al. (2012), Shiyagali et al. (2015) e Knox et al. (2001), cujo material foi considerado, para fins de análise e simplificação do modelo, homogêneo e isotrópico.

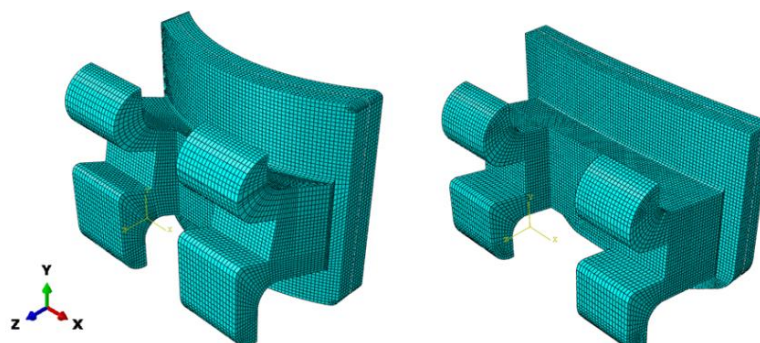
Os parâmetros considerados para os materiais do modelo estão descritos na tabela 1.

**Tabela 1: Propriedade dos materiais empregados no estudo.**

Material	Módulo de Young (MPa)	Razão de Poisson
Adesivo	11,721	0.21
Aço inoxidável	210,000	0.30

O desenho do conjunto adesivo-bráquete foi realizado no software SolidWorks® e importado em formato IGES (Initial Graphics Exchange Specification) para o software Abaqus®, onde foram inseridas as propriedades dos materiais, listadas na tabela acima, e aplicadas as forças.

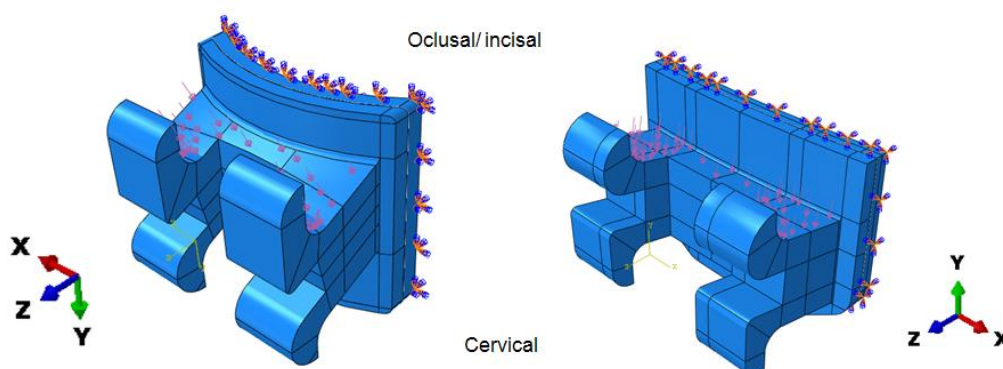
Figura 1: Modelos dos bráquetes de base curva e reta, acompanhados do adesivo, já com propriedades inseridas no software Abaqus®.



O modelo de elementos finitos 3D do conjunto referente ao incisivo consistiu em um total de 92.838 elementos, sendo 19.160 referentes ao adesivo e 73.678 ao bráquete. Já o modelo de elementos finitos 3D do conjunto referente ao pré-molar consistiu em um total de 88.502 elementos, sendo 22.601 referentes ao adesivo e 65.901 ao bráquete. Para fins de simplificação do modelo, a face de contato entre o adesivo e o dente foi engastada, simulando a rigidez do dente frente ao adesivo, bem como a adesão total entre o adesivo e o dente. Foi considerado, também, o deslocamento relativo nulo entre as faces de contato adesivo-bráquete, representando adesão total entre estes.

Em relação à malha, foi realizada uma análise prévia de convergência e, a partir desta, foi estabelecido um refino global de 0,05 mm em toda região do conjunto bráquete/adesivo. A simulação do carregamento utilizou força de cisalhamento. Essa força foi de 1N, como também realizada nos estudos de Shiyagali et al. (2012), Shiyagali et al (2015) e Knox et al. (2001) e aplicada na incisal/oclusal do bráquete, de maneira a simular um trauma.

Figura 2: Modelos com área de engaste e de aplicação de carga definidas.



Após a simulação com força de 1N, novas simulações foram feitas alterando os valores de carga aplicada para 5N, 10N e 15N, com o objetivo de avaliar qual seria a carga necessária para se atingir valores de tensão próximos à resistência de união do adesivo.

## 4 RESULTADOS

Os valores obtidos neste estudo não foram validados por ensaios experimentais (*in vivo*), assim, as análises levam em consideração os aspectos qualitativos do modelo, motivo pelo qual não foi aplicado nenhum tratamento estatístico. Os valores de tensões obtidos devem ser considerados de forma qualitativa, com objetivo de comparação entre os dois tipos de bráquete.

### 4.1 GEOMETRIA DO BRÁQUETE

A geometria do bráquete do incisivo central (base reta) possui mais áreas de concentração de tensão, quando comparado à geometria do bráquete do pré-molar (base curva). Essas áreas são formadas pela junção de superfícies mutuamente perpendiculares, onde a tensão tende ao infinito. Essas áreas de concentração de carga tornam a distribuição das tensões menos homogêneas. Nos modelos simulados vemos certas áreas do bráquete de base reta concentrando maior tensão, onde as superfícies do bráquete formam uma área de concentração de tensão, conforme pode ser visto nas figuras 3 e 4.

Figura 3: Distribuição da tensão no conjunto adesivo-bráquete de base reta, onde a direção da força está indicada pelas setas.

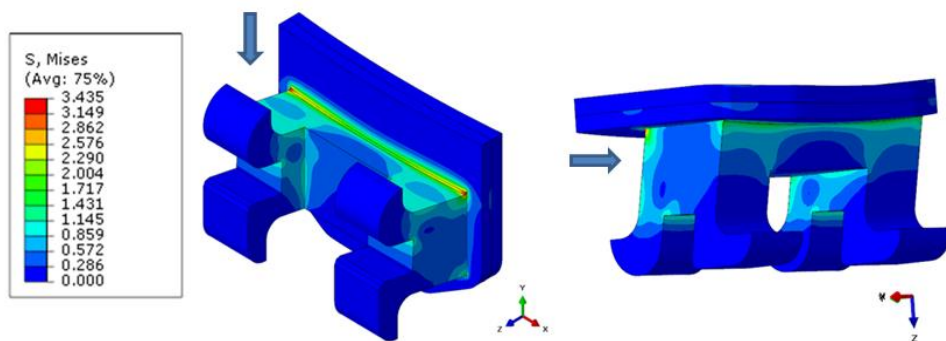
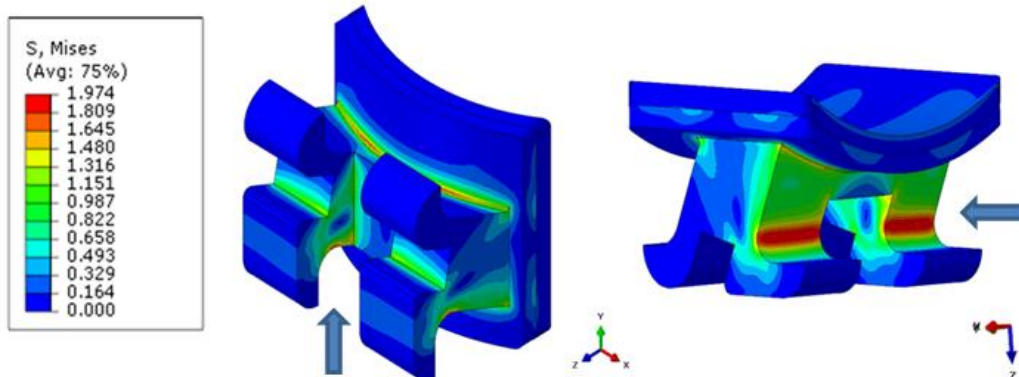


Figura 4: Distribuição da tensão no conjunto adesivo-bráquete de base curva, onde a direção da força está indicada pelas setas.

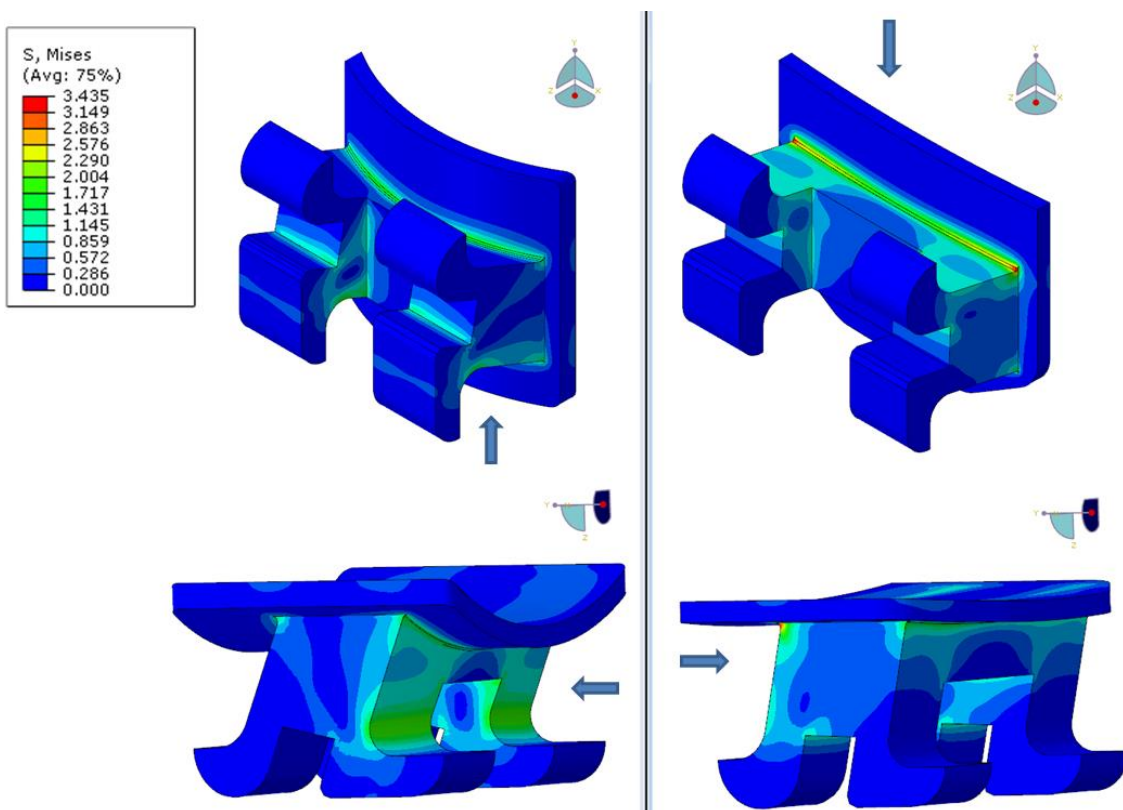


## 4.2 ANÁLISE E HOMOGENEIDADE DA DISTRIBUIÇÃO DA TENSÃO

Utilizando o critério de escoamento de Von Mises, as tensões obtidas no bráquete incisivo-central foram de 3,435 MPa. Aplicando a mesma carga no bráquete pré-molar, as tensões obtidas foram de 1,974 MPa. Comparando ambos os casos, há um aumento de aproximadamente 74% no incisivo-central.

A distribuição de tensões no bráquete do pré-molar além de menor, em módulo, também foi mais homogênea.

Figura 5: Comparativo da distribuição de carga entre as amostras onde a direção da força está indicada pelas setas.



## 4.3 ADESIVO

Fazendo a análise da distribuição de tensão nos adesivos, o mesmo padrão é identificado. No caso do incisivo central, o valor obtido foi de 0,357 MPa, tensão que é superior em 46% se comparado ao resultado obtido no pré-molar, de 0,244 MPa. A mesma aplicação de carga de 1N resultou em tensões diferentes em cada camada de adesivo, possivelmente em decorrência da geometria dos bráquetes. O adesivo correspondente ao bráquete do pré-molar distribuiu melhor a carga aplicada.

Figura 6: Distribuição da tensão no adesivo do conjunto referente ao incisivo central

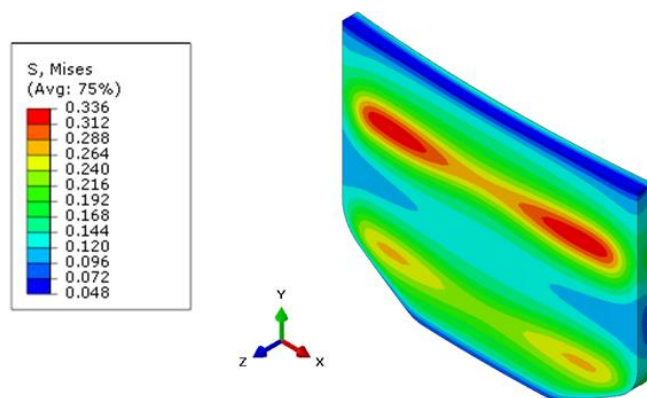


Figura 7: Distribuição da tensão no adesivo do conjunto referente ao pré-molar.

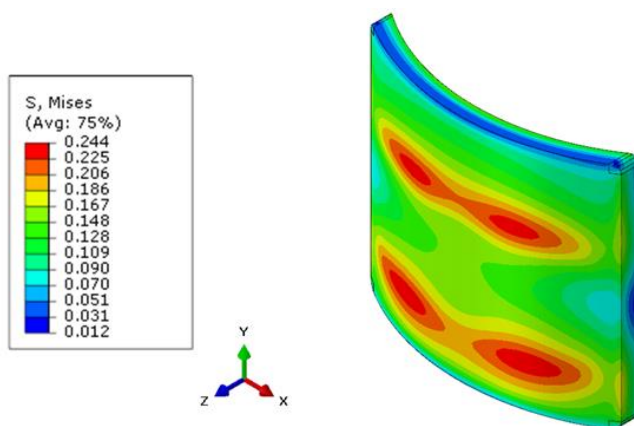
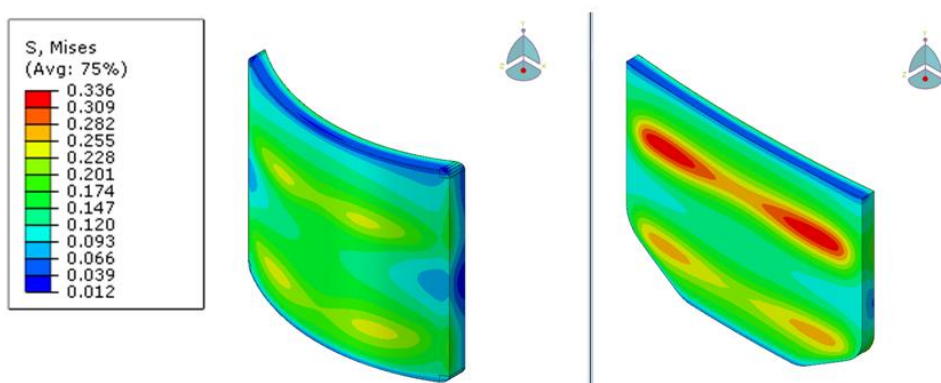


Figura 8: Comparação da distribuição de carga entre as amostras.





#### 4.4 DEFORMAÇÃO PLÁSTICA

**Tabela 2: Comparação das tensões obtidas no adesivo para diferentes cargas aplicadas.**

Incisivo Central		Pré-molar	
Força aplicada (N)	Tensão - Von Mises (MPa)	Força aplicada (N)	Tensão - Von Mises (MPa)
1	0,357	1	0,244
5	1,678	5	1,222
10	3,357	10	2,444
15	5,053	15	3,667
23,74	8	32,72	8

Quando aplicadas cargas mais elevadas, percebe-se o mesmo padrão, sendo a carga melhor distribuída no conjunto do pré-molar, como observado nos resultados descritos na Tabela 2. Segundo o fabricante do adesivo utilizado, a tensão máxima aceita pelo adesivo é de 15MPa, em condições de ambiente seco, e esse valor reduz a 8MPa quando há contaminação por fluidos (saliva ou umidade). Neste caso, do ponto de vista clínico, o ponto de deformação plástica ocorreria, quando enfrentado qualquer tipo de contaminação do campo, com aplicação de 24N (2400g) no incisivo central e 33N (3300g) no pré-molar.

## 5 DISCUSSÃO

O método de elementos finitos (MEF) de análise de tensões permite que níveis e distribuições de estresse sejam avaliados por sistemas com geometria irregular e, muitas vezes, propriedades físicas não homogêneas. (KNOX et al., 2001). No caso dos bráquetes ortodônticos muitas variáveis podem atuar influenciando a resposta final de adesão e nesse caso o MEF auxilia analisando aspectos de difícil previsibilidade em ensaios mecânicos convencionais sejam *in vitro* ou *in vivo*.

Durante o tratamento ortodôntico as forças são transferidas ao dente via bráquete, desse modo na prática clínica, as descolagens podem ser frequentes, variando, segundo dados da literatura, de 3 a 23%. (SMITH; MAIJER, 1983, PARK et al., 2005; ATASHI; SHAHAMFAR, 2013; SHIYAGALI et al., 2015). Grande parte das falhas se expressa nas regiões de incisivos superiores e inferiores e de pré-molares inferiores, sendo as falhas posteriores até três vezes mais frequentes. Esse resultado se opõe ao que foi observado no presente estudo, o qual indicou maiores níveis de tensão no bráquete do incisivo em relação ao do pré-molar (TURK et al, 2008; ROMANO et al., 2012; VIJAYAKUMAR et al., 2014). Deste ponto de vista, a maior incidência de falha nos elementos posteriores estaria mais associada não à geometria do bráquete, mas a fatores, como a dificuldade do controle de saliva durante a colagem, espessura do adesivo ou características do esmalte.

Em relação ao escoamento de Von Misses foi observada uma variação de 74% nos valores de tensões entre os dois tipos de bráquete aplicando-se uma mesma carga. A partir de uma análise qualitativa, o comportamento das tensões pode ser explicado devido à diferença na geometria existente entre os dois bráquetes, tanto na região de aplicação de carga quanto na superfície de contato entre o bráquete e o adesivo. Provavelmente, a diferença de tensões na região crítica (ponto de maior sollicitação mecânica) ocorre devido ao ângulo da face na qual está sendo aplicada a carga, diferente entre os dois casos já que diferem na curvatura da geometria da base.

O presente estudo utilizando MEF analisou a distribuição de tensões em dois tipos de bráquetes, simulando uma força de cisalhamento incidindo na porção incisal/oclusal do bráquete, atuando como um trauma, uma vez que

forças de cisalhamento são as que mais frequentemente incidem sobre os acessórios ortodônticos. (PARK et al., 2005). A tensão é a resultante da força aplicada sobre a área afetada. Essa tensão se distribui de maneira diferente dependendo do tipo e intensidade da carga, assim como também depende do tipo de geometria que recebe a carga. O modelo 3D do conjunto adesivo-bráquete sofreu uma aplicação de força de 1N. Essa força corresponde a 100gF, não excedendo o limite da deformação elástica, ou seja, não sendo capaz de deformar permanentemente o bráquete ou descolá-lo da superfície. No entanto, a escassez de estudos na literatura sobre o tema dificulta obter considerações para uma discussão mais aprofundada.

A redução da base do bráquete resulta em uma diminuição na área de superfície de adesão, o que afeta diretamente a qualidade de adesão quando são comparadas bráquetes do mesmo tipo. No entanto, o aumento da base do braquete não é interessante devido ao comprometimento estético que resulta. (SHIYAGALI et al., 2015). No comparativo entre o comportamento mecânico dos dois bráquetes foi possível observar que a variação na concentração máxima de tensão no adesivo segue o padrão encontrado para as bases dos bráquetes. No presente estudo foi encontrada uma concentração máxima 46% maior para o adesivo dos bráquetes de incisivos em relação ao dos pré-molares, além de uma distribuição com padrões distintos. Esse comportamento pode explicar por que a espessura de adesivo empregada pode, também, afetar essa adesão.

A variação da carga aplicada alcançou valores ainda maiores de tensão. Além disso, foi possível observar que ao aumentar a carga, o padrão de resposta em função do tipo de geometria se manteve. Comparando os dados obtidos com as informações do fabricante do adesivo, foi possível se obter uma estimativa do ponto de falha da adesão. Segundo o fabricante do adesivo, a tensão máxima aceita é de 15MPa, em condições de ambiente seco, e de 8MPa em ambientes contaminados. Se considerarmos a prática clínica, a literatura possui relatos em que a tensão máxima suportada pelo adesivo varia de 6 a 8MPa (Atashi e Shahanfar, 2013). Assim, a aplicação de cargas de 24N (no incisivo central) e 33N (no pré-molar), ou 2,4 e 3,3kg respectivamente, seriam capazes de descolar o acessório. Esses valores são altos pois consideramos, para a análise, um adesivo próximo do ideal.

Os resultados apresentados por esse estudo lançam uma nova perspectiva sobre a relação entre distribuição de tensões mecânicas no bráquete e processo de adesão comparando dois diferentes grupos de dentes, uma vez que foi possível um melhor entendimento da relação entre carregamento aplicado e resposta mecânica em função de geometria e propriedades de material do conjunto. Porém, mais estudos são necessários para que outras variáveis que atuam no processo de adesão na prática possam ser analisadas de forma mais aprofundada, e correlacionadas à modelagem numérico-computacional via MEF, no intuito de compreender o complexo sistema que envolve as falhas de adesão utilizando ferramentas de projeto.

## CONCLUSÃO

A variação nos tipos de geometria influenciou diretamente no padrão de distribuição das tensões em cada caso de bráquete estudado.

É difícil simular a prática clínica em estudos *in vitro* ou análises digitais, devido à falta das condições existentes na cavidade oral.

A mesma força, em módulo, se distribuiu diferentemente em bráquetes de geometrias diferentes, logo, esta pode ter influência na adesão. No momento do desenho e fabricação das peças deve-se pensar em como se dará a distribuição de carga, de maneira a trabalhar-se com geometrias que distribuam melhor as cargas reduzindo assim a indução de falhas mecânicas.

Foi observado, de forma qualitativa, através do presente estudo, que a geometria do bráquete de base curva, do pré-molar inferior, influencia menos na indução de falha do que a geometria do bráquete de base reta, do incisivo central superior.

Para melhor aprofundamento do tema e futuras análises, sugere-se que trabalhos sejam feitos na mesma linha de pesquisa abordando a distribuição da tensão com a presença do fio ortodôntico, mediante força de cisalhamento e torque. É interessante, também, aplicar carga em diferentes regiões do bráquete. E por último, realizar a abordagem do adesivo como elemento coesivo, considerando tais propriedades de material na modelagem via MEF, fazendo, também, um estudo comparativo para diferentes espessuras de adesivo.

## REFERÊNCIAS

ATASHI, M. H. A.; SHAHAMFAR, M. Long-term evaluation of clinical performance of direct-bonded brackets: and epidemiologic survey. **J. Contemp. Dent. Pract.**, New Delhi. v. 14, n. 4, p. 738-742, Jul. 2013

DOLCI, Gabriel Schmidt et al . Assessment of the dimensions and surface characteristics of orthodontic wires and bracket slots. **Dental Press J. Orthod.**, Maringá , v. 18, n. 2, p. 69-75, Apr. 2013 .

HAMMAD, S.M. et al. Twelve-month bracket failure rate with amorphous calcium phosphate bonding system. **Eur. J. Orthod.**, Oxford. V. 35, n. 5, p. 622-627, Oct. 2013

KNOX, J. et al. An evaluation of the quality of orthodontic attachment offered by single- and double-mesh bracket bases using the finite element method of stress analysis. **Angle Orthodontics**. V. 71, n. 2. P. 149-155, 2001.

KNOX, J. et al. An evaluation of the influence of orthodontic adhesive on the stress generated in a bonded bracket finite element model. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop**. V. 119, p. 43-53, 2001.

PARK, Danielle Morello et al . Análise da qualidade de adesão de diferentes bases de braquetes metálicos. **Rev. Dent. Press Ortodon. Ortop. Facial**, Maringá , v. 10, n. 1, p. 88-93, Feb. 2005 .

ROMANO, Fábio Lourenço et al . Clinical evaluation of the failure rates of metallic brackets. **J. Appl. Oral Sci.**, Bauru , v. 20, n. 2, p. 228-234, Apr. 2012 .

SHIMIZU, R. H. et al . Assessment of shear bond strength of brackets bonded by direct and indirect techniques: an in vitro study. **Dental Press J. Orthod.**, Maringá , v. 17, n. 4, p. 1-7, Aug. 2012 .

SHYAGALI, T. R. et al. Evaluation of the stresses generated by altering the bracket mesh base design in the bracket-cement-tooth continuum using the finite element method of stress analysis. v. 13, p. 66-76, 2012.

SHIYAGALI, T. R. et al. Finite element study on modification of bracket base and its effects on bond strength. **Dental Press J. Orthod.** v. 20, n. 2. P. 76-82, 2015.

SMITH, D.C.; MAIJER, R. Improvements in bracket base design. **Am. J. Orthod.**, V. 83, n. 4, p. 277-281, Apr. 1983

TURK, S.E. et al. 12-Month self-ligating bracket failure rate with a self-etching primer. **The Angle Orthod.**, V. 78, n. 6, p. 1095-1100, Nov. 2008

VIJAYAKUMAR, R. K. et al., How and why of orthodontic bond failures: an in vivo study. **J Pharm Bioall Sci.** , v. 6, p. 85-89, Jul. 2014

## ANEXO 1

## Declaração de anuência



Universidade Federal do Rio Grande do Sul

Faculdade de Odontologia

Declaração de Anuência

Declaro estar ciente da realização do projeto "ANÁLISE DA DISTRIBUIÇÃO DE TENSÕES EM BRÁQUETES METÁLICOS DE BASE RETA E CONVEXA UTILIZANDO MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS" em parceria com o Laboratório de Metalurgia Física (LAMEF) da Escola de Engenharia da Universidade Federal do Rio Grande do Sul e autorizo sua execução.

Porto Alegre, 11 de janeiro de 2018

Prof. Dr. Carlos E. Fortis Kwietniewski  
LAMEF/EE/UFRGS  
Coordenador do Projeto

A handwritten signature in blue ink, which appears to read 'C. Fortis Kwietniewski', is written over a horizontal line.

Prof. Dr. Carlos Eduardo Fortis Kwietniewski  
Vice-Coodenador do LAMEF