

RESUMO	XI
<b>1. INTRODUÇÃO</b>	12
2. OBJETIVOS GERAIS	15
3. MATERIAIS E MÉTODOS	16
5. DISCUSSÃO	27
<b>6. CONCLUSÕES</b>	33
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	34
TABELAS	37
FIGURAS	39
CORRESPONDING AUTHOR	48
ABSTRACT	49
<b>1. INTRODUCTION</b>	50
2. MATERIALS AND METHODS	53
3. DISCUSSION	58
REFERENCES	65
FIGURES	71
ANEXO 1. ANÁLISE ESTATÍSTICA	74
ANEXO 2. MATERIAIS UTILIZADOS NA PESQUISA	79
ANEXO 3. TERMO DE AUTORIZAÇÃO DO BANCO DE DENTES	80
ANEXO 4. TERMO DE COMPROMISSO DE UTILIZAÇÃO DE DADOS	81
ANEXO 5. FOLHA DE ROSTO PARA PESQUISA ENVOLVENDO SERES HUMANOS	82
ANEXO 6. PARECER CONSUBSTANCIADO DO PROTOCOLO DE PESQUISA	83
ANEXO 7. TERMO DE APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA	84
ANEXO 8. CARTA DE AUTORIZAÇÃO DE USO DO PROGRAMA ANSYSWORKBENCH V11 (ANSYSINC.,CANONSBURG,PA,USA)	85
ANEXO 9. NORMAS PARA PUBLICAÇÃO	86

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO PARANÁ  
CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA  
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO EM ORTODONTIA

**ANA LETICIA ROCHA AVILA**

**ANÁLISE COMPARATIVA DA FALHA ADESIVA DE RESINAS  
ORTODÔNTICAS EM ENSAIO MECÂNICO *IN VITRO* E  
PELO MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS**

CURITIBA  
2010

**ANA LETICIA ROCHA AVILA**

**ANÁLISE COMPARATIVA DA FALHA ADESIVA DE RESINAS  
ORTODÔNTICAS EM ENSAIO MECÂNICO *IN VITRO* E  
PELO MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Paraná como parte dos requisitos para a obtenção do Título de Mestre em Odontologia, Área de Concentração em Ortodontia

Pós-Graduanda: Ana Leticia Rocha Avila  
Orientador: Prof. Dr. Orlando Tanaka  
Co-Orientadora: Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Mildred Ballin Hecke

Curitiba  
2010

“Trabalhar é por os objetivos para andar.  
É materializar seus sonhos.  
É dar alma a sua estratégia.  
E somente quem está disposto a batalhar pelo sonho tem direito de realizá-lo.”

“A vida é uma luta que aos fracos abate e aos grandes e fortes só pode exaltar”

(Autores Desconhecidos)

Aos meus pais Walfrido Victorino Avila e Delia Maria Rocha Avila,  
Pelo exemplo de responsabilidade, seriedade, compromisso e visão de futuro.  
Pelo incentivo e momentos de compreensão no dia a dia.  
Por tornar real esta conquista.

Aos meus irmãos Guilherme Rocha Avila e Ana Cristina Rocha Avila,  
Pelos conselhos, amizade e carinho constantes.

**Dedico.**

Ao professor orientador Orlando Tanaka  
Pelo constante incentivo à docência, à pesquisa e à prática clínica  
Pela sua dedicação ao curso de mestrado

Muito obrigada!

## AGRADECIMENTOS

À Deus, pela vida e pelo lado espiritual que me acompanha e me rege.

Aos meus avós Antônio Victorino Avila, Nice Caldeira de Souza Avila, Oswaldo Wilton Seiller Rocha e Mari Adelia Gomes Pereira Rocha pelo exemplo de vida.

À minha tia Luiza Helena Gomes Pereira Rocha e aos meus padrinhos Albano Otte e Maria Luiza Avila Otte, pela alegria e otimismo.

À todos os meus amigos e amigas pela compreensão nesses dois anos que me manteve distante.

À Professora Mildred Ballin Hecke pela coorientação e pelos conhecimentos de engenharia, antes desconhecidos.

À Ana Paula Gebert de Oliveira Franco por estar sempre disposta a ajudar, por abrir portas, me guiar na parte laboratorial desta pesquisa.

Ao Marco Antônio Amorim Vasco pelo tempo, empenho e dedicação na parte do Método de Elementos Finitos.

Ao Professor Sérgio Aparecido Ignácio, pela competência e a disposição em ajudar e nos orientar na Análise Estatística desta pesquisa.

Ao Professor Odilon Guariza Filho por participar intensamente da minha Formação Ortodôntica e da Banca de Qualificação.

Ao Professor Rodrigo Nunes Rached por ter qualificado este trabalho, sem suas sugestões não seria o mesmo.

À Professora Elisa Souza Camargo por mostrar que ser Professora, Mãe e Ortodontista, é possível.

Ao Professor José Vinicius Bolognesi Maciel pelo incentivo à pesquisa com Elementos Finitos.

Ao professor Hiroshi Maruo pela visão ortodôntica.

Ao Professor Sérgio Vieira pela oportunidade que me concedeu em conhecer melhor o Programa de Pós Graduação em Odontologia da PUCPR.

Às Professoras das áreas conexas Aline Cristina Batista Rodrigues Johann, Ana Maria Trindade Grégio e Beatriz Sotille França.

Aos meus colegas de turma: Alinne Ulbrich Mores Rymovicz, Cristina Hepp, Denise Odete Manarelli, Dolores Fatima Campos Navarro, Gabriela Pinto Molina da Silva, Ismael Signori, Lilian Mary Karakida, Maiara Medeiros Ronsani, Maria Cecilia Galacini Añez e Thiago Martins Meira por dividir os momentos românticos e não tão românticos, em especial a Gabriela pela amizade e companheirismo e por dividir mais os momentos não românticos...

Aos alunos da graduação que passaram pelo Estágio de Docência Supervisionado, aos que me desafiaram nas aulas, aos que se tornaram amigos.

Aos funcionários da secretaria, das clínicas da graduação e do CAT pelo apoio na solução de problemas do dia a dia, com trabalhos, com prazos e com documentações.

À Neide Reis Borges pela compreensão, pelo incentivo e por estar sempre disposta a ajudar.

À Maria Nilce Silva Reis pelo apoio, auxílio e momentos de descontração.

Aos funcionários da secretaria, dos laboratórios e do CAT pelo apoio no dia a dia.

À Tatiana Ogassawara pelo pronto auxílio na impressão de painéis de eventos e congressos.

Ao Jeison Sanders, por disponibilizar o uso da EMIC e do Microscópio Óptico no laboratório de Engenharia.

À Pontifícia Universidade Católica do Paraná, pelos seis anos e meio da minha formação profissional.

À todos que participaram direta ou indiretamente deste trabalho.

RESUMO	XI
1. INTRODUÇÃO	12
2. OBJETIVOS GERAIS	15
3. MATERIAIS E MÉTODOS	16
5. DISCUSSÃO	27
6. CONCLUSÕES	33
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	34
TABELAS	37
FIGURAS	39
CORRESPONDING AUTHOR	48
ABSTRACT	49
1. INTRODUCTION	50
2. MATERIALS AND METHODS	53
3. DISCUSSION	58
REFERENCES	65
FIGURES	71
ANEXO 1. ANÁLISE ESTATÍSTICA	74
ANEXO 2. MATERIAIS UTILIZADOS NA PESQUISA	79
ANEXO 3. TERMO DE AUTORIZAÇÃO DO BANCO DE DENTES	80
ANEXO 4. TERMO DE COMPROMISSO DE UTILIZAÇÃO DE DADOS	81
ANEXO 5. FOLHA DE ROSTO PARA PESQUISA ENVOLVENDO SERES HUMANOS	82
ANEXO 6. PARECER CONSUBSTANCIADO DO PROTOCOLO DE PESQUISA	83
ANEXO 7. TERMO DE APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA	84
ANEXO 8. CARTA DE AUTORIZAÇÃO DE USO DO PROGRAMA ANSYSWORKBENCH V11 (ANSYSINC.,CANONSBURG,PA,USA)	85
ANEXO 9. NORMAS PARA PUBLICAÇÃO	86

**ANÁLISE COMPARATIVA DA FALHA ADESIVA DE RESINAS  
ORTODÔNTICAS EM ENSAIO MECÂNICO *IN VITRO* E PELO MÉTODO DE  
ELEMENTOS FINITOS**

**Ana Leticia Rocha Avila**

Cirurgiã Dentista, Pontifícia Universidade Católica do Paraná  
Curitiba, Brazil  
Email: anale86@gmail.com

**Mildred Ballin Hecke**

Professora Titular do Programa de Métodos Numéricos em Engenharia  
Universidade Católica do Paraná  
Email: mildred@ufpr.br

**Orlando Motohiro Tanaka**

Professor Titular do Programa de Pós-Graduação em Ortodontia  
Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, Brazil.  
Diplomado pelo Board Brasileiro de Ortodontia e Ortopedia Facial  
Email: tanakaom@gmail.com

## RESUMO

**Introdução:** O tratamento ortodôntico com aparelho fixo requer a colagem de *brackets* na superfície do esmalte dentário sem falhas de adesão durante e período de tratamento, porém possibilitando descolagem segura e sem causar danos na superfície do esmalte. O objetivo desta pesquisa foi realizar um estudo comparativo entre o padrão de falha adesiva de *brackets* ortodônticos utilizando ensaio mecânico *in vitro*, e as tensões e deformações da resina e suas interfaces pelo Método de Elementos Finitos (MEF). **Materiais e métodos:** Foram obtidas quatro amostras (n=15) envolvendo as resinas Transbond™ XT – 3M e Enlight® – ORMCO com *brackets* metálico e cerâmico (Twin-Edge® e InVu® – TP Orthodontics). As quatro amostras foram submetidas ao teste de resistência adesiva ao cisalhamento. Posteriormente, geometria igual ao ensaio mecânico foi criada e utilizada para a simulação no MEF, onde foi aplicada a média de força máxima de cisalhamento obtida no ensaio mecânico *in vitro*. **Resultados:** O teste ANOVA indicou que houve diferença estatisticamente significativa ( $p < 0,05$ ) da resistência ao cisalhamento entre os *brackets*, independente de resina, e não houve interação entre resina e *bracket*. No resultado numérico computacional houve maior distribuição de tensões na camada de resina nos dois grupos de *brackets* cerâmicos, caracterizando maior susceptibilidade a falha. **Conclusão:** O Método de Elementos Finitos pode contribuir na escolha da resina e do *bracket* a serem utilizados.

**Palavras-chave:** braquetes ortodônticos, colagem dentária, simulação por computador

## 1. INTRODUÇÃO

O advento das colagens diretamente na superfície dentária surgiu quando Buonocore propôs o uso de ácido para alterar a superfície do esmalte (BUONOCORE, 1955). Desde então, testes de resistência ao cisalhamento de compósitos resinosos aderidos a esta superfície são realizados e é possível notar uma retenção satisfatória em várias áreas da odontologia como em restaurações, próteses e colagem de *brackets* ortodônticos (SWIFT et al, 1995).

Falha de adesão durante o período de tratamento retarda o movimento ortodôntico e aumenta o tempo clínico com o procedimento de recolagem (FRÓES-SALGADO et al, 2009), além de se tornar uma inconveniência ao paciente (FINNEMA et al, 2010). É ainda, de particular interesse do ortodontista a resistência adesiva imediata para permitir que o arco ortodôntico seja amarrado logo após a colagem do *bracket*. A obtenção de força de união entre o *bracket* e o dente deve resistir também aos esforços mastigatórios e evitar danos na superfície do esmalte durante a descolagem (HIOKI et al, 2007; FRÓES-SALGADO et al, 2009; LAVERNHE et al, 2010; WILTSHIRE et al, 2010). Há necessidade de selecionar a técnica de colagem e o material mais indicado para cada paciente, pois a colagem de *brackets* em Ortodontia é de fundamental importância para promover o movimento dental desejado (LIN et al, 2010).

Pelo fato dos *brackets* não se aderirem quimicamente ao esmalte ou à resina, novos *designs* de base são elaborados para melhorar a retenção mecânica, além do aumento da demanda de *brackets* estéticos de plástico e cerâmico com diferentes tamanhos de base (FRÓES-SALGADO et al, 2009). Infelizmente, o desenvolvimento destes *designs* e de resinas ortodônticas, se baseou em experimentos relativamente imprecisos, os quais mensuram apenas um componente do sistema: a resina (SHARMA-SHAYAL et al, 2003).

Os trabalhos que utilizam avaliações *in vitro* de resistência sobre o sistema de adesão estão sujeitos a variáveis tais como: origem dentária (humana ou bovina), variação da morfologia da face vestibular entre os espécimes (FOX et al, 1994), conteúdo de flúor no dente (BRANTLEY e ELIADES, 2001) material de estocagem (soro fisiológico ou água) e tempo de armazenamento, preparação da

superfície dentária, tipo de adesivo, material e curvatura da base do *bracket* (FRÓES-SALGADO et al, 2009). Todos estes fatores tornam bastante difíceis as comparações de resultados entre dois estudos, podendo comprometer suas conclusões (KATONA et al, 1994; KATONA et al, 1997; FINNEMA et al, 2010). Por causa da variação conhecida, estes testes devem ser usados apenas para comparar um sistema com outro usando a configuração do mesmo teste ou para determinar o efeito da alteração de algumas variáveis para o mesmo sistema (DEHOFF et al, 1995). Quase todas as variáveis de testes possíveis têm uma influência significativa e, portanto, os valores de resistência de união são responsáveis por incoerências nos resultados (KNOX et al, 2001; SCHERRER et al, 2010).

As resinas ortodônticas são materiais frágeis que contém cargas de diferentes tamanhos e geometrias. Testes de resistência são válidos quando representam uma informação sobre o potencial de causar falha, e devem ser interpretados dentro de um contexto que envolva a análise estrutural. A qualidade do *bracket* e da resina é, a princípio, determinado pelo *stress* gerado em resposta à carga aplicada e os modelos computadorizados podem estabelecer o comportamento tanto de um, quanto de outro (KNOX et al, 2001).

O método de elementos finitos (MEF) é uma análise matemática que consiste na discretização de um meio contínuo em pequenos elementos, mantendo as mesmas propriedades do meio original. Esses elementos são descritos por equações diferenciais e resolvidos por modelos matemáticos, para que sejam obtidos os resultados desejados. A origem do desenvolvimento deste recurso ocorreu no final do século XVIII, entretanto, a sua viabilização tornou-se possível somente com o advento dos computadores, facilitando a resolução das enormes equações algébricas (LOTTI et al, 2006).

Esse método tem sido utilizado em diversas áreas das ciências exatas e biológicas por modelar matematicamente estruturas complexas com geometrias irregulares de tecidos naturais e artificiais como os dentes e diversos biomateriais. Devido à sua grande aplicabilidade e eficiência, existem trabalhos nas diversas especialidades odontológicas, como na Ortodontia. Com isso torna-se possível a aplicação de um sistema de forças em qualquer ponto e/ou direção, promovendo

assim, informações sobre o deslocamento e o grau de tensão provocado por essas cargas nas estruturas analisadas (LOTTI et al, 2006).

Atualmente testes *in vitro* são limitados em determinar a resposta mecânica e a distribuição de tensões geradas (WILTSHIRE et al, 2010) para análise da complexidade de um sistema composto por três componentes: *bracket*, resina e esmalte (GHOSH et al, 1995; KNOX et al, 2000; KNOX et al, 2001). Mesmo que haja evidências do desempenho desse conjunto, a literatura é escassa em trabalhos que justifiquem a utilização de modelos numéricos para avaliação das colagens ortodônticas (KNOX et al, 2001), com o intuito de reduzir a necessidade de experimentos em laboratório GHOSH et al, 1995.

Este trabalho teve como objetivo realizar um estudo comparativo entre o ensaio mecânico *in vitro* e a simulação numérico computacional do padrão de falha adesiva de resinas ortodônticas com *brackets* metálico e cerâmico, com o intuito de conhecer os mecanismos envolvidos nas descolagens ortodônticas. Apesar da simulação computacional que será utilizada envolver análise elástica linear, pretende-se verificar se a análise numérica pode contribuir na escolha clínica da resina e do *bracket* a serem utilizados.

## 2. OBJETIVOS GERAIS

Comparar o padrão de falha adesiva de duas resinas ortodônticas com *brackets* metálico e cerâmico, num ensaio mecânico *in vitro* de resistência adesiva com os resultados da simulação numérico computacional, pelo método de elementos finitos (MEF).

### 2.1 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

1. Verificar a resistência adesiva ao cisalhamento *in vitro* de resinas ortodônticas com *brackets* metálico e cerâmico e o padrão de falha ocorrida.
2. Avaliar pelo MEF as tensões máximas principais quando uma força é aplicada nas estruturas do modelo tridimensional igual ao ensaio mecânico *in vitro*.
3. Determinar os padrões de deformação da camada das resinas na presença dos *brackets* metálico e cerâmico.
4. Comparar os resultados da simulação numérico computacional com os obtidos no ensaio mecânico *in vitro* de resistência adesiva.
5. Verificar se a análise numérica pode contribuir na escolha da resina e do *bracket*.

### 3. MATERIAIS E MÉTODOS

#### 3.1. Teste de resistência adesiva ao cisalhamento

A realização do teste foi aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa (CEP), protocolo número: 5403, parecer número: 0003574/09, protocolo na CONEP número: 0511.0.084.084-09.

Foram utilizados 60 dentes humanos do Banco de Dentes da Pontifícia Universidade Católica do Paraná escolhidos pela criteriosa avaliação do pesquisador. A amostra foi composta, por incisivos centrais superiores com a face vestibular íntegra, livre de lesões cariosas, restaurações, trincas ou fraturas.

Após a separação, os dentes foram armazenados em recipiente plástico contendo soro fisiológico a 0,9% e conservados em geladeira à temperatura de 4°C. Todos os procedimentos referentes ao preparo da amostra seguiram o protocolo estabelecido pela International Organization for Standardization (ISO), na especificação TR 11405.

Foram obtidos 4 grupos como mostra a Tabela 1, página 35. Todas as colagens foram realizadas pelo mesmo operador com pinça de apreensão (Morelli, Brasil) e Tensiômetro ortodôntico (Morelli – Brasil) para controle de pressão e os excessos foram removidos com sonda exploradora número 5 (Duflex, Brasil). Nas faces vestibulares de todos os dentes foram realizadas: profilaxia com pedra-pomes e água por dez segundos, lavagem abundante e secagem. Os procedimentos de colagem para as resinas utilizadas neste estudo (Figura 1, página 37) seguem as recomendações dos fabricantes conforme descrito abaixo.

Após o condicionamento ácido por 30 segundos, lavagem de 20 segundos e secagem de 20 segundos, foi aplicada fina camada do *primer* na superfície condicionada do esmalte dentário. Em seguida, resina composta diretamente na base do *bracket*, posicionando-o na superfície vestibular do dente com pressão de 400g/f para todos os grupos, de modo a uniformizar a espessura da resina. A remoção dos excessos de material feita com uma sonda exploradora e a seguir, polimerização com Optilux 500 (Demetron) a 500 mW/cm<sup>2</sup> por 10 segundos na mesial e 10 segundos na distal do *bracket* quando no metálico, e 20

segundos em cima de toda superfície do *bracket* quando esse é cerâmico (Figura 2, página 37).

Em seguida, os dentes foram incluídos em tubos metálicos com 25 mm de diâmetro interno por 26 mm de altura, com resina acrílica autopolimerizável, seguindo a recomendações do fabricante. Com a finalidade de padronizar esta inclusão, foi utilizado um posicionador de metal em ângulo de 90° apoiado no *bracket*, e conseqüentemente na face vestibular do dente, e de forma que os dentes ficassem perpendiculares à base do troquel Figura 3, página 37. Os excessos de resina acrílica autopolimerizável foram removidos com espátula Lecron (Duflex, Brasil) e os corpos de prova foram armazenados em água destilada durante 24 horas.

Todas as amostras foram submetidas ao ensaio mecânico de resistência adesiva ao cisalhamento na Máquina de Ensaio EMIC com velocidade de 0,5 mm por minuto Figura 4, 38. Os resultados foram obtidos em Kgf (Quilogramas/Força), transformados em N (Newton) e divididos pela área da base do *bracket* utilizado, para obtenção dos valores de resistência adesiva em MPa (Mega Pascal).

### **3.2 Caracterização das resinas ortodônticas - ensaio de flexão de três pontos**

O ensaio de flexão de três pontos é um teste que visa determinar a rigidez à flexão do material, por meio da determinação da tensão de ruptura do material à tração na flexão. Esse ensaio foi realizado para as duas resinas ortodônticas Transbond<sup>TM</sup> XT e Enlight<sup>®</sup>, com amostras retangulares de 25 mm x 2 mm x 2 mm, obtidas a partir de matrizes metálicas retangulares. Após serem mantidas em umidade relativa por 24 horas, as amostras foram submetidas ao ensaio de flexão de três pontos em uma Máquina de Ensaio Mecânicos Universal EMIC (Equipamentos e Sistemas de Ensaio Ltda), na qual foi montado um aparato constituído de dois suportes paralelos e distantes 20 mm entre si, e um suporte central para a aplicação da carga na velocidade de 0,5 mm/min, com base nas recomendações presentes na norma ISO 10477 (Figura 5, página 38).

A resistência a flexão ( $\sigma_f$ ) foi determinada usando a expressão:

$$\sigma_f = \frac{3PL}{2bh^2}$$

onde  $P$  é a intensidade da carga no instante de fratura do material,  $L$  é a distância entre os suportes de apoio,  $b$  é a largura e  $h$  a altura da seção transversal do corpo de provas.

O módulo de elasticidade flexural ( $E_f$ ) do material foi obtido pela expressão:

$$E_f = \frac{P_e L^3}{4f b h^2}$$

onde  $P_e$  é a força no limite de linearidade da reta,  $L$  é a distância entre os suportes de apoio,  $b$  é a largura e  $h$  a altura da seção transversal do corpo de prova e  $f$  o deslocamento (abaixamento) do ponto central do corpo de provas.

O Coeficiente de Poisson das resinas compostas foi coletado da literatura.

### 3.3. Obtenção do modelo computacional

Foi realizada a quantificação das propriedades físicas e geométricas de cada componente do sistema, para o desenvolvimento de um modelo tridimensional válido.

#### 3.3.1 Coleta das propriedades mecânicas dos tecidos (esmalte e da dentina), *brackets* metálico e cerâmico, e resina acrílica

Para a caracterização das propriedades mecânicas do esmalte, dentina, *brackets* metálico (Twin-Edge® Stainless Steel Bracket) e cerâmico (InVu® Ceramic Brackets - Polycrystalline Aluminum) e da resina acrílica, foi coletado na literatura (16, 20, 21, 25-27); o Módulo de Young (Elasticidade), que representa a inclinação da porção linear do diagrama de tensão/deformação do material e Coeficiente de Poisson que se refere ao valor absoluto da relação entre as deformações transversais e longitudinais em um eixo de tração axial (Tabela 3, página 35).

Para possibilitar a reconstrução fiel dos *brackets* esses foram analisados através de paquímetro digital (Litz professional, Alemanha), com lupa de aumento (Bio Art, São Carlos, Brasil), e microscópio digital, modelo DM-130U, com

aumento de 10x – 200x e software de mensuração próprio (Miview, China). Foi descoberto que existiam variações significantes entre um *bracket* e outro, sendo as medidas da base do metálico e cerâmico de 4,61mm x 3,13mm e 4,47mm x 3,50mm respectivamente. Grande diferença foi encontrada principalmente em relação à malha da base de ambos, sendo a do metálico uma malha entrelaçada e sua geometria mais complexa que do *bracket* cerâmico que contém uma base quadriculada, mais simples de criar como objeto tridimensional (Figura 6, página 38).

Utilizando o mesmo programa, a camada adesiva foi modelada de acordo com a área da base do *bracket*, considerando que todo excesso de resina envolto a ele foi retirado na colagem e que ele penetrou por completo na base, ficando assim como um “negativo” da superfície. Como parâmetro para a espessura da resina foi adotada a medida de 271  $\mu\text{m}$ , Knox et al (2000) partindo da premissa que esse é o valor da espessura na posição mais espessa. Uma vez que os *brackets* entre si possuem angulação da base diferente, e que esses durante o teste *in vitro* foram posicionados verticalmente na face vestibular do dente, a espessura da resina variou de um *bracket* para outro, e foi determinado para o metálico, a espessura de 300  $\mu\text{m}$  na região mais espessa da base. O *bracket* cerâmico tem uma angulação mínima de base, sendo esta praticamente reta, o que permitiu a criação de camada adesiva mais homogênea em toda a extensão, sendo de 271  $\mu\text{m}$  na camada mais espessa. Com a intenção de padronizar a espessura da resina na região onde a força foi aplicada, determinou-se a espessura de 130  $\mu\text{m}$  à camada correspondente a borda superior de ambos os *brackets* (Figura 7, página 39).

Para o esmalte, utilizou-se uma micro tomografia (micro-CT) computadorizada através do aparelho micro-CT (SkyScan 1172 Foster City, CA) de alta resolução, gerando imagens em fatias transversais da amostra com pixels de 3  $\mu\text{m}$  de largura e espaçamento entre fatias de 3  $\mu\text{m}$ . A resolução de cada fatia transversal foi de 11 Megapixels, suficiente para o mapeamento microscópico das amostras. Foi possível verificar a espessura da superfície do esmalte, da região onde o *bracket* é colado (Figura 8, página 39).

As dimensões coletadas foram representativas e suficientes para serem fielmente transferidas para o programa computacional SolidWorks versão 2010

(Dassault Systemes, Solidworks Corps, Massachusetts USA) para a criação da geometria tridimensional.

Foram então criados dois modelos tridimensionais (Figura 9, página 39) compostos por incisivo central humano e camada de resina, sendo que o que diferencia um do outro é o *bracket*, um com a geometria do metálico e outro com a do cerâmico. De modo a determinar quatro grupos como no ensaio mecânico *in vitro*, apenas as propriedades da camada de resina foram diferenciadas em cada modelo tridimensional.

### 3.4. Simulação Numérica Computacional

As imagens, após obtidas pelo SolidWorks versão 2010 (Dassault Systèmes SolidWorks Corp, Massachusetts, USA), foram transferidas para o software de simulação de elementos finitos Ansys Workbench V11 (Ansys Inc., Canonsburg, PA, USA), diretamente através do suplemento de interface de geometria, próprio do Ansys.

Cada elemento dos modelos foi configurado com um módulo de elasticidade e coeficiente de Poisson, conforme mostram as Tabelas 2 e 3, página 35. Todos os materiais foram considerados como homogêneos, isotrópicos e linearmente elásticos (GHOSH et al, 1995; KNOX et al, 2000; LIN et al, 2000; KNOX et al, 2001; LIU et al, 2010).

Considerando-se os diversos parâmetros e configurações existentes em uma simulação, as configurações de contato entre as superfícies dos diferentes materiais devem ser cuidadosamente analisadas, uma vez que a alteração de apenas um contato pode afetar drasticamente o resultado da pesquisa, levando a conclusões erradas sobre o assunto.

O contato utilizado entre as interfaces foi o *bonded*, considerando que a resina se aderiu perfeitamente ao esmalte. Como esta interface não é o foco deste estudo, optou-se pela complexa geometria da interface resina e *bracket*. A interface adesiva com a base do *bracket* foi gerada com um elemento de alta densidade com o intuito de promover melhor convergência na resposta nos pontos dessa interface.

A malha foi gerada dividindo o modelo em elementos tetraédricos tridimensionais, sendo que a malha do modelo do *bracket* metálico foi composto por 541195 nós e 344614 elementos, e a malha do modelo do *bracket* cerâmico composto por 389407 nós e 245659 elementos.

A força de cisalhamento no programa de elementos finitos foi aplicada no mesmo local em que foi aplicada no teste *in vitro* (na base do *bracket*), seguindo a média da força máxima obtida no GRUPO 1 de 23,928 Newtons (escolhida aleatoriamente apenas para fins de padronização).

Procurou-se seguir no modelo tridimensional exatamente os procedimentos do *in vitro*, em que a força foi aplicada na base do *bracket*, com a ponta de cisalhamento encostada na base.

O comportamento de cada um dos elementos é descrito por funções algébricas, em que os resultados representarão a distribuição das tensões máximas principais e deformações da resina ortodôntica.

Para cada uma das duas variáveis, resistência à flexão e módulo elástico, foi comparado os valores médios segundo duas resinas através do teste estatístico “t de student” para amostras independentes, uma vez que  $n \geq 30$ .

Considerando o fator duas resinas e para cada resina, dois tipos de *brackets*, inicialmente foi testado a normalidade dos dados para cada variável e para cada um dos quatro grupos ( $n = 15$ ), será utilizado análise de variância a dois critérios modelo fatorial completo, caso os grupos apresentem distribuição normal. Se o teste ANOVA acusar diferença entre os grupos e os dados apresentarem homogeneidade de variância, a identificação dos grupos diferem entre si será feita através do teste de comparações múltiplas paramétricas de TukeyHSD para variâncias homogêneas, caso contrários será utilizado o teste de comparações múltiplas paramétricas de Games-Howell para variância heterogênea.

## RESULTADOS

### 4.1. Ensaio de flexão de três pontos

Para o ensaio de flexão de 3 pontos, mesmo considerando que o tamanho da amostra é de  $n=30$  testou-se a normalidade das variáveis resistência flexural e módulo elástico à flexão, através do teste de normalidade de Kolmogorov-Smirnov e foi possível observar que os dois grupos apresentaram distribuição normal ( $p>0,05$ ), como mostra a Tabela 1, página 73.

Em seguida foi utilizado o teste de homogeneidade de variâncias de Levene e pode-se concluir que houve homogeneidade de variâncias entre os dois grupos, uma vez que  $p > 0,05$  (Tabela 2, página 73).

A Tabela 3, página 73 apresenta as estatísticas descritivas das variáveis resistência flexural e módulo elástico segundo resina:

Como as resinas são variáveis independentes, aplicou-se o Teste “t” de Student para amostras independentes para comparação entre as mesmas e observou-se diferença estatisticamente significativa (Tabela 4 e Gráficos 1 e 2, página 74).

Utilizou-se o coeficiente de correlação de Pearson (Tabela 5, página 74), o qual mede o grau de associação entre as duas variáveis, e foi possível verificar que há uma associação regular (estando no intervalo de 0,30 à 0,60, dentro de uma escala que vai de 0 a 1 determinado por Pearson).

### 4.2. Teste de resistência adesiva ao cisalhamento

Para o teste de cisalhamento, considerando que o tamanho da amostra é menor que 30 ( $n=15$ ), inicialmente testou-se a normalidade da variável resistência ao cisalhamento (teste de normalidade de Kolmogorov-Smirnov) segundo resina (Transbond™ XT e Enlight®) e *bracket* (Twin-Edge® e InVu®) para os quatro grupos com nível de significância de 0,05 (Tabela 6, página 75).

Observou-se que o GRUPO 4 (InVu® Ceramic Bracket + Enlight® Bonding System – ORMCO) não apresentou distribuição normal ( $p< 0,05$ ). Em seguida foi utilizado o teste de homogeneidade de variâncias de Levene e pode-se constatar

que houve homogeneidade de variâncias entre os quatro grupos, uma vez que  $p > 0,05$  (Tabela 7, página 75).

A Tabela 8, página 76 apresenta as estatísticas descritivas da variável resistência ao cisalhamento segundo resina, independente de *bracket*, segundo *bracket* independente de resina e, resina x *bracket*.

Foi possível observar que apesar do GRUPO 4 não apresentar distribuição normal, a média e a mediana são próximas indicando distribuição simétrica, sendo então recomendado a aplicação do teste ANOVA a dois critérios modelo fatorial completo (Tabela 9, página 76).

O teste ANOVA indicou que ao analisar as resinas independentemente de *bracket*, não houve diferença estatisticamente significativa ( $p > 0,05$ ), o que pode ser confirmado pelos intervalos de confiança 95% para a média de resistência ao cisalhamento para resina (Gráfico 1, página 74). Já ao analisar o fator *bracket* independentemente de resina, os intervalos de confiança para a média de resistência ao cisalhamento praticamente não se cruzam, ou seja, houve diferença estatisticamente significativa ( $p < 0,05$ ) (Gráfico 2, página 74). Foi possível perceber a inexistência de interação entre resina e *bracket*, ou seja, analisando as duas resinas, sempre a resistência ao cisalhamento foi maior com o Twin-Edge® em relação ao InVu®.

Como ANOVA acusou diferença entre os grupos e os dados apresentaram homogeneidade de variância pelo teste de Levene, a identificação dos grupos que diferem entre si, foi feita através do teste de comparações múltiplas paramétricas de Tukey HSD para a variável dependente resistência ao cisalhamento (Tabela 10, página 77).

O Teste de Tukey HSD revelou que houve diferença estatisticamente significativa na resistência ao cisalhamento entre o GRUPO 2 (Transbond™ XT + InVu® e o GRUPO 3 (Enlight® + Twin-Edge®) e entre este mesmo com o GRUPO 4 (Enlight® + InVu®).

Uma vez que a diferença estatisticamente significativa da resistência adesiva é de acordo com os *brackets*, foi determinado o tipo de falha que ocorre para metálico e cerâmico através de fractografia, e foi possível verificar que há predominância de falha adesiva (73% da amostra), sendo 41% para o *bracket*

metálico e 32% para o *bracket* cerâmico, o qual obteve também falhas coesivas, como ilustrado pelo Microscópio Óptico Olympus BX60 (Japan), modelo U-AN360 com lente de aumento de 50 vezes, como mostra a Figura 10, página 40.

### 4.3. Análise pelo método de elementos finitos

Os resultados das simulações numérico-computacionais na camada adesiva foram processados gráfica e numericamente, para uma análise qualitativa.

Antes mesmo de discutir os resultados, é interessante realizar uma explicação sobre o critério utilizado em cada resultado e as particularidades do método de elementos finitos, que possam afetar esses resultados.

O método de análise com elementos finitos, como o nome já cita, necessita transformar um domínio, corpo ou peça, em um conjunto de partes finitas, sendo uma simplificação necessária ao método, uma vez que um domínio de infinitas partes, pelo método, ocorreria num cálculo numérico infinito, e, portanto, sem solução. Dessa forma, o processo de discretização, que é a transformação das geometrias em nós e elementos, acarreta numa necessária simplificação do modelo, principalmente em geometrias complexas como as apresentadas neste trabalho.

Dentre os diferentes métodos de análise numérica/computacional, o método se destaca por permitir a variação na precisão desejada no domínio, dependendo do lugar a ser analisado. Dessa forma, quanto maior o número de nós e elementos numa determinada região, menor será o desvio no resultado dessa região. Por esse motivo é que refinamentos de malha (Figura 11, página 40) foram realizados nas áreas de interesse (interfaces esmalte/resina, resina/*bracket*) para garantir que essa simplificação, natural ao método, não conduzisse a resultados inválidos. É de convenção que as tensões de tração tenham valores positivos e as tensões de compressão valores negativos.

Note-se que, embora seja possível, em um ponto, a existência de tensões exclusivamente de tração ou de compressão, normalmente, o maior resultado entre as tensões máximas principais se refere ao pico de tração e o menor resultado (maior módulo, mas negativo) entre as tensões mínimas principais, se refere ao pico das tensões de compressão. Essa divisão é importante ao

analisarmos materiais que reagem diferentes a tensões de tração e compressão, mesmo que seu módulo seja o mesmo, como é o caso dos materiais fráveis/frágeis, além de entender as bases pelos quais diversos critérios de fratura são utilizados.

Considerando os valores no programa elementos finitos, para os quatro grupos de combinações entre resina e *bracket* foram obtidos os valores dos picos de tensão máxima principal (Tabela 4, página 36) junto à escala de cores, as quais permitiram visualizar onde as forças de tensão e compressão se distribuíram na camada adesiva, nas duas interfaces resina/*bracket* (Figura 12, página 41) e esmalte/resina (Figura 13, página 42), permitindo uma avaliação qualitativa com os mesmos grupos nos ensaios experimentais.

#### **4.3.1. GRUPO 1 (Transbond™ XT + Twin-Edge®)**

As máximas tensões principais apresentaram um pico de 3,7436 MPa. Na interface com o *bracket*, as tensões de tração (vermelho) se concentraram entre as reentrâncias perto da onde a força foi aplicada, bem como as tensões de compressão (marrom) que também se concentraram na borda inferior da interface. As tensões de compressão (azul escuro) se mantiveram presentes ao longo dessa interface. Na interface com o esmalte, houve uma concentração de forças de tração, representadas pelas cores azul claro, verde claro e amarelo, sendo essas duas últimas na metade superior da interface. Há também a presença de forças de compressão na borda superior e inferior da interface, representada pelas cores marrom e azul escuro.

#### **4.3.2. GRUPO 2 (Transbond™ XT + InVu®)**

As máximas tensões principais apresentaram um pico de 4,4281 MPa, sendo que as tensões de compressão (marrom) se concentraram no terço superior perto da onde a força foi aplicada. Observou-se que existiu acúmulo de tensões de tração (vermelho) na borda oposta à aplicação da força. Ao longo da superfície, é possível perceber a cor amarela (acumulada no meio) verde claro e azul escuro, ilustrando forças de tração e compressão respectivamente. Na interface com o esmalte, há concentração de tensões de compressão ilustradas

pela cor azul claro, azul escuro e marrom nas bordas superior e inferior da interface, e concentração no meio de tensão de tração, representadas pelas cores verde claro e amarelo.

#### **4.3.3. GRUPO 3 (Enlight® + Twin-Edge®)**

As máximas tensões principais apresentaram um pico de 4,0005 MPa, sendo que as tensões de compressão (marrom) se concentraram no terço superior perto da onde a força foi aplicada. Observou-se que existiu acúmulo pequeno de tensões de tração (vermelho) nas reentrâncias da mesma região. Ao longo da superfície, é possível perceber a cor azul escuro, ilustrando forças compressão. Na interface com o esmalte, há tensões de tração (verde e amarelo) e na borda superior, de compressão (marrom), bem como ao longo da metade inferior da interface (azul claro).

#### **4.3.4. GRUPO 4 (Enlight® + InVu®)**

As máximas tensões principais apresentaram um pico de 4,3565 MPa, sendo que as tensões de compressão (marrom) se concentraram na borda superior perto da onde a força foi aplicada. Observou-se que existiu acúmulo pequeno de tensões de tração (vermelho) na borda inferior e na região central da camada adesiva, ilustrada pela cor amarela. É possível perceber a cor azul, ilustrando forças de compressão no contorno quadriculado. Na interface com esmalte, há maior tensão de tração (verde claro, amarelo e laranja) e nas bordas superior e inferior, de compressão (marrom, azul claro e escuro).

## 5. DISCUSSÃO

Este trabalho comparou o padrão de falha adesiva entre o ensaio mecânico *in vitro* de duas resinas ortodônticas (Transbond™ XT e Enlight®) com *bracket* metálico e cerâmico e a simulação numérico computacional, após obter a resistência ao cisalhamento e analisar as tensões e a deformação na camada de resina pelo método de elementos finitos (MEF). Foi possível reconhecer os mecanismos envolvidos nas resinas ortodônticas com os *brackets*, comparando os resultados da fractografia com o modelo computacional.

No presente estudo não foi possível analisar cada componente (esmalte/resina/*bracket*) individualmente no ensaio mecânico *in vitro*, e sim obtido um valor representativo da resistência da resina, apenas para a compreensão do desempenho clínico, em concordância com DeHoff et al (1995), Knox et al (2000) e Wiltshire et al (2010). No entanto, foi possível, pelo MEF, obter informações do padrão de falha da resina pelas interfaces com o *bracket* e com o esmalte em concordância com Knox et al (2000), Knox et al (2001) e Viana et al (2007) devido a utilização de uma geometria fiel e da caracterização dos materiais, como recomendam Lavernhe et al (2010).

Este trabalho iniciou-se com a caracterização laboratorial das resinas compostas, de modo a determinar o comportamento mecânico por meio do teste de flexão de três pontos. Foram obtidos o módulo elástico e a resistência à flexão, maiores para Transbond™ XT, sendo significativo estatisticamente. O módulo elástico obtido para as duas resinas ortodônticas foi utilizado posteriormente na simulação numérica computacional.

Para Lavernhe et al (2010), há grande discrepância nos resultados encontrados na literatura quanto a resistência adesiva *in vitro* de resinas ortodônticas (de 3 a 27 MPa). No entanto, para Sharma-sayal et al (2003) a faixa ótima de resistência adesiva ao cisalhamento está entre 5,88 e 13,53 MPa com força de adesão mínima de 2,8 MPa para manter os *brackets* ortodônticos fixos (KNOLL et al, 1986), semelhante aos resultados encontrados por Wiltshire et al (2010) de 11,22 MPa para Transbond™ XT. Porém, diferente dos resultados encontrados no presente estudo, que foram maiores que a faixa ótima de resistência preconizada pela literatura. A diferença estatisticamente significativa

da variável *bracket*, pode estar associada a essa discrepância, indicando ser um componente importante nos valores de resistência e que não foi considerado para a determinação da faixa ótima da resistência de resinas.

No estudo *in vitro* verificou-se a resistência adesiva ao cisalhamento para Transbond™ XT e Enlight®, com 17,26 e 18,44 MPa, respectivamente, não sendo estatisticamente significativa, em concordância com os resultados de Scougall-Vilchis et al (2010) que também encontraram uma resistência maior para a Enlight®.

A flexibilidade da resina ortodôntica também pode alterar a resistência ao cisalhamento (KNOX et al, 2000), pois está relacionada com a fluidez do material (SHARMA-SAYAL et al, 2003) como observado no presente estudo, pois a Enlight® apresentando menos partículas de carga em sua composição, obteve menor resistência e módulo elástico à flexão em relação à Transbond™ XT, proporcionando melhor retenção mecânica pelo escoamento na malha da base do *bracket* e, conseqüentemente, maior resistência ao cisalhamento.

Apesar de Viazis et al (1990) relatarem como vantagem dos *brackets* cerâmicos a união química com a resina por meio do silano, o fabricante dos *brackets* utilizados nesta pesquisa (TP Orthodontics®) não recomenda o uso de agente de união química de qualquer resina ortodôntica e, portanto, este não foi utilizado no ensaio *in vitro*. Para Kitahara-Céia et al (2008) e Brantley e Eliades, (2001) a união química com o *bracket* não é favorável na Ortodontia, uma vez que nos procedimentos de descolagem há fraturas de esmalte, sendo favorável uma união apenas mecânica como nas amostras do presente estudo em que a resistência adesiva foi acima do encontrado por Reynolds et al (1975) como valores mínimos de adesão (4,9 e 7,85 MPa) e do mínimo aceitável (8 a 10 MPa) para uma boa colagem de *brackets* ortodônticos (MAIJER et al, 1981).

Na base do *bracket* cerâmico utilizado neste estudo foram observadas quatro retenções na região central, para melhorar a retenção mecânica, porém comparando-se a resistência ao cisalhamento com a presença dos *brackets* metálicos, estas retenções não foram suficientes para fornecer maior resistência, porém foram determinantes no mecanismo de ruptura, uma vez que a fractografia revelou que houve falha coesiva (Figura 10, página 40) e as tensões de tração se

concentraram entre as retenções na interface com o esmalte (Figura 13 B e D, página 42).

Wakabayashi et al (2008) relataram que os *brackets* cerâmicos provêm uma retenção mecânica melhor com a resina, uma vez que seu embricamento é proveniente de uma superfície quadriculada com ângulos de 90° e sulcos transversais, que ao aplicar uma força resultariam em falha coesiva (VIAZIS et al, 1990), ou seja, tanto na resina quanto nas suas interfaces. Tal fato ocorreu no presente estudo, pois quando a força foi aplicada, houve falha tanto da interface com o *bracket* quanto com o esmalte (Figura 10 C, página 40), porém não sendo indicativo de maior resistência (16,53 e 17,05 MPa em relação aos grupos com *bracket* metálico com 17,99 e 19,83 MPa). Além das reentrâncias quadriculadas da base do *bracket* cerâmico, suas quatro retenções circulares promoveram uma distribuição de tensões de tração ao centro (Figura 13 B e D, página 42), que acarretou numa falha com o esmalte. O que não ocorre na presença do *bracket* metálico, em concordância com Kitahara-Céia et al (2008).

Além da afirmação de Karamouzos et al (1997) em que a união mecânica entre a resina o *bracket* metálico é melhor que no *bracket* cerâmico, a diferença do presente estudo se deve ao *design* da base dos *brackets* utilizados, pois de acordo com Sharma-Sayal et al (2003) quando a resina penetra melhor na base, a resistência ao cisalhamento também melhora. O que foi possível observar neste estudo, pois o *bracket* com a malha mais retentiva e a resina mais fluida permitiram uma união melhor, correspondendo ao GRUPO 3 (Enlight® + Twin-Edge®) com maior resistência adesiva ao cisalhamento (19,83 MPa).

Observou-se que mudanças no módulo de elasticidade das resinas não influenciam nas principais tensões, em concordância com Viana et al (2007), visto que no MEF houve semelhança na distribuição das tensões nos modelos de mesmo *bracket*, variando apenas a resina. As maiores mudanças, tanto para resistência *in vitro* quanto na distribuição de tensões pelo MEF, foram relacionadas com a variável *bracket*.

Antes da simulação pelo MEF, detalhou-se a geometria, a qual tem relação direta com a distribuição de tensões quando uma força é aplicada. Portanto, para cada componente do modelo foi gerado um objeto tridimensional fiel ao real. Com relação à camada de resina, padronizou-se a espessura nos quatro modelos

próxima do local onde a força foi aplicada, tendo como parâmetro a medida de 271 $\mu$ m como utilizado por Knox et al (2000). De modo que as variáveis independentes continuassem sendo apenas resina e *bracket*, apesar das tensões geradas serem minimamente afetadas pela espessura da camada adesiva (LAVERNHE et al, 2010).

Com relação à força de cisalhamento nos quatro modelos no MEF aplicou-se 23,928N correspondente à menor média da força máxima obtida em um dos grupos do ensaio mecânico *in vitro*, selecionada aleatoriamente para a padronização. Visto que Klocke et al (2005) concluíram que há diferenças significantes nos resultados com a mudança do local de aplicação da força, o carregamento foi realizado na base do *bracket*, assim como no ensaio mecânico *in vitro*, para evitar discrepâncias na comparação entre os dois experimentos.

Liu et al (2004) e Lin et al (2010) utilizaram um modelo detalhado da interface resina/esmalte, porém, no ensaio mecânico *in vitro* do presente estudo não foi encontrado predominância de falha coesiva com perda de estrutura de esmalte, e sim de falhas adesivas com o *bracket*, portanto no ensaio numérico computacional detalhou-se a interface da resina com o *bracket* (Figura 15, página 44) como recomenda Viana et al (2007).

Apesar de Knox et al (2000) sugerir que a malha da base do *bracket* com a resina tenham as propriedades mecânicas baseadas na teoria da homogeneização, a qual que dispõe a habilidade para estimar diretamente variações de tensões e deformações de microestruturas através de padrões aparentes de tensão de elementos finitos (HOLLISTER et al, 1991), no presente estudo foi utilizado propriedades específicas de cada componente, de modo a individualizar o comportamento e desta forma determinar com exatidão a distribuição das tensões na resina e suas interfaces.

Os resultados revelaram um concentrado de tensões de tração na interface da resina com o esmalte, em concordância com Knox et al (2000), mesmo que a geometria desta interface não tenha sido minuciosamente detalhada, indicou maior susceptibilidade à falha como ocorreu no ensaio *in vitro* na presença do *bracket* cerâmico. Independente de responsabilizar uma das duas interfaces pela falha, ressalta-se o comportamento mecânico das resinas ortodônticas na presença dos diferentes *brackets*. A tensão máxima principal de tração na resina

quando em *bracket* metálico se concentra próxima do local de aplicação da força de acordo com Knox et al (2000) e Lin et al (2010). Com o *bracket* cerâmico as tensões se concentram também no lado oposto à força aplicada

Na simulação da deformação da camada adesiva obtida no ensaio computacional (Figura 14, página 43) na presença do *bracket* metálico, as maiores deformações foram observadas na região em que a força foi aplicada, enquanto que na presença do cerâmico, embora a deformação ainda seja predominante nesta mesma região, se apresentou de forma mais homogênea ao longo de toda resina, com uma deformação para fora na região oposta à força, demonstrando que as tensões se espalham até ocorrer a falha.

Pelo MEF verificou-se que o pico de tensões na resina ortodôntica quando em *bracket* cerâmico foi maior, sugerindo maior probabilidade à falha, enquanto que em *bracket* metálico foi menor, caracterizando a necessidade de força mais intensa para ocorrer falha (Tabela 4, página 36).

A presença de aluminas policristalinas na composição dos *brackets* cerâmicos confere alta dureza e rigidez, no entanto são mais friáveis com um intervalo de tensão e deformação muito tênue até a fratura (KARAMOUZOS, 1997; BRANTLEY e ELIADES, 2001) com resistência até quarenta vezes menor do que o metal (GUERRERO et al, 2010). Devido à curva de deformação plástica desses materiais, ser muito tênue, a deformação na camada de resina acontece por todo o corpo até ocorra a falha, sem deformação plástica no local, como ocorre na presença do *bracket* metálico. A diferença no comportamento possibilitou que com o *bracket* metálico houvesse maior resistência do que com o cerâmico, conforme os resultados da Tabela 8, página 76.

Comparando o pico de tensões no MEF com os valores do experimento *in vitro*, a diferença dos valores pode ser atribuída ao cálculo utilizado para determinar a resistência no ensaio *in vitro*, a partir da divisão entre o valor de força máxima pela área da base do *bracket* (KNOX et al, 2001). Porém, de acordo com DeHoff et al (1995) não foram consideradas as reentrâncias da malha. Desta forma, *brackets* com dimensões de base (base e altura) idênticas, podem ter áreas diferentes. Lin et al (2010) encontraram valores maiores de pico de tensão principal, a partir de uma simulação apenas da região de retenção micro-mecânica dos *tags* de resina no esmalte condicionado, não considerando a malha

da base do *bracket* como uma variável. O que justifica na presente pesquisa o uso de um modelo englobando todos os componentes, correspondendo com os resultados do ensaio mecânico *in vitro*.

Em biomateriais frágeis, como a resina ortodôntica, as concentrações de tensões em ambos os lados de uma interface podem estar qualitativamente relacionadas com os locais mais prováveis de início da fratura (DEHOFF et al, 1995; SCHERRER et al, 2010). No MEF, apesar da prevalência de valores positivos de tração na interface com o esmalte, a qual foi considerada lisa, foi possível concluir por meio da comparação com o ensaio mecânico *in vitro*, que há a prevalência de falha adesiva na interface de união mecânica com o *bracket*, a qual foi detalhadamente criada para a simulação computacional e que por sua vez, nos resultados demonstrou tensões de valores negativos de compressão, porém, não caracterizando maior retenção que a interface com o esmalte.

A análise pelo Método de Elementos Finitos proporcionou uma interpretação da distribuição das tensões sobre a camada de resina e suas interfaces somente pela comparação com o ensaio mecânico *in vitro*, e assim verificou-se a interface mais suscetível à fratura.

Para aprimorar o método numérico computacional em Ortodontia, pesquisas devem ser aplicadas principalmente na criação da geometria de todos os componentes do estudo, adesão micromecânica da resina com o esmalte dentário e caracterização dos materiais que estão envolvidos considerando resistência à tração e à compressão, e não somente módulo flexural. É necessário analisar todo o conjunto esmalte/resina/*bracket*, uma vez que houve diferença apenas ao trocar o *bracket*, e não atribuir a resistência somente à resina ortodôntica.

## 6. CONCLUSÕES

1. A resistência adesiva ao cisalhamento foi de 17,99 MPa para GRUPO 1 (Transbond™ XT + Twin-Edge®), de 16,53 MPa para o GRUPO 2 (Transbond™ XT + InVu®), de 19,83 MPa para o GRUPO 3 (Enlight® + Twin-Edge®) e de 17,05 MPa para o GRUPO 4 (Enlight® + InVu®).
2. Os picos de tensão máxima principal foram de 3,243 MPa para GRUPO 1, 4,428 MPa para o GRUPO 2, 4,000 MPa para o GRUPO 3 e 4,356 MPa para o GRUPO 4.
3. O padrão de deformação na camada da resina na presença do *bracket* metálico é localizada na região em que a força é aplicada e na presença do *bracket* cerâmico, cisalhante, com uma concentração de tensões na região oposta da onde a força é aplicada.
4. Os resultados do ensaio numérico computacional (MEF) estão de acordo com os do ensaio *in vitro*.
5. A análise numérica pode contribuir na escolha da resina e do *bracket*, permitindo concluir que o *bracket* com a malha mais retentiva e a resina menos resistente à flexão acarretaram numa união melhor.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res*. 1955 Dec; 34(6): 849-53.
2. Swift EJ Jr., Perdigao J, Heymann HO. Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art. *Quintessence Int*. 1995. Feb; 26(2): 95-110.
3. Fróes-Salgado NR, Francci C. Colagem de braquetes em Ortodontia: uma revisão. *Persp Oral Scienc*. 2009 ago; 1(1): 49-55.
4. Finnema KJ, Ozcan M, Post WJ, Ren Y, Dijkstra PU. In-vitro orthodontic bond strength testing: a systematic review and meta-analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2010 May; 137(5): 615-22.
5. DeHoff PH, Anusavice KJ, Wang Z. Three-dimensional finite element analysis of the shear bond test. *Dent Mater*. 1995 Mar; 11(2): 126-31.
6. Hioki M, Shin-Ya A, Nakahara R, Vallittu PK, Nakasone Y. 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*. 2007 Sep; 26(5): 700-7.
7. Lavernhe P, Estivalezes E, Lachaud F, Lodter C, Piquet R. Orthodontic bonding: Finite element for standardized evaluations. *International Journal of Adhesion & Adhesives*. 2010; 30: 21–9.
8. Wiltshire W, Noble J. Clinical and Laboratory Perspectives of Improved Orthodontic Bonding to Normal, Hypoplastic, and Fluorosed Enamel. *Semin Orthod* 2010; 16(1): 55-65.
9. Lin CL, Huang SF, Tsai HC, Chang WJ. Finite element sub-modeling analyses of damage to enamel at the incisor enamel/adhesive interface upon debonding for different orthodontic bracket bases. *J Biomech*. 2010 Sep 10.
10. Sharma-Sayal SK, Rossouw PE, Kulkarni GV, Titley KC. The influence of orthodontic bracket base design on shear bond strength. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2003 Jul; 124(1): 74-82.
11. Fox NA, McCade JF, Buckley JG. A critique of bond strength testing in orthodontics. *G A critique of bond strength testing in orthodontics*. *J Orthod* 1994; 21: 33-43.
12. Brantley WA, Eliades T. *Orthodontic Materials*. New York: Stuttgart T; 2001.
13. Katona TR, Moore BK. The effects of load misalignment on tensile load testing of direct bonded orthodontic brackets, a finite element model. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1994 Jun; 105(6): 543-51.
14. Katona TR. A comparison of the stresses developed in tension, shear peel, and torsion strength testing of direct bonded orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1997 Sep; 112(3): 244-51.
15. Knox J, Kralj B, Hubsch PF, Middleton J, Jones ML. An evaluation of the influence of orthodontic adhesive on the stresses generated in a bonded bracket finite element model. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2001 Jan; 119(1): 43-53.

16. Scherrer SS, Cesar PF, Swain MV. Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: a critical literature review. *Dent Mater.* 2010 Feb; 26(2): e78-93.
17. Lotti RS, Machado AW, Mazzeiro ÊT, Landre J Jr. Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. *Press Ortodon Ortop Facial* 2006; 11(2): 35-43.
18. Ghosh J, Nanda RS, Duncanson MG, Courier GF. Ceramic bracket design: An analysis using the finite element method. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1995; 108(6): 575-82.
19. Knox J, Jones ML, Hubsch P, Middleton J, Kralj B. An evaluation of the stresses generated in a bonded orthodontic attachment by three different load cases using the Finite Element Method of stress analysis. *J Orthod.* 2000 Mar; 27(1): 39-46.
20. Lin CC, Versluis, A, Douglas WH. Failure criteria of dentin-resin adhesion—a mixed mode fracture mechanics approach. *Scrip Mater* 2000; 42: 327-33.
21. Testing of adhesion to tooth structure. ISO-TS-11405. 2003.
22. Dentistry – Polimer-based crown and bridge materials. ISO 10477.1992.
23. Viana CP, Mazzeiro ET, Júnior J. A influência da variação da curvatura da base do braquete em uma união ortodôntica submetida a diferentes cargas, através do método dos elementos finitos. *R Dental Press Ortodon Ortop Facial* 2007; 77: 75-86.
24. Scougall-Vilchis RJ, Zarate-Diaz C, Kusakabe S, Yamamoto K. Bond strengths of different orthodontic adhesives after enamel conditioning with the same self-etching primer. *Aust Orthod J.* 2010 May; 26(1): 84-9.
25. Knoll M, Gwinnett AJ, Wolff MS. Shear bond strenght of brackets bonded to anterior and posterior teeth. *Am J Orthod.* 1986; 89: 476- 79.
26. Viazis AD, Cavanaugh G, Bevis RR. Bond strength of ceramic brackets under shear stress: an in vitro report. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1990 Sep; 98(3): 214-21.
27. Kitahara-Ceia FM, Mucha JN, Marques dos Santos PA. Assessment of enamel damage after removal of ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2008 Oct; 134(4): 548-55.
28. Reynolds IR. A review of direct orthodontic bonding. *British J Orthod.* 1975; 2: 171-78.
29. Maijer, R, Smith DC. Variables influencing the bond strength of metal orthodontics bracket bases. *American Journal Orthodontics.*1981; 79: 20-34.
30. Karamouzou A, Athanasiou AE, Papadopoulos MA. Clinical characteristics and properties of ceramic brackets: A comprehensive review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1997 Jul; 112(1): 34-40.
31. Klocke A, Kahl-Nieke B. Influence of force location in orthodontic shear bond strength testing. *Dent Mater.* 2005 May; 21(5): 391-6.
32. Liu HL, Lin CL, Sun MT, Chang YH. 3D micro-crack propagation simulation at enamel/adhesive interface using FE submodeling and element death techniques. *Ann Biomed Eng.* 2010 Jun; 38(6): 2004-12.

33. Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y. Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. *J Dent* 2008; 36(7): 463-71.
34. Hollister S. J. Fyhrie DP, Jepsen JK, Goldstein SA. Application of homogenization theory to the study of trabecular bone mechanics. *Journal of Biomechanics* 1991; 24: 825-839.
35. Guerrero AP, Guariza-Filho O, Tanaka O, Camargo ES, Vieira S. Evaluation of frictional forces between ceramic brackets and archwires of different alloys compared with metal brackets. *Braz Oral Res.* 2010 Jan-Mar; 24(1): 40-5.
36. Huang HL, Huang JS, Ko CC, Hsu JT, Chang CH, Chen MY. Effects of splinted prosthesis supported a wide implant or two implants: a three-dimensional finite element analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2005 Aug; 16(4): 466-72.
37. Barbosa DB, Monteiro DR, Barao VA, Pero AC, Compagnoni MA. Effect of monomer treatment and polymerisation methods on the bond strength of resin teeth to denture base material. *Gerodontology.* 2009 sep; 26(3): 225-31.

## TABELAS

TABELA 1 - AMOSTRA PARA O ENSAIO DE RESISTÊNCIA ADESIVA, PUCPR 2010

GRUPO	n	BRACKET	ÁREA DA BASE	RESINA	COMPONENTES DAS RESINAS
1	15	<b>Twin-Edge®</b> Stainless Steel Brackets Standard Edgewise System ( TP Orthodontics 209-907)	14,4mm <sup>2</sup>	<b>Transbond™ XT</b> Light Cure Adhesive (3M)	Partículas de quartzo <b>70 – 80%</b> Partículas de sílica <b>&lt; 2%</b>
2	15	<b>InVu®</b> Ceramic Brackets Standard Edgewise System (TP Orthodontics 297-905)	15,6mm <sup>2</sup>		
3	15	<b>Twin-Edge®</b> Stainless Steel Brackets Standard Edgewise System ( TP Orthodontics 209-907)	14,4mm <sup>2</sup>	<b>Enlight®</b> Bonding System – ORMCO Orthodontics	Ativadores, sílica, matriz mineral, activators - <b>65%</b>
4	15	<b>InVu®</b> Ceramic Brackets Standard Edgewise System (TP Orthodontics 297-905)	15,6mm <sup>2</sup>		

FONTE: Fabricante (TP Orthodontics, 3M e ORMCO)

TABELA 2 - CARACTERIZAÇÃO DAS RESINAS

RESINA	Resistência à Flexão (38)	Módulo Elástico à Flexão (GPa)
Transbond™XT	450,3 (92,1)	10,7 (1,6)
Enlight®	341,2 (59,2)	7,6 (1,6)

FONTE: Dados da pesquisa

TABELA 3 - PROPRIEDADES FÍSICAS COLETADAS DA LITERATURA, PUCPR 2010

	Coeficiente de Poisson	Módulo de Young (GPa)
Esmalte	0,3	46,89
Dentina	0,31	18,6
<i>Bracket</i> Metálico	0,3	210000
<i>Bracket</i> Cerâmico	0,19	380000
Resina Acrílica	0,4	2979

FONTE: Knox et al, 2000; Knox et al, 2001; Huang et al, 2005; Lotti et al, 2006; Barbosa et al, 2009; Lin et al, 2010; Liu et al, 2010;

TABELA 4 - DISTRIBUIÇÃO DA TENSÃO MÁXIMA PRINCIPAL PARA CADA GRUPO

GRUPO	TENSÃO MÁXIMA PRINCIPAL
1	3,743
2	4,428
3	4,000
4	4,356

Fonte: Dados da pesquisa

## FIGURAS



Figura 1. Transbond™ XT Light Cure Adhesive (3M)



Figura 2. Enlight® Bonding System – ORMCO Orthodontics

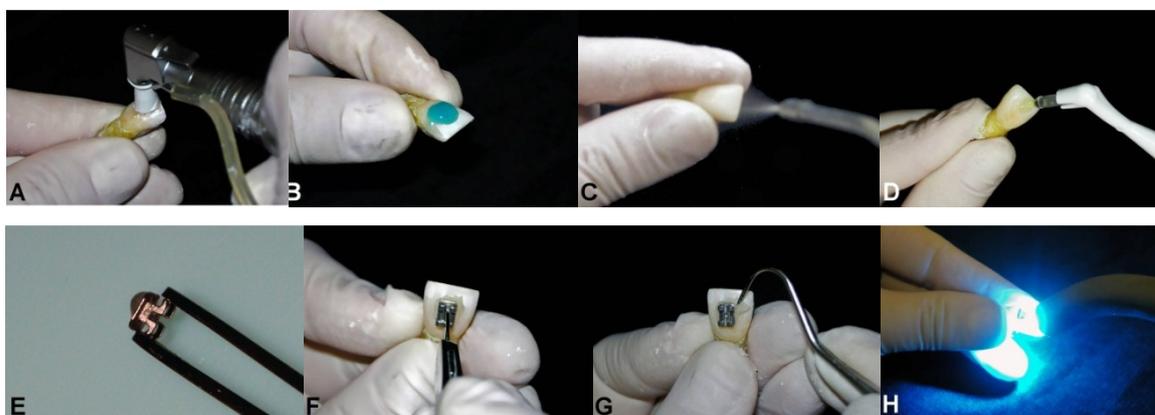


Figura 2. Sequência da colagem dos *brackets* para ambas as resinas, na face vestibular do incisivo central superior: A) Profilaxia; B) Condicionamento ácido; C) Lavagem e secagem; D) Aplicação do adesivo E) Aplicação da resina na base do *bracket*; F) Posicionamento do *bracket*; G) Remoção do excesso de resina; H) Fotopolimerização.

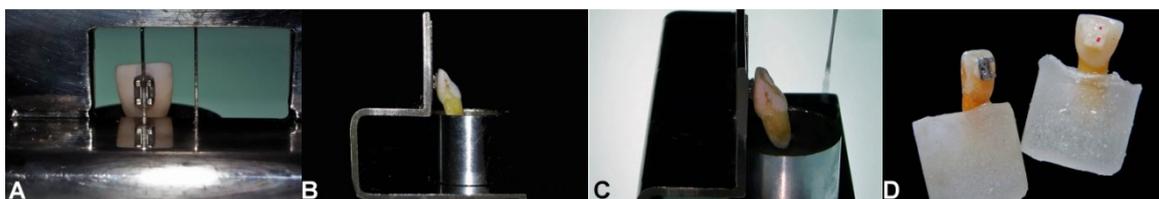


Figura 3. Montagem dos corpos de prova: posicionamento da face vestibular, vista frontal (A) e lateral (B) dos dentes perpendicular ao plano horizontal, inclusão dos dentes em resina acrílica autopolidizável (C) e corpos de prova com os *brackets* metálico e cerâmico (D).

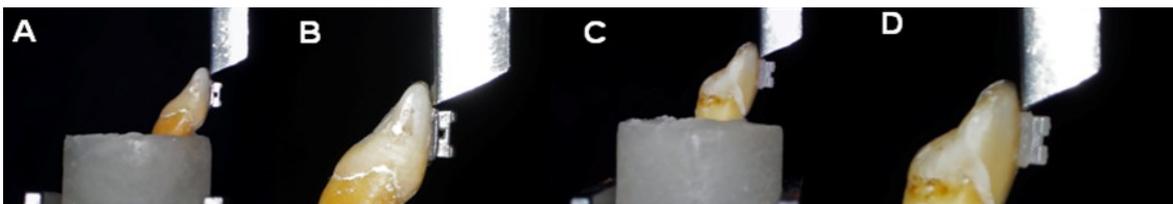


Figura 4. Amostra foi submetida ao ensaio mecânico de resistência adesiva ao cisalhamento em Máquina de Ensaio EMIC com velocidade de 0,5 mm por minuto: *bracket* metálico (A e B) e *bracket* cerâmico (C e D) para ambas as duas resinas.



Figura 5. Confecção dos corpos de prova com matriz metálica e lâmina de microscópio (A), corpos de prova das duas resinas Transbond XT e Enlight (B) e teste de resistência à flexão na Máquina de Ensaio Mecânicos Universais EMIC (Equipamentos e Sistemas de Ensaio Ltda) (C)

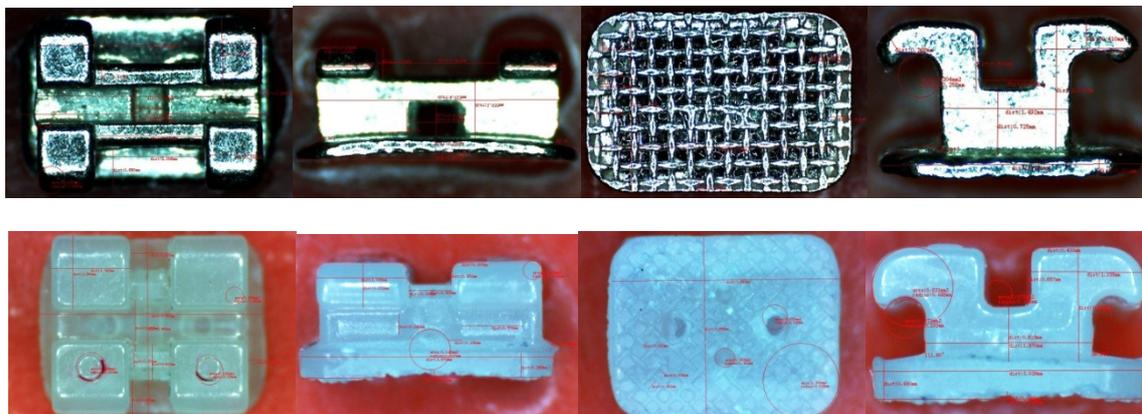


Figura 6. Mensurações feitas em todas as faces dos *brackets* metálico e cerâmico com o microscópio digital, modelo DM-130U, com aumento de 10x - 200X e software de mensuração próprio (Miview, China), para posterior criação do modelo tridimensional geométrico.

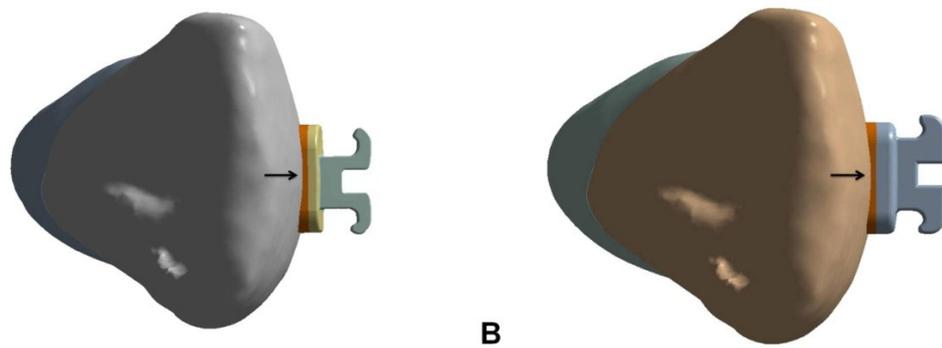


Figura 7. Para ambos os *brackets* metálico (A) e cerâmico (B) determinou-se a espessura de 130  $\mu\text{m}$  de resina correspondente à região central da borda superior onde a força é aplicada.

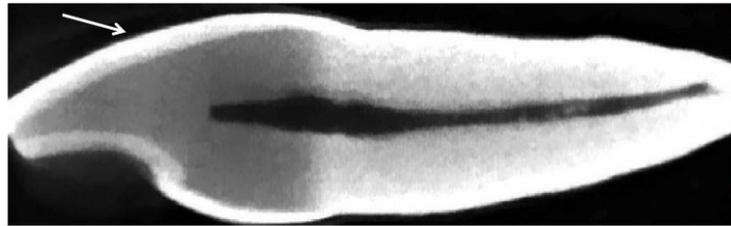


Figura 8. Fatia de um incisivo central superior humano obtida através da micro-tomografia computadorizada (micro-CT), para determinação da espessura e angulação da superfície do esmalte, indicadas pela flecha

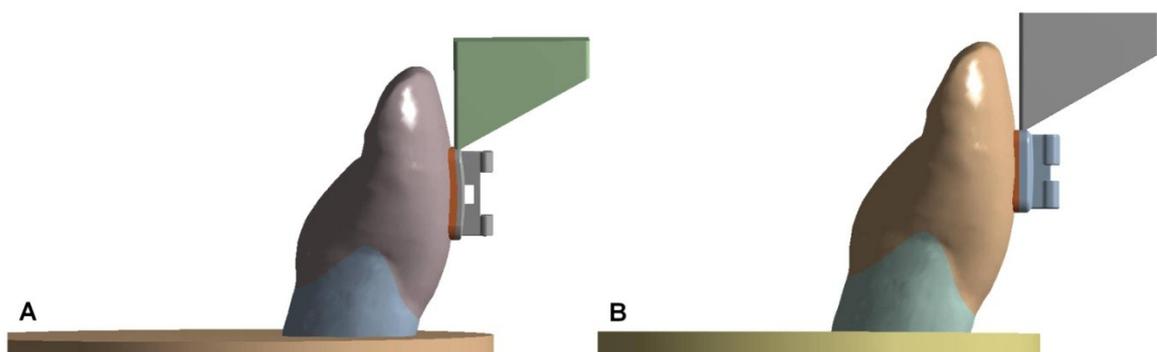


Figura 9. Geometria completa com os *brackets* metálico (A) e cerâmico (B) exportados para o Ansys Workbench V11 (Ansys Inc., Canonsburg, PA, USA)

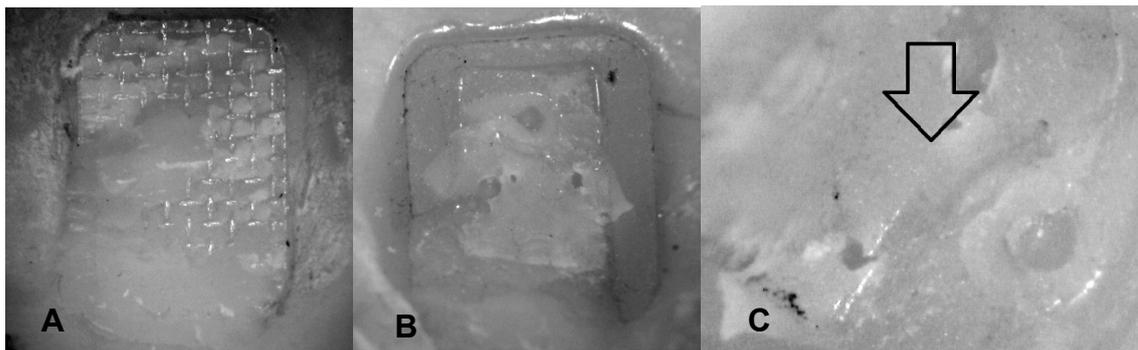


Figura 10 – Padrão de falha adesiva em 73% da amostra, 41% em entre *brackets* metálicos (A) e 32% entre *brackets* cerâmicos (B). Padrão de falha coesiva na amostra de *brackets* cerâmicos (C).

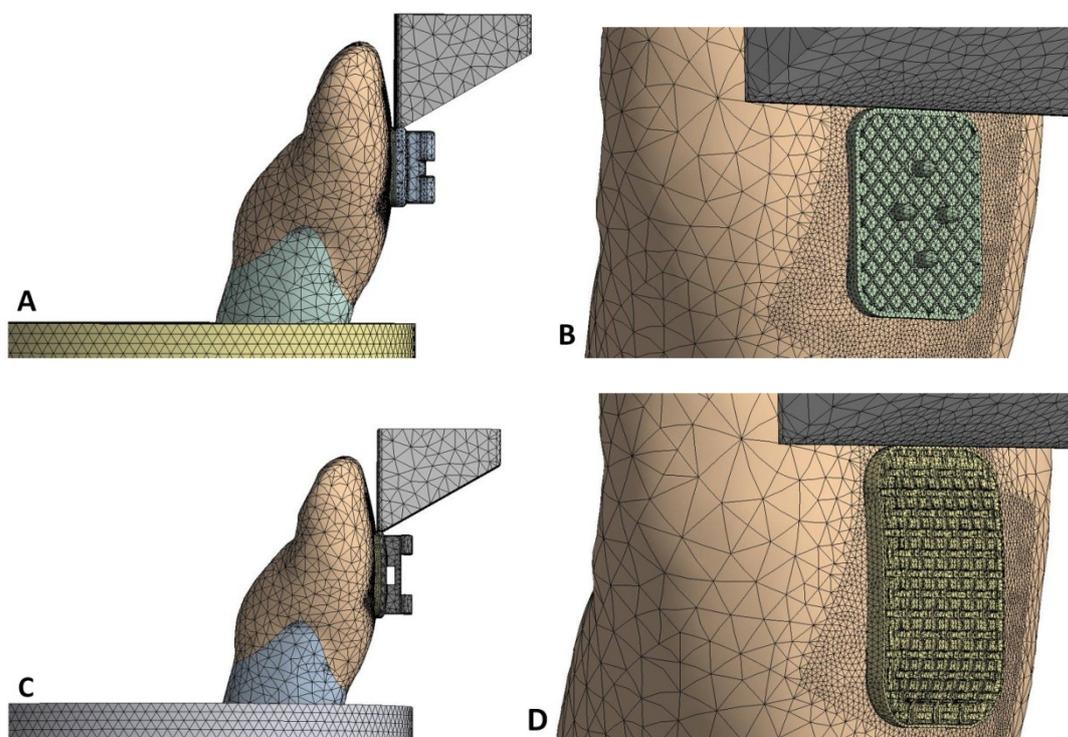


Figura 11 – Malha gerada para as duas geometrias com o *bracket* cerâmico e metálico (A e C respectivamente) e refinamento nas áreas de interesse (B e D)

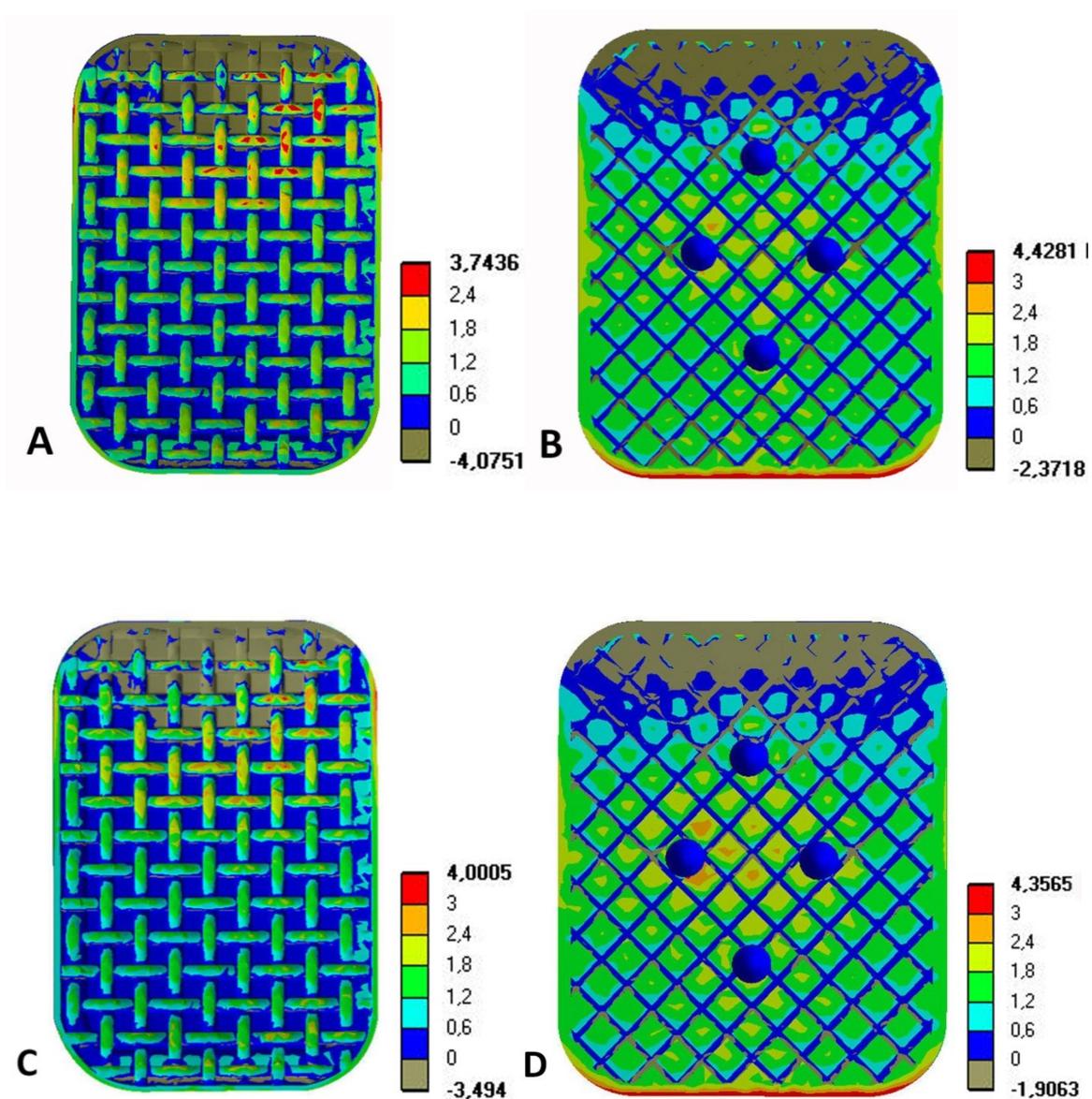


Figura 12 – Distribuição das tensões máximas principais na interface resina/*bracket*, para o GRUPO 1 (Transbond™ XT + Twin-Edge® - A), GRUPO 2 (Transbond™ XT + InVu® - B), GRUPO 3 (Enlight® + Twin-Edge® - C) e GRUPO 4 (Enlight® + InVu® - D).

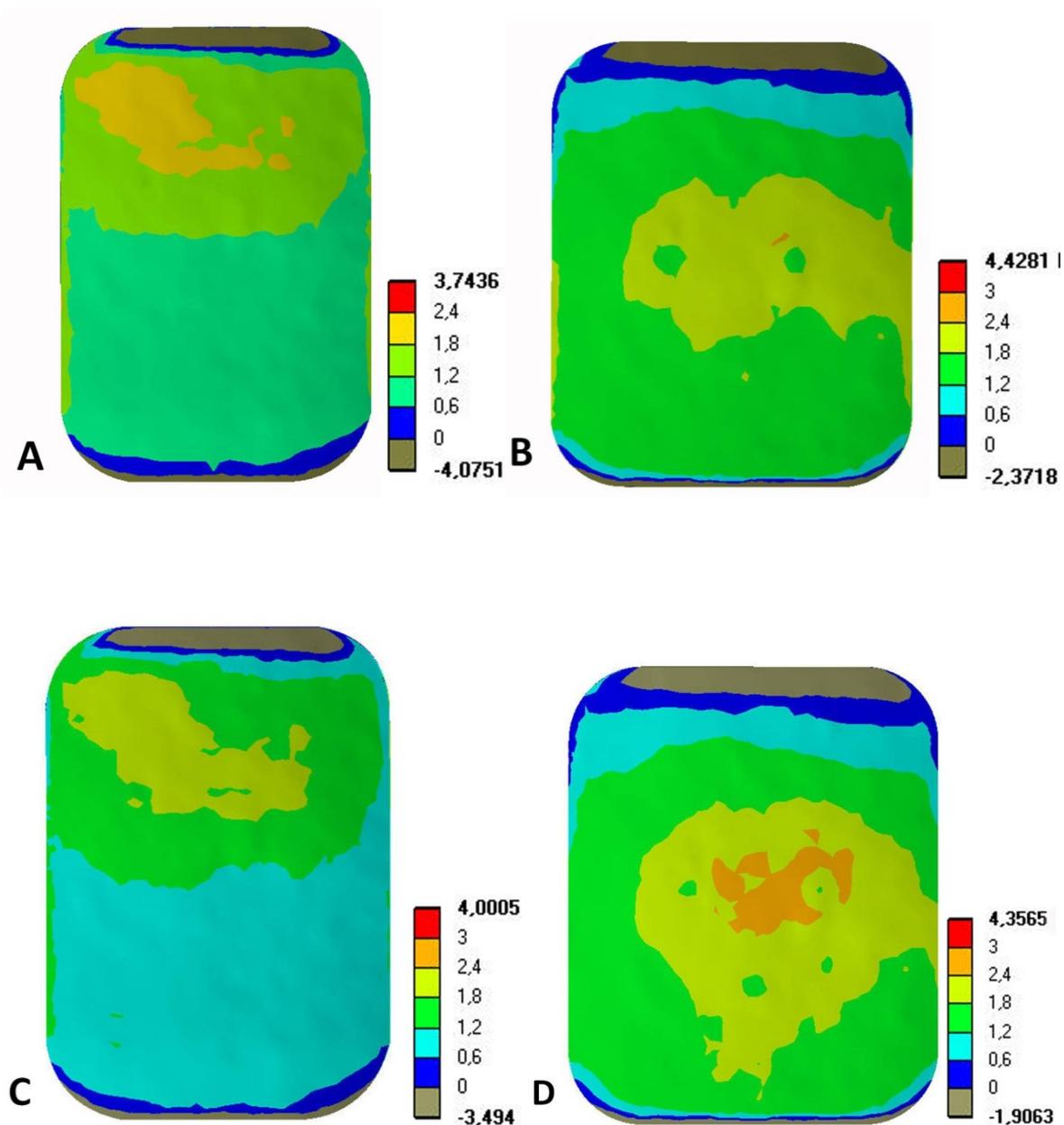


Figura 13 – Distribuição das tensões máximas principais na interface resina/esmalte para o GRUPO 1 (Transbond™ XT + Twin-Edge® - A), GRUPO 2 (Transbond™ XT + InVu® - B), GRUPO 3 (Enlight® + Twin-Edge® - C) e GRUPO 4 (Enlight® + InVu® - D).

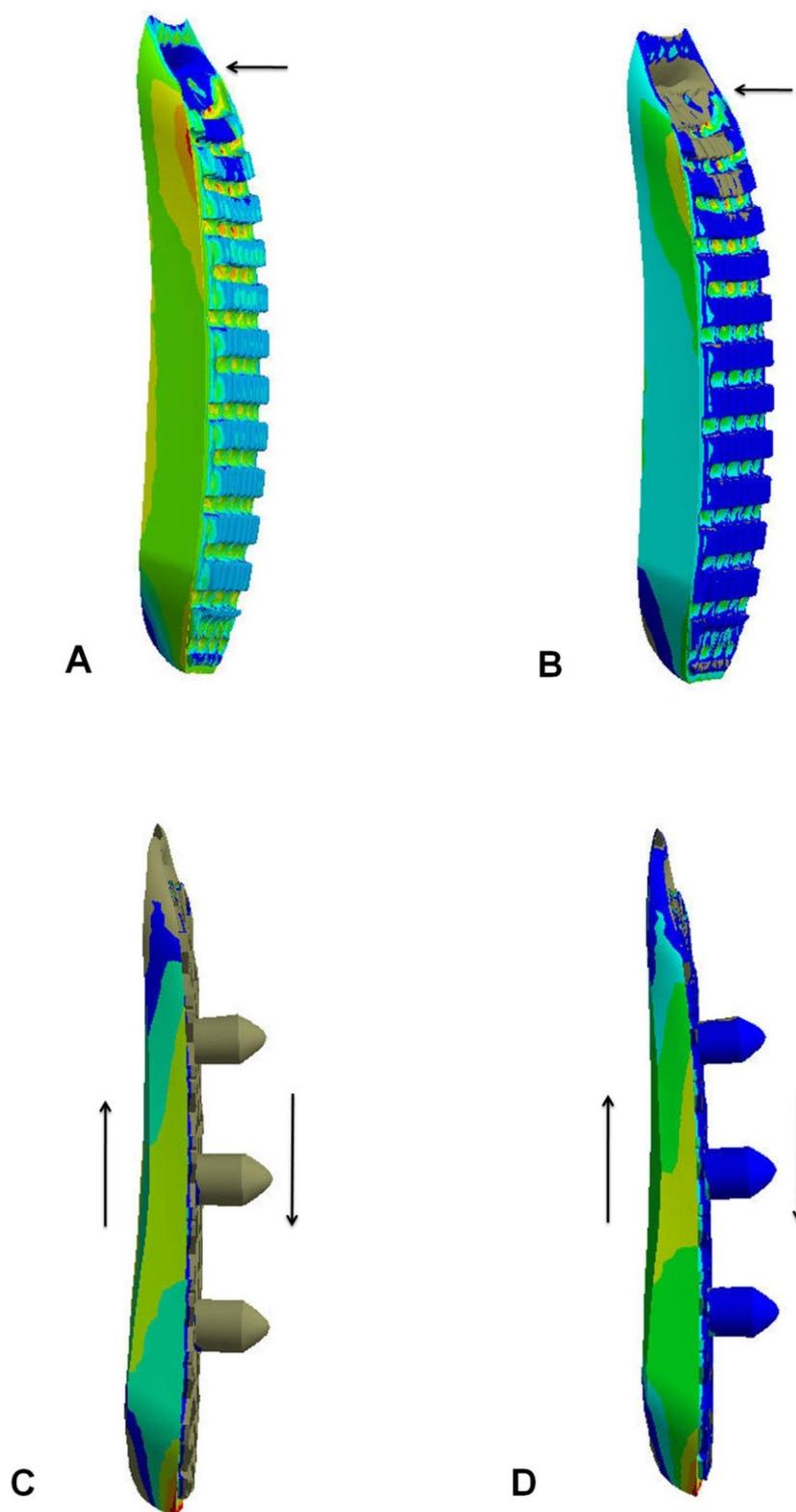


Figura 14 – Tendência de deformação da camada adesiva, indicada pelas flechas, na presença dos *brackets* metálico por afundamento (A e B) e cerâmico por deformação cisalhante (C e D).

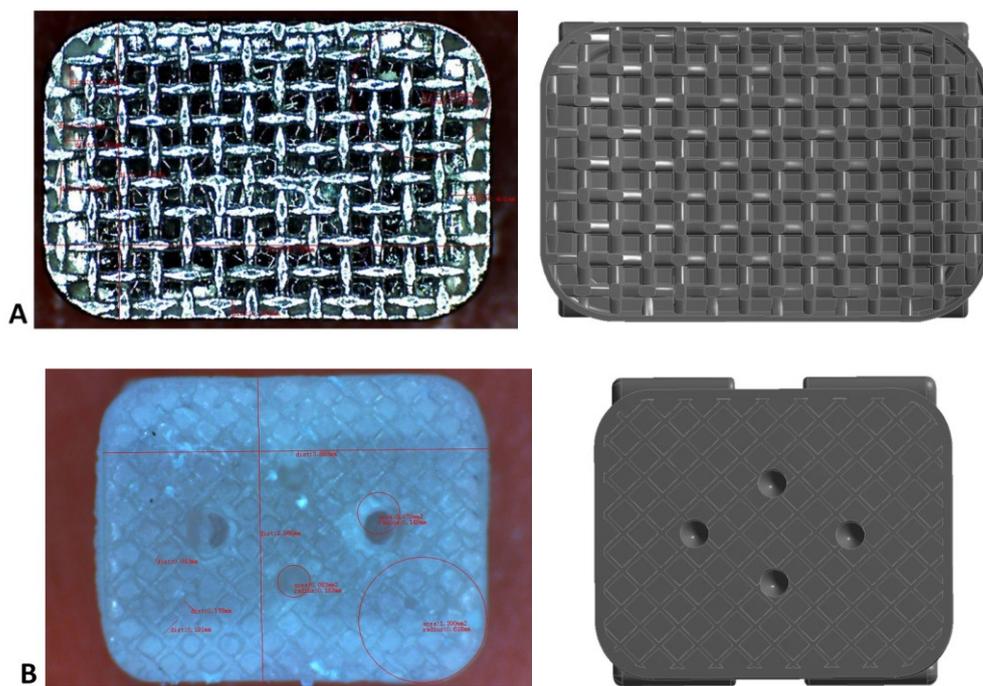


Figura 15 – Malha da base dos *brackets* metálico (A) e cerâmico (B)

**ARTIGO EM INGLÊS**

COMPARATIVE ANALYSIS OF ADHESIVE FAILURE OF ORTHODONTIC RESINS  
USING AN IN VITRO MECHANICAL TEST AND THE FINITE ELEMENT METHOD

**Ana Leticia Rocha Avila**, DDS, MSc

Doctor of Science in Dentistry in Orthodontics

Dentistry Graduate Program

Pontifical Catholic University of Paraná, Curitiba, Brazil

Email: [anale86@gmail.com](mailto:anale86@gmail.com)

**Mildred Ballin Hecke**, Civil Eng, MSc, DSc

Full Professor, Numerical Methods in Engineering Graduate Program

Federal University of Paraná (UFPR)

Email: [mildred@ufpr.br](mailto:mildred@ufpr.br)

**Orlando Motohiro Tanaka**, DDS, MSc, PhD

Full Professor, Graduate Dentistry Program, Orthodontics

Pontifical Catholic University of Paraná, Curitiba, Brazil

Diplomate of Brazilian Board of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics

Email: [tanakaom@gmail.com](mailto:tanakaom@gmail.com)

**CORRESPONDING AUTHOR**

Prof. Dr. Orlando Motohiro Tanaka

PUCPR, Graduate Dentistry Program - Orthodontics

R. Imaculada Conceição, 1155

Fone: 55 41 3271-1637 / Fax: 55 41 3271-1405

Email: [tanakaom@gmail.com](mailto:tanakaom@gmail.com)

80215-901 – CURITIBA – PR

BRAZIL

## ABSTRACT

### COMPARATIVE ANALYSIS OF ADHESIVE FAILURE OF ORTHODONTIC RESINS USING AN IN VITRO MECHANICAL TEST AND THE FINITE ELEMENT METHOD

**Introduction:** Orthodontic treatment requires fixed appliances that do not fail during the treatment period and that can be safely de-bonded thereafter. The purpose of this study was to investigate and compare the adhesive failure patterns obtained from in vitro mechanical tests and 3-D finite element method (FE) simulations. **Methods:** Four groups of teeth ( $n = 15$ ) using Transbond<sup>TM</sup>XT (3M Unitek, Monrovia, CA) and EnlightOrmco (Glendora, CA) with metallic and ceramic brackets (Twin-Edge and InVu, TP Orthodontics, Inc., La Porte, IN) were obtained and submitted to shear bond strength tests. Subsequently, an equivalent geometric model was subjected to FE modeling analysis. **Results:** ANOVA tests indicated a statistically significant ( $P < 0.05$ ) difference between the shear bond strength of the two bracket types regardless of the resin, and there was no interaction between the resin and bracket type. FE analysis showed the stress distribution in the adhesive layer and revealed an increased stress distribution in the ceramic brackets. These results were consistent with fractography observations after in vitro detachment experiments. **Conclusions:** This study establishes that FE sub-modeling can be used to simulate the stress patterns at the adhesive layer, and it suggests that a bracket's material and base design can contribute to bonding performance.

**Key Words:** orthodontic brackets, dental bonding, computer simulation

## 1. INTRODUCTION

The technique of direct dental surface bonding emerged when Buonocore proposed the use of acid to alter the surface of the enamel.<sup>1</sup> Since then, shear bond strength tests of composite resins on these surfaces have been performed, and satisfactory retention can be obtained within several areas of dentistry, such as in the placement of restorations, prosthetics, and the bonding of orthodontic brackets.<sup>2</sup>

Adhesive failure during a treatment period delays orthodontic movement, extends clinical time due to the re-bonding procedure,<sup>3</sup> and also becomes an inconvenience for the patient.<sup>4</sup> Immediate adhesive strength is of particular interest to the orthodontist, as it allows for placement of an orthodontic arch after the bonding of the bracket. If adequate shear bond strength between the bracket and the tooth is obtained, the tooth should be able to resist masticatory forces and avoid superficial enamel damage during de-bonding.<sup>3,5-7</sup> It is necessary to select the best bonding technique and material for each patient, because bracket bonding in orthodontics is of the utmost importance for promoting the desired dental movement.<sup>8</sup>

Because brackets are not chemically adhered to enamel or resin, new base designs have been made to improve mechanical retention; this is also due to the higher demand for more aesthetic plastic and ceramic brackets with different base sizes.<sup>3</sup> Unfortunately, the development of these orthodontic resin designs has been based on relatively imprecise experiments, which measured only one component of the system: the resin.<sup>9</sup>

Studies utilizing in vitro strength assessments of adhesion systems have been subject to variables such as dental origin (human or bovine), morphological variation between the vestibular surfaces of the specimens,<sup>10</sup> fluoride content of the teeth,<sup>11</sup> stock material (physiological saline or water), stock storage time, dental surface preparation, type of adhesive, and the material and curvature of the base of the bracket.<sup>3</sup> All of these factors increase the difficulty of comparing the results of two studies and can cause their conclusions to be compromised.<sup>4,12-13</sup> Due to the aforementioned variations, these tests should only be used to compare one system with another using the configuration of the same test to determine the effect of the alteration of some of the variables within the same system.<sup>14</sup> Almost all of the

possible test variables have a significant influence; therefore, the values of shear bond strength are responsible for the incoherencies in the results.<sup>15-16</sup>

Orthodontic resins are fragile materials, with the added burden of having to adopt different sizes and geometries. Shear bonding tests are valid when they present information about the potential causes of failure, and they should be interpreted within the context of structural analysis. The quality of the bracket and resin is principally determined by the stress generated as a response to the force applied. Computational models may establish the behavior of both elements.<sup>15</sup>

The finite element method (FE) is an analytical tool of mathematics that consists of dividing a continuum into discrete small elements, all while maintaining the same properties as the original. These elements are described by differential equations and resolved by mathematical models so that the desired results may be obtained. This tool had its origin at the end of the eighteenth century; however, it became viable only with the advent of the computer, which facilitated the timely resolution of enormous algebraic equations.<sup>17</sup>

This method has been used in diverse areas of exact and biological sciences to form natural and artificial tissues (such as teeth and many other biomaterials) into structures with complex, irregular geometries via mathematical formulas. Due to their great applicability and efficacy, FE methods have been used in various dental fields, including orthodontics. Using this tool, it is possible to apply an array of forces on any site and in any direction, thereby providing a source of information about the displacement and the degree of stress/strain caused by the application of these forces on the analyzed structure.<sup>17</sup>

Currently, *in vitro* tests are limited in their ability to determine the mechanical response to and distribution of stresses and strains generated<sup>7</sup> in a complex system. In our case, the system includes three components: the bracket, the resin, and the enamel.<sup>15,18-19</sup> Although there is evidence regarding the performance of this group, the few studies that are relevant are limited to justifying the utilization of numerical models to assess orthodontic bonding<sup>15</sup> with the goal of reducing the need for laboratory experiments.<sup>18</sup>

The objective of this study is to perform a comparison of an *in vitro* mechanical test and a computerized numerical simulation when used to determine the adhesive

failure pattern of an enamel/resin/bracket system. The aim is to recognize the mechanisms involved in orthodontic de-bonding. The shear bond strength of orthodontic resins with both metallic and ceramic brackets will be verified in vitro. The stress/strain values as functions of both the type of resin and the type of bracket will be evaluated by FE, and the deformation patterns of the resin layer will be determined. The results of the computerized numerical simulation will be compared with those obtained from the in vitro mechanical shear bond strength test.

Although the computerized simulation used involve elastic linear analysis, the study intends to determine whether numerical analysis might be able to contribute to the clinical decision to utilize various resins and brackets.

## 2. MATERIALS AND METHODS

### 2.1 Shear bond strength test

Sixty human teeth were used, and the sample was composed of superior central incisors with integrated vestibular surfaces that were free of carious lesions, restorations, cracks, and fractures. All of the procedures used for preparing the samples followed the protocol established by the International Organization for Standardization, specification number TR 11405.<sup>20</sup> The teeth were separated into four groups, as shown in Table I. All of the bonding was performed by the same operator according to the manufacturer's recommendations.

All of the samples were subjected to an in vitro mechanical shear bond test at a speed of 0.5 mm per minute. The results were recorded in Kgf (Kilograms-force), converted to N (Newton), and divided by the base area of the bracket being used to obtain shear bonding values in MPa (Mega Pascal).

### 2.2 Characterization of the orthodontic resins – three-point flexion test

The three-point flexion test is a test that attempts to determine the rigidity and flexion of the material through the determination of the stress/strain at the rupture point of the material once pulled and in flexion. This test was performed on both the Transbond XT and Enlight orthodontic resins after they were placed in relative moisture for 24 hours. Testing was performed based on the recommendations found in the guideline ISO 10477.<sup>21</sup>

The flexural strength ( $\sigma_f$ ) was determined using the expression:

$$\sigma_f = \frac{3PL}{2bh^2}$$

where  $P$  is the intensity of the force at the instant when the material fractured;  $L$  is the distance between the support braces;  $b$  and  $h$  are the length and height of the transverse section of the specimen, respectively.

The modulus of flexural elasticity ( $E_f$ ) of the material was obtained from the expression:

$$E_f = \frac{P_e L^3}{4fbh^2}$$

where  $P_e$  is the force at the last point of linearity,  $L$  is the distance between the support braces,  $b$  and  $h$  are the length and height of the transverse section of the specimen, and  $f$  is the displacement (lowering) of the central point of the specimen.

The Poisson coefficient of the composite resins was taken from the literature.

### 2.3 Obtaining the computational model

The physical and geometrical quantification of every component was performed (Tables II and III) in order to develop a valid tridimensional model.<sup>19</sup>

To characterize the mechanical properties of the enamel, dentine, the metallic (Twin-Edge® Stainless Steel) and ceramic (Invu® Ceramic - Polycrystalline Aluminum) brackets, and the acrylic resin, the Young's modulus of elasticity and the Poisson coefficient were taken from the literature.

In order to provide a faithful reconstruction, the brackets were analyzed using a digital pachymeter (Litz professional, Germany),, a digital microscope (model DM-130U) with a magnification range of 10x – 200x, and the appropriate measurement software (Miview, China).

Utilizing the same steps, the adhesive layer was modeled according to the base area of the bracket. This model took into account the fact that excess resin was removed from the bracket during bonding and that the bracket penetrated the base completely, thus becoming a type of “negative” image of the surface. The thickness of the resin was calculated to be 271 µm; this measurement was made at its thickest point, as suggested by Knox et al.<sup>19</sup> Once the brackets had different angulations from the base and were positioned vertically on the vestibular surface of the tooth, the thickness of the resin varied from one bracket to the next. It was determined that the thickness for the metallic bracket was 300 µm at the thickest region of the base. The ceramic bracket was kept practically straight with minimal angulation from the base, permitting the creation of a more homogenous resin layer, which was 271 µm at its thickest. In an attempt to standardize the thickness of the resin where the force was

applied, the thickness of the layer that corresponded to the upper edge of both brackets was made to be 130  $\mu\text{m}$ .

For the enamel, a high-resolution micro CT device (SkyScan 1172, Foster City, CA) was used to generate computerized micro-tomograms (micro-CT).

The measurements collected were representative and sufficient to be faithfully transferred to the computational program SolidWorks, version 2010 (Dassault Systems, SolidWorks Corp., Concord, MA) for the creation of tridimensional geometric models.

Two tridimensional models composed of the human central incisor and the resin layer were then created. The difference between the two models was due to the choice of bracket material; one model utilized a metallic geometry, whereas the other utilized a ceramic geometry. In order to designate four groups, as was done with the in vitro mechanical tests, the properties of the resin layer were differentiated in each tridimensional model.

After images were obtained from SolidWorks, they were transferred to the finite element simulation software Ansys Workbench V11 (Ansys Inc., Canonsburg, PA) directly through the geometrical interface supplement from Ansys. All of the materials were assumed to be homogeneous, isotropic, and linearly elastic.<sup>15,18,19, 22,23</sup>

The contact utilized between the interfaces was bonded, considering that the resin adhered perfectly to the enamel. The adhesive interface with the bracket base was generated as a high-density element with the aim of promoting better convergence of the response within the points of the interface.

The mesh size was generated by dividing the model into tridimensional tetrahedral elements. The number of nodes and elements of the metallic bracket model was 541,195 and 344,614, and of the ceramic bracket model was 389,407 nodes and 245,659 elements.

We attempted to follow the in vitro procedures exactly for the tridimensional model, resulting in force being applied at the base of the bracket. The force utilized was 23.928 N, which corresponded to the lower mean of the maximum force obtained in GROUP 1 from the in vitro mechanical test (randomly selected only for standardization purposes).

The behavior of each element was described with algebraic functions, wherein the results represent the distribution of the principal maximum stresses and strains and the deformations of the orthodontic resin.

#### **2.4 Statistical analysis**

To analyze the normality of the data, the Kolmogorov-Smirnov test was utilized for the elasticity and flexion moduli as well as the shear bonding strength. To test the homogeneity of the variance within these same variables, the Levene test for homogeneity of variance was used. The ANOVA test was applied to two criteria for a complete factorial model of the analysis of the results. Once a difference was observed within the groups and the data demonstrated homogeneity of variance, the identification of the differing groups was performed using the Tukey HSD multiple parameter comparison test of homogeneous variances.

## RESULTS

For the three-point flexion test, Student's t-test for the comparison of independent samples was performed (Table IV), and a statistically significant difference was observed.

For the shear bonding test, considering that the sample size was less than 30 ( $n=15$ ), the ANOVA test was applied to two complete factorial models (Table IV). This analysis indicated that when the resins were analyzed apart from the bracket, there was no statistically significant difference ( $P>0.05$ ). This result was confirmed by the 95% confidence intervals of the mean shear bonding values of the resins. When the brackets were analyzed as a factor independent from the resin, there was a statistically significant difference ( $P<0.05$ ). A lack of interaction between the resin and the bracket was detected. In other words, in analyzing the two resins, the shear bonding strength was always higher with Twin-Edge<sup>®</sup> than with InVu<sup>®</sup>.

After the statistically significant difference between the adhesive strength and the brackets was identified, the types of failures that occur with the metallic and ceramic brackets was determined using fractography. We found that there was a predominance of adhesive failure (73% of the sample), with this type of failure occurring in 41% of metallic brackets and 32% of ceramic brackets. There were also cohesive failures just with ceramic brackets, as revealed by an Optic Olympus BX60 microscope (Japan), model U-AN360.

The results of the computational numerical simulations in the adhesive layer were processed graphically and numerically for a quantitative analysis. Refinements were made for the mesh size in areas of interest (enamel/resin, resin/bracket interfaces) to guarantee that this simplification, inherent to this method, would not lead to invalid results. It is conventional for the traction stress/strain to have positive values and the compression to have negative values.

From the finite elements software, the values of the maximum principal tension for the four groups of resin with bracket combinations were obtained together with a color scale (Table V). The color scale allows for the visualization of where the forces of traction and compression are distributed within the adhesive layer and the two interfaces, resin/bracket (Figure 1) and enamel/resin (Figure 2). This allows for a qualitative assessment of the groups, as was seen in the experimental tests.

### 3. DISCUSSION

This work compared the pattern of adhesive failure obtained from in vitro mechanical testing of two orthodontic resins (Transbond™ XT and Enlight®) using ceramic and metallic brackets with the results obtained from a computational numerical simulation. After obtaining the shear bonding strength, the stresses, strains, and deformations of the resins were analyzed with FE. Mechanisms involved between the orthodontic resins and the brackets were identified, and results from fractography were compared to the computational model.

As stated by Knox et al.<sup>19</sup> there was no way to analyze every element (enamel/resin/bracket) individually in the in vitro mechanical test. A representative value of its strength of the resin was obtained, and this is insufficient to understand its clinical performance, as stated by DeHoff et al.<sup>14</sup> and Wiltshire et al.<sup>7</sup> However, it was possible to use FE to obtain information regarding the pattern of failure at the interfaces of the resin with the bracket and with the enamel, as stated by Knox et al.,<sup>19</sup> Knox et al.<sup>15</sup> and Viana et al.<sup>24</sup> This was due to the utilization of an accurate geometric model and the characterization of the materials as recommended by Lavernhe et al.<sup>6</sup>

Our work commenced with the laboratory characterization of the composite resins, and we determined their mechanical behavior through the use of a three-point flexion test. The elastic modulus and the flexural resistance were determined to be higher in the Transbond™ XT resins, and these results were statistically significant. The elastic modulus obtained for the two orthodontic resins was subsequently used in the computational numerical simulation.

Lavernhe et al.<sup>6</sup> state that there is a large discrepancy in the literature regarding the in vitro testing of the adhesive strength of orthodontic resins (ranging from 3 to 27 MPa). However, Sharma-Sayal et al.<sup>9</sup> state that the optimal zone of adhesive strength lies between 5.88 and 13.53 MPa, with a minimum shear bonding of 2.8 MPa being required to maintain orthodontic brackets in place.<sup>25</sup> These results are similar to those obtained by Wiltshire et al.,<sup>7</sup> which indicate a value of 11.22 MPa for Transbond™ XT. Nevertheless, the results of the current study differ in that they are higher than the optimal zone of adhesive strength suggested by the literature.

The statistically significant difference of the bracket variable could be associated with this discrepancy; this indicates its importance as a variable in the determination of values of strength. In previous studies, this variable was not considered in the determination of the optimal zone for resin strength.

The in vitro shear bonding strengths of Transbond™ XT and Enlight® were determined to be 17.26 and 18.44 MPa, respectively. These results are not statistically significant, and they are similar to those obtained by Scougall-Vilchis et al,<sup>26</sup> who also found higher strength using Enlight® resin.

The flexibility of orthodontic resin can also alter its shear bonding strength<sup>19</sup> since it is related to the fluidity of the material,<sup>9</sup> as observed in the present study. Enlight® is composed of fewer charged particles, and exhibits less strength and elasticity to flexion when compared to Transbond™ XT. This fact gives it better mechanical retention due to the outflow in the mesh size of the base of the bracket, leading to higher shear bonding strength.

Although Viazis et al<sup>27</sup> refer to the advantage of using ceramic brackets by forming a chemical bond using silane, the producer of the brackets used in this study (TP Orthodontics®) does not recommend the use of chemical bonding agents for any orthodontic resin. Therefore, silane was not used in the in vitro test. Kitahara-Céia et al<sup>28</sup> and Brantley and Eliades<sup>11</sup> found that chemical bonding with the bracket is not favorable in orthodontics. Because there may be enamel fractures during the debonding procedure, a simple mechanical bond is preferable. The shear bonding strength we observed is above what Reynolds et al<sup>29</sup> found to be the minimum adhesion values (4.9 and 7.85 MPa) and above the minimum acceptable range (8 and 10 MPa) to ensure good bonding of orthodontic brackets.<sup>30</sup>

The base of the ceramic bracket used in this study had four retainers in the central region to improve mechanical retention. Comparing the shear bonding strength with that of the metallic brackets, these retainers did not succeed at providing greater retention. However, they were determinants in the mechanism of rupture; fractography revealed that there was cohesive failure and that the traction stresses and strains were concentrated between the retainers at the interface with the enamel (Figure 2 B and D).

Wakabayashi et al.<sup>31</sup> found that ceramic brackets provide better mechanical retention with the resin when it is interlocked and emerges at 90° from a square surface with transverse grooves. Applying force would result in cohesive failure<sup>27</sup> in the resin as well as its interfaces. This occurred in the present study; when force was applied, there was failure at the interface with the bracket as well as with the enamel, but it was not indicative of greater strength (16.53 and 17.05 MPa) in relation to the values for the metallic bracket groups (17.99 and 19.83 MPa). Other than the square reentries in the ceramic bracket base, its four circular retainers promoted the distribution of traction forces around the center (Figure 2B and D), which caused a failure in the enamel. This did not happen with the metallic bracket, as stated by Kitahara-Céia et al.<sup>28</sup>

Beyond the affirmation of Karamouzou et al.<sup>32</sup> that the mechanical union between resin and metal brackets is better than that achieved with ceramic brackets, the difference in this study is due to the different base designs of the brackets used. As stated by Sharma-Sayal et al.,<sup>9</sup> when the resin penetrates the base, the shear bonding strength also improves. The current study reinforced this, because the bracket with a more retentive mesh size and more fluid resin permitted a better union, and thus GROUP 3 (Enlight<sup>®</sup> + Twin-Edge<sup>®</sup>) had the highest shear bonding strength (19.83 MPa).

We observed that changes in the modulus of elasticity did not influence the principal stresses and strains, as was also observed by Viana et al.<sup>24</sup> In the tridimensional simulations, there was similarity in the distribution of stresses and strains in the models of the same resin, and the results only varied greatly due to the choice of bracket. The greatest changes in the in vitro strength and the distribution of tensions recorded by FE were related to the bracket variable.

Before the FE simulations, the geometry was analyzed, and it had a direct relationship to the distribution of stresses and strains when force was applied. Therefore, for each component of the model, a tridimensional object was generated that was faithful to the real object. In relation to the resin layer, all four models used a standardized thickness (271 µm) close to the site where force was applied; this is the same value that was utilized by Knox et al.<sup>19</sup> In this manner, the resin and the bracket remain the only independent variables, even though the stresses and strains generated would be minimally affected by the thickness of the adhesive layer.<sup>6</sup>

A shear bonding strength of 23.928 N was applied to the four FE models; this value corresponds to the maximum force obtained in one of the in vitro mechanical test groups and was randomly selected for standardization. Since Klocke et al<sup>33</sup> concluded that there are significant differences in results due to the changing of the site of force application, loading was performed at the base of the bracket to avoid discrepancies in the comparison between the experiments.

Liu et al<sup>34</sup> and Lin et al<sup>8</sup> utilized a detailed model of the resin/enamel interface. However, in the in vitro mechanical test in the current study, we did not observe any structural enamel loss and only observed a predominance of adhesive failure with the bracket. Therefore, in the computational numerical analysis, the interface of the resin with the bracket was modeled, as recommended by Viana et al.<sup>24</sup>

Knox et al<sup>19</sup> predicted the mechanical properties of the mesh size of the bracket base with the resin using homogenization theory, which allows for the direct estimation of stress, strain, and microstructure deformation through apparent stress/strain patterns of finite elements.<sup>35</sup> In the present study, specific properties for each component were used to individualize the behavior and thereby determine the exact distribution of stresses and strains in the resin and its interfaces.

The results revealed a concentration of traction stress and strain at the interface of the resin with the enamel, as was also observed by Knox et al.<sup>19</sup> Although the geometry of this interface was not modeled in detail, these results indicate a higher susceptibility to failure than was seen in the in vitro test with the ceramic bracket. Instead of assigning responsibility for the failure to one of the two interfaces, the mechanical behavior of the orthodontic resin predominates in the presence of both brackets. The principal maximum traction stress/strain in the resin was seen when the metallic bracket was placed close to the site of force application, as stated by Knox et al<sup>19</sup> and Lin et al.<sup>8</sup> With the ceramic bracket, the stresses and strains were concentrated on the side opposite to where the force was applied.

In the computational simulation of the deformation of the adhesive layer (Figure 3), we observed that with the metallic bracket, greater deformation occurred in the region in which the force was applied. For the ceramic bracket, although deformations were predominant in this same region, they occurred in a more homogeneous manner throughout the resin, with deformations on the outer part of

the region opposite the force. These observations demonstrate that the stresses and strains spread until failure occurs.

FE was used to verify that the peak stress/strain on the resin was higher with the ceramic bracket, suggesting a higher probability of failure. The peak stress/strain for the metallic bracket was lower, indicating that a greater amount of force was required to cause failure (Table V).

The presence of polycrystalline alumina in the composition of the ceramic brackets give them hardness and rigidity. However, they are more fragile, they exhibit weak stress/strain and deformation intervals before fracture,<sup>11,32</sup> and their strength is up to forty times lower than that of metal.<sup>36</sup> Due to the very weak plastic deformation curve of the materials, the deformation of the resin layer runs through the length of the body until failure occurs without plastic deformation. This is the opposite of what happens with metallic materials, in which plastic deformation occurs. This difference in behavior gives metal brackets greater strength than ceramic brackets.

When comparing the peak stresses and strains of the finite element model with those obtained from the in vitro experiment, the differences can be attributed to the calculation. In the in vitro test, strength was determined by dividing the maximum force value by the base area of the bracket.<sup>15</sup> However, as stated by DeHoff et al,<sup>14</sup> the mesh re-entrances were not considered. In this way, brackets with identical base dimensions (base and height) could have different areas. Lin et al<sup>8</sup> found higher principal tension value peaks using a simulation of only the micromechanical retention region of the resin tags on conditioned enamel without considering the mesh size of the bracket base as a variable. This justifies the use of a model that encapsulates all of the components in the present study, corresponding to the results of the in vitro mechanical test.

In fragile biomaterials like orthodontic resin, the concentration of stresses and strains on both sides of the interface can be qualitatively related to the most probable sites of initial fracture.<sup>14,16</sup> In FE analysis, despite the prevalence of positive values of traction at the interface with the smooth enamel, it was shown through comparison with the in vitro mechanical test that there was a prevalence of adhesive failure at the interface of the mechanical union with the bracket. This adhesive failure was faithfully replicated in the computational simulation, which showed tensions with negative

compression values. However, it did not show better retention than seen with enamel.

Finite element method analysis provided an interpretation of the distribution of stresses and strains on the resin layer interface only through comparison with the in vitro mechanical test. Therefore, this was determined to be the interface most susceptible to fracture. To improve computational numerical methodology in the field of orthodontics, studies should be performed to create geometric models for every component. The micromechanical adhesion of the resin with dental enamel is determined by the materials involved, in particular their shear strength against traction and compression as well as their flexural modulus. Because it has been shown that there is a difference between the different types of brackets, it is necessary to analyze the entire enamel/resin/bracket composite and to not attribute shear strength only to the orthodontic resin.

#### 4. CONCLUSIONS

1. The shear bonding force was 17.99 MPa for GROUP 1 (Transbond™ XT + Twin-Edge®), 16.53 MPa for GROUP 2 (Transbond™ XT + InVu®), 19.83 MPa for GROUP 3 (Enlight® + Twin-Edge®), and 17.05 MPa for GROUP 4 (Enlight® + InVu®).
2. The principal peaks of maximum stress/strain were 3.243 MPa for GROUP 1, 4.428 MPa for GROUP 2, 4.000 MPa for GROUP 3, and 4.356 MPa for GROUP 4.
3. The pattern of deformation of the resin layer in the case of the metallic bracket is localized in the region where the force is applied. In the case of the ceramic bracket, stresses and strains are concentrated in the region opposite from where the force is applied.
4. The results of the computational numerical tests (FE) agree with those obtained from the in vitro tests.
5. Numerical analysis can contribute to the selection of resins and brackets, and it can be concluded that the bracket with the more retentive mesh size and the resin that is least resistant to flexion will lead to a better union.

## REFERENCES

1. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 1955;34:849-53.
2. Swift EJ Jr., Perdigao J, Heymann HO. Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art. *Quintessence Int* 1995;26:95-110.
3. Fróes-Salgado NR, Francci C. Colagem de braquetes em Ortodontia: uma revisão. *Persp Oral Scienc* 2009;1:49-55.
4. Finnema KJ, Ozcan M, Post WJ, Ren Y, Dijkstra PU. In-vitro orthodontic bond strength testing: a systematic review and meta-analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010;137:615-22.
5. Hioki M, Shin-Ya A, Nakahara R, Vallittu PK, Nakasone Y. Shear bond strength and FE of a resin-modified glass ionomer cement--effects of tooth enamel shape and orthodontic bracket base configuration. *Dent Mater J* 2007;26:700-7.
6. Lavernhe P, Estivalezes E, Lachaud F, Lodter C, Piquet R. Orthodontic bonding: finite element for standardized evaluations. *International Journal of Adhesion & Adhesives* 2010;30:21-9.
7. Wiltshire W, Noble J. Clinical and laboratory perspectives of improved orthodontic bonding to normal, hypoplastic, and fluorosed enamel. *Semin Orthod* 2010;6:55-65.
8. Lin CL, Huang SF, Tsai HC, Chang WJ. Finite element sub-modeling analyses of damage to enamel at the incisor enamel/adhesive interface upon de-bonding for different orthodontic bracket bases. *J Biomech* 2010;10:134-42.
9. Sharma-Sayal SK, Rossouw PE, Kulkarni GV, Titley KC. The influence of orthodontic bracket base design on shear bond strength. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2003;124:74-82.
10. Fox NA, McCade JF, Buckley JG. A critique of bond strength testing in orthodontics. *G A critique of bond strength testing in orthodontics. J Orthod* 1994;21:33-43.
11. Brantley WA, Eliades T. *Orthodontic materials*. New York: T. Stuttgart; 2001.

12. Katona TR. A comparison of the stresses developed in tension, shear peel, and torsion strength testing of direct bonded orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1997;112:244-51.
13. Katona TR, Moore BK. The effects of load misalignment on tensile load testing of direct bonded orthodontic brackets, a finite element model. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1994;105:543-51.
14. DeHoff PH, Anusavice KJ, Wang Z. Three-dimensional finite element analysis of the shear bond test. *Dent Mater* 1995;11:126-31.
15. Knox J, Kralj B, Hubsch PF, Middleton J, Jones ML. An evaluation of the influence of orthodontic adhesive on the stresses generated in a bonded bracket finite element model. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001;119:43-53.
16. Scherrer SS, Cesar PF, Swain MV. Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: a critical literature review. *Dent Mater* 2010;26:e78-93.
17. Lotti RS, Machado AW, Mazzeiro ÊT, Landre J Jr. Aplicabilidade científica do método dos elementos finitos. *Press Ortodon Ortop Facial* 2006;11:35-43.
18. Ghosh J, Nanda RS, Duncanson MG, Courier GF. Ceramic bracket design: an analysis using the finite element method. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1995;108:575-82.
19. Knox J, Jones ML, Hubsch P, Middleton J, Kralj B. An evaluation of the stresses generated in a bonded orthodontic attachment by three different load cases using the Finite Element Method of stress analysis. *J Orthod* 2000;27:39-46.
20. Testing of adhesion to tooth structure. International Organization for Standardization TS-11405. 2003.
21. Dentistry – polymer-based crown and bridge materials. International Organization for Standardization 10477.1992.
22. Lin CC, Versluis, A, Douglas WH. Failure criteria of dentin-resin adhesion—a mixed mode fracture mechanics approach. *Scrip Mater* 2000;42:327-33.

23. Liu HL, Lin CL, Sun MT, Chang YH. 3D micro-crack propagation simulation at enamel/adhesive interface using FE submodeling and element death techniques. *Ann Biomed Eng* 2010;38:2004-12.
24. Viana CP, Mazzeiro ET, Júnior J. A influência da variação da curvatura da base do braquete em uma união ortodôntica submetida a diferentes cargas, através do método dos elementos finitos. *R Dental Press Ortodon Ortop Facial* 2007;77:75-86.
25. Scougall-Vilchis RJ, Zarate-Diaz C, Kusakabe S, Yamamoto K. Bond strengths of different orthodontic adhesives after enamel conditioning with the same self-etching primer. *Aust Orthod J* 2010;26:84-9.
26. Knoll M, Gwinnett AJ, Wolff MS. Shear strength of brackets bonded to anterior and posterior teeth. *Am J Orthod* 1986;89:476-79.
27. Viazis AD, Cavanaugh G, Bevis RR. Bond strength of ceramic brackets under shear stress: an in vitro report. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1990;98:214-21.
28. Kitahara-Ceia FM, Mucha JN, Marques dos Santos PA. Assessment of enamel damage after removal of ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2008;134:548-55.
29. Reynolds IR. A review of direct orthodontic bonding. *British J Orthod* 1975;2:171-78.
30. Maijer, R, Smith DC. Variables influencing the bond strength of metal orthodontics bracket bases. *Am J Orthod* 1981;79:20-34.
31. Wakabayashi N, Ona M, Suzuki T, Igarashi Y. Nonlinear finite element analyses: advances and challenges in dental applications. *J Dent* 2008;36:463-71.
32. Karamouzos A, Athanasiou AE, Papadopoulos MA. Clinical characteristics and properties of ceramic brackets: a comprehensive review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1997;112:34-40.
33. Klocke A, Kahl-Nieke B. Influence of force location in orthodontic shear bond strength testing. *Dent Mater* 2005;21:391-6.
34. Liu JK, Chuang SF, Chang CY, Pan YJ. Comparison of initial shear bond strengths of plastic and metal brackets. *Eur J Orthod* 2004;26:531-4.

35. Hollister S J, Fyhrie DP, Jepsen JK, Goldstein SA. Application of homogenization theory to the study of trabecular bone mechanics. *J Biomech* 1991;24:825-39.
36. Guerrero AP, Guariza-Filho O, Tanaka O, Camargo ES, Vieira S. Evaluation of frictional forces between ceramic brackets and archwires of different alloys compared with metal brackets. *Braz Oral Res* 2010;24:40-5.

## TABLES

**Table I.** Sample for the adhesive resistance test

Group	n	Bracket	Base Area	Resin	Resin's Components
1	15	Twin-Edge® ( TP Orthodontics)	14,4mm <sup>2</sup>	Transbond™ XT (3M)	Silane treated quartz 70 – 80% Silane treated silica < 2%
2	15	InVu® (ORMCO)	15,6mm <sup>2</sup>		
3	15	Twin-Edge® ( TP Orthodontics)	14,4mm <sup>2</sup>	Enlight® (ORMCO)	Inert mineral fillers, fumed silica, activators and preservatives 65%
4	15	InVu® (ORMCO)	15,6mm <sup>2</sup>		

**Table II.** Physical properties of all components

	<i>Poisson's Ratio</i>	<i>Young Modulus (GPa)</i>
Enamel	0,3	46,89
Dentin	0,31	18,6
Metalic Bracket	0,3	210000
Ceramic Bracket	0,19	380000
Acrylic Resin	0,4	2979
Transbond™XT	0,21	10,7
Enlight®	0,21	7,6

**Table III.** Comparison of flexural three point tests. Transbond XT versus Enlight (using independent Student *t* test)

	<i>F</i>	<i>Sig.</i>	<i>t</i>	<i>df</i>	<i>P</i>
<i>Flexural Strenght</i>	2,445	0,123	5,457	58	*
<i>Young Modulus</i>	0,046	0,829	7,346	58	*

\* Significant at the 0.05 level

**Table IV.** Two-way ANOVA test, complete factorial model

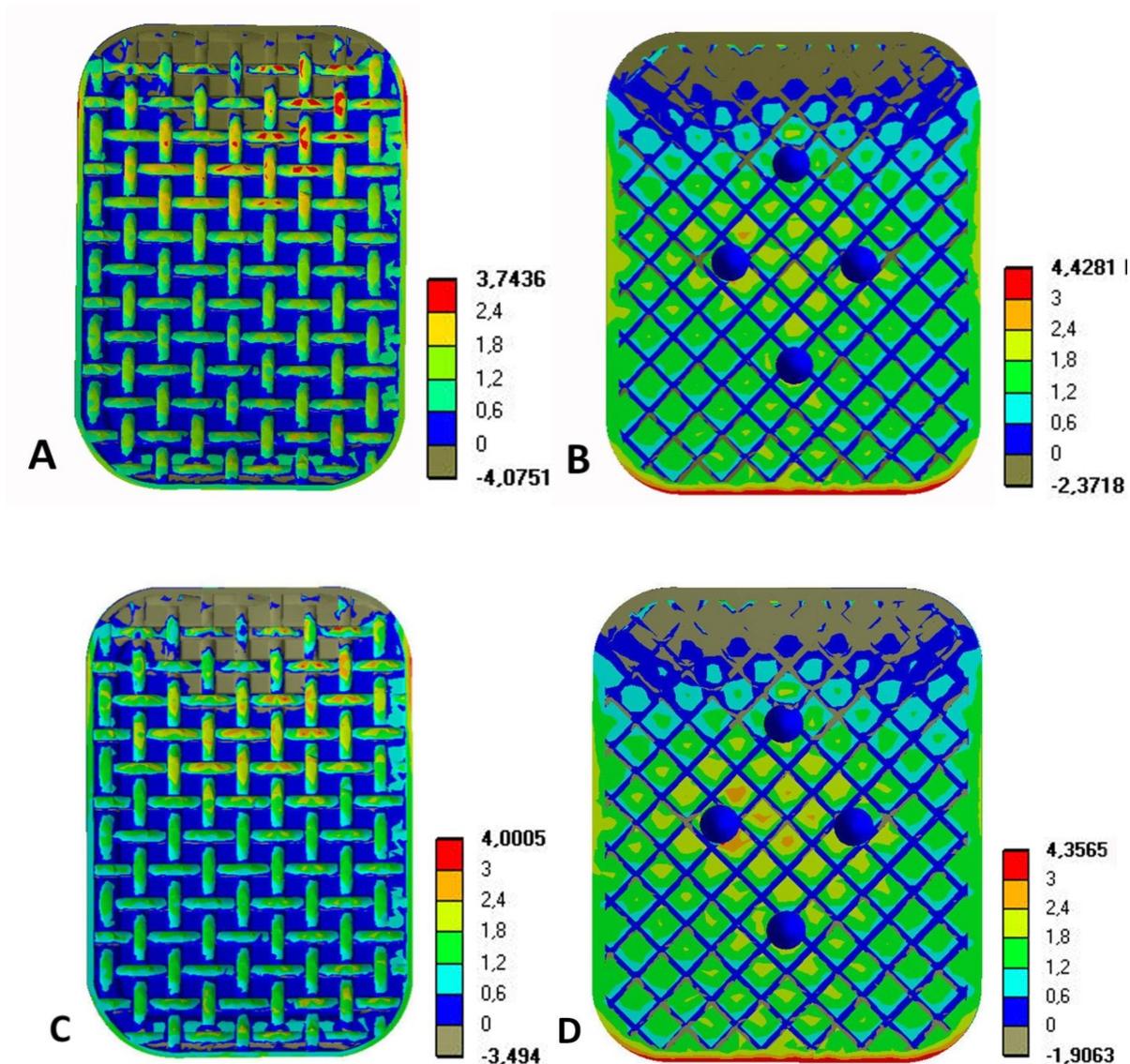
	<i>Sum of squares</i>	<i>df</i>	<i>Mean</i>	<i>F</i>	<i>P</i>
Resin	20,886	1	20,886	2,542	NS
Bracket	66,992	1	66,992	8,154	*
Resin x Bracket	6,534	1	6,534	0,795	NS
Error	460,037	56	8,214		
Total Corrected	554,45	59			

NS, not significant; \* significant at the 0.05 level

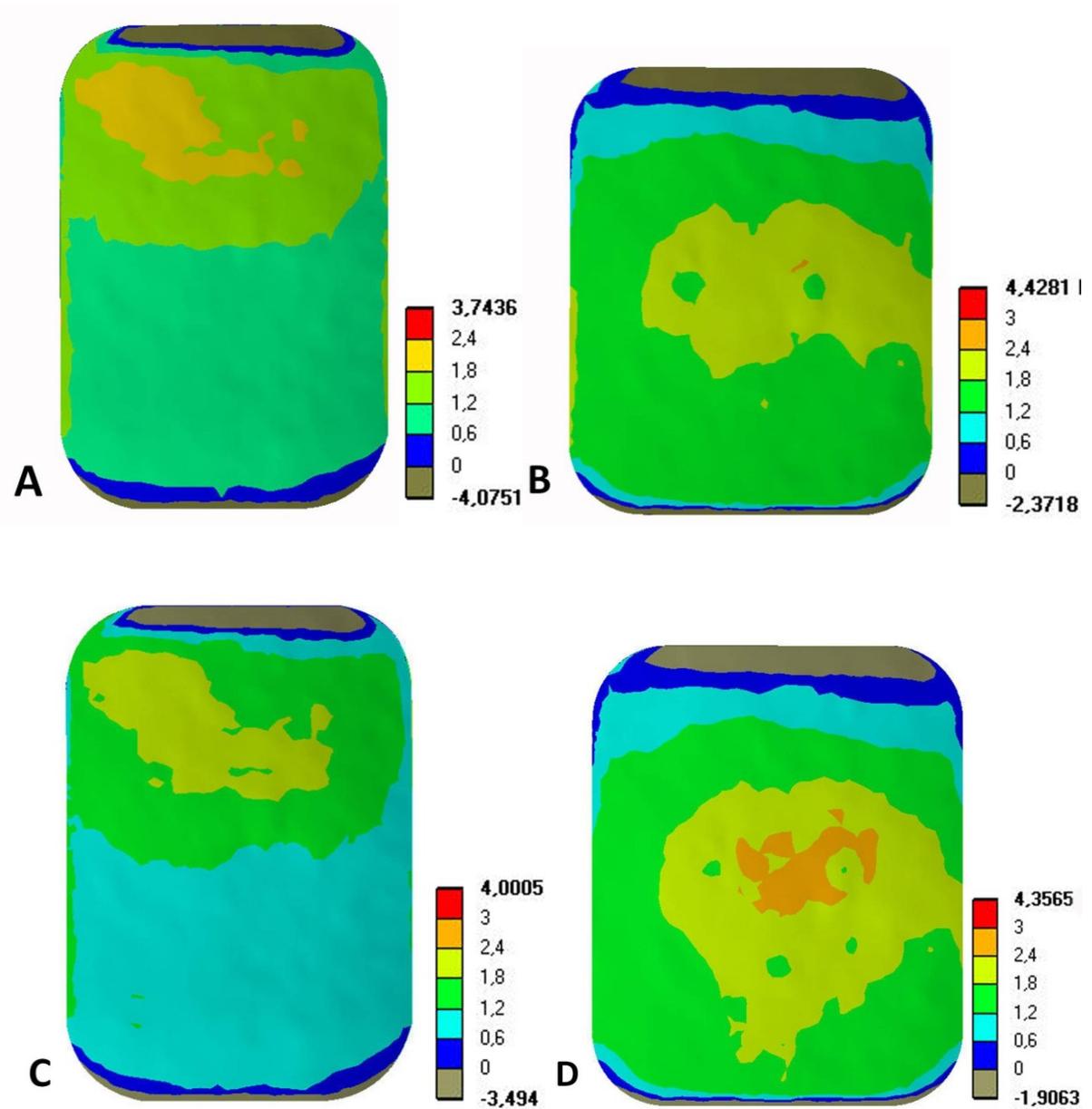
**Table V.** Maximum principal stress for each group

<i>Group</i>	<i>Maximum principal stress (Mpa)</i>
1	3,743
2	4,428
3	4,000
4	4,356

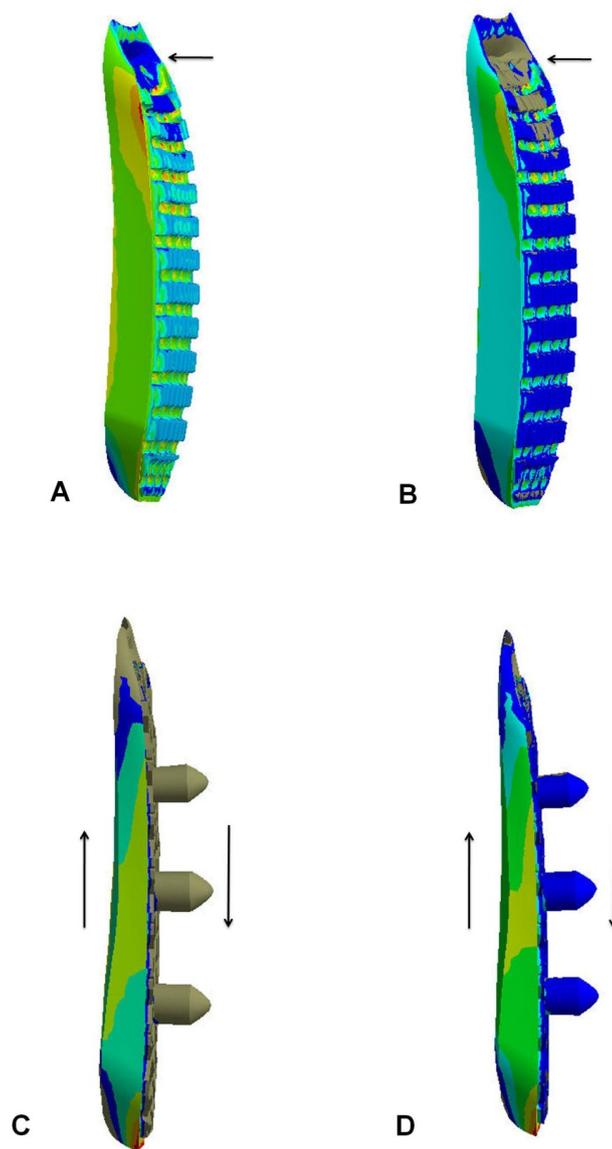
## FIGURES



**Fig 1** – Distribution of the principal maximum stress/strain at the resin/bracket interface for GROUP 1 (Transbond™ XT + Twin-Edge® - A), GROUP 2 (Transbond™ XT + InVu® - B), GROUP 3 (Enlight® + Twin-Edge® - C), and GROUP 4 (Enlight® + InVu® - D).



**Fig 2** – Distribution of the principal maximum stress/strain at the resin/enamel interface, for GROUP 1 (Transbond™ XT + Twin-Edge® - A), GROUP 2 (Transbond™ XT + InVu® - B), GROUP 3 (Enlight® + Twin-Edge® - C), and GROUP 4 (Enlight® + InVu® - D).



**Fig 3** – Tendency for deformation in the adhesive layer on an augmented scale (indicated by the arrows) in the presence of sunken metal brackets (A and B) and ceramic brackets (C and D).

## ANEXO 1. ANÁLISE ESTATÍSTICA

TABELA 1 - TESTE DE NORMALIDADE KOLMOGOROV-SMIRNOV PARA VARIÁVEL RESISTÊNCIA FLEXURAL E MÓDULO ELÁSTICO PUCPR 2010

VARIÁVEL	RESINA	Estatística	G.L.	Valor p
RESISTÊNCIA FLEXURAL	Transbond XT	0,1549532	30	0,0639
	Enlight	0,1232214	30	0,2000
MÓDULO ELÁSTICO	Transbond XT	0,1038145	30	0,2000
	Enlight	0,1345654	30	0,1745

FONTE: Dados da pesquisa

NOTA: Valor  $p < 0,05$  indica que a variável não apresenta distribuição normal

TABELA 2 - TESTE DE HOMOGENEIDADE DE VARIÂNCIAS DE LEVENE PUCPR 2010

VARIÁVEL	Estatística	G.L.1	G.L.2	Valor p
RESISTÊNCIA FLEXURAL	0,046642526	1	58	0,8298
MÓDULO ELÁSTICO	2,445519817	1	58	0,1233

FONTE: Dados da pesquisa

TABELA 3 - ESTATÍSTICAS DESCRITIVAS DAS VARIÁVEIS: RESISTÊNCIA FLEXURAL E MÓDULO ELÁSTICO PUCPR 2010

VARIÁVEL	RESINA	n	Média	Desvio Padrão
RESISTÊNCIA FLEXURAL	Transbond XT	30	450,3	16,8
	Enlight	30	341,2	10,8
MÓDULO ELÁSTICO	Transbond XT	30	10,7	0,3
	Enlight	30	7,6	0,3

FONTE: Dados da Pesquisa

TABELA 4 - TESTE "t" DE STUDENT PARA AMOSTRAS INDEPENDENTES PUCPR 2010

VARIÁVEL	F	Sig.	t	df	Valor p	Poder do teste
RESISTÊNCIA FLEXURAL	2,44552	0,123301	5,457547	58	0,00000	0,99967
MÓDULO ELÁSTICO	0,046643	0,82977	7,346415	58	0,00000	0,99999

Fonte: Dados da Pesquisa

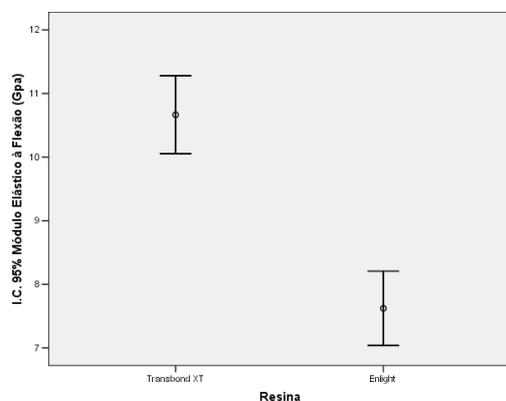


Gráfico 1 – Diferença estatisticamente significativa entre as resinas, segundo a variável Módulo Elástico

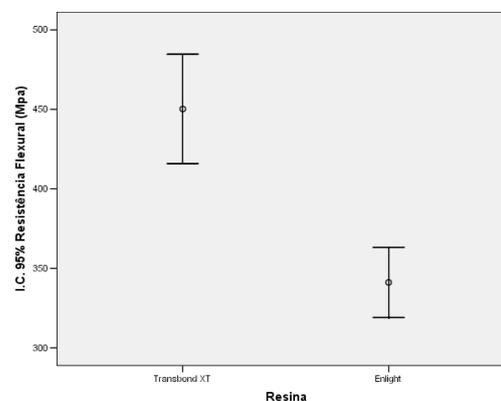


Gráfico 2 – Diferença estatisticamente significativa entre as resinas, segundo a variável Resistência Flexural

TABELA 5 - COEFICIENTE DE CORRELAÇÃO DE PEARSON PUCPR 2010

	Módulo Elástico à Flexão	Resistência Flexural
Resistência Flexural	Correlação de Pearson	0,5156
	Significância	0,0000
	N	60
Módulo Elástico à Flexão	Correlação de Pearson	1,0000
	Sig. (2-tailed)	0,0000
	N	60

Fonte: Dados da Pesquisa

TABELA 6 - TESTE DE NORMALIDADE KOLMOGOROV-SMIRNOV PARA VARIÁVEL RESISTÊNCIA AO CISALHAMENTO PUCPR 2010

RESINA X <i>BRACKET</i>	Estatística	G.L.	Valor p
Transbond XT Twin-Edge	0,1476569	15	0,2000
Transbond XT InVu	0,0839869	15	0,2000
Enlight Twin-Edge	0,1422765	15	0,2000
Enlight InVu	0,2933403	15	<b>0,0011</b>

FONTE: Dados da pesquisa

NOTA: Valor  $p < 0,05$  indica que a variável não apresenta distribuição normal

TABELA 7 - TESTE DE HOMOGENEIDADE DE VARIÂNCIAS DE LEVENE PUCPR 2010

Variável	Estatística	G.L.1	G.L.2	Valor p
Resistência ao Cisalhamento	2,10962631	3	56	0,10926

FONTE: Dados da pesquisa

TABELA 8 - ESTATÍSTICAS DESCRITIVAS DA VARIÁVEL RESISTÊNCIA AO CISALHAMENTO PUCPR 2010

Resina	n	Média	Desvio Padrão
Transbond XT	30	17,26	2,38
Enlight	30	18,44	3,57
<i>Bracket</i>	n	Média	Desvio Padrão
Twin-Edge	30	18,91	3,25
InVu	30	16,79	2,49
Resina x <i>Bracket</i>	n	Média	Desvio Padrão
GRUPO 1 (Transbond XT Twin-Edge)	15	17,99	2,38
GRUPO 2 (Transbond XT InVu)	15	16,53	2,22
GRUPO 3 (Enlight Twin-Edge)	15	19,83	3,80
GRUPO 4 (Enlight InVu)	15	17,05	2,80

FONTE: Dados da Pesquisa

TABELA 9 - TESTE ANOVA A DOIS CRITÉRIOS, MODELO FATORIAL COMPLETO PUCPR 2010

	Soma de Quadrados	.L.	Quadrado Médio	F	Valor p	Poder Observado
RESINA	20,886	1	20,886	2,5424	0,11645	0,347448921
BRACKET	66,99266667	1	66,992667	8,155	<b>0,00601</b>	<b>0,801346747</b>
RESINA x BRACKET	6,534	1	6,534	0,7954	0,37629	0,141606628
Erro	460,0373333	56	8,2149524			
Total Corrigido	554,45	59				

FONTE: Dados da pesquisa

NOTA: (\*) Valor p menor que 0,05 indica diferença estatisticamente significativa

TABELA 10 - TESTE DE TUKEY HSD DE COMPARAÇÕES MÚLTIPLAS DE VARIÁVEIS INDEPENDENTES PUCPR 2010

RESINA x BRACKET	RESINA x BRACKET	Diferença Média	Valor p
GRUPO 1 (Transbond XT Twin-Edge)	Transbond XT InVu	1,45	0,5116
	Enlight Twin-Edge	-1,84	0,3042
	Enlight InVu	0,93	0,8091
GRUPO 2 (Transbond XT InVu)	Transbond XT Twin-Edge	-1,45	0,5116
	Enlight Twin-Edge	-3,29	<b>0,0137</b>
	Enlight InVu	-0,52	0,9595
GRUPO 3 (Enlight Twin-Edge)	Transbond XT Twin-Edge	1,84	0,3042
	Transbond XT InVu	3,29	<b>0,0137</b>
	Enlight InVu	2,77	<b>0,0498</b>
GRUPO 4 (Enlight InVu)	Transbond XT Twin-Edge	-0,93	0,8091
	Transbond XT InVu	0,52	0,9595
	Enlight Twin-Edge	-2,77	<b>0,0498</b>

NOTA: (\*) Valor p menor que 0,05 indica diferença estatisticamente significante

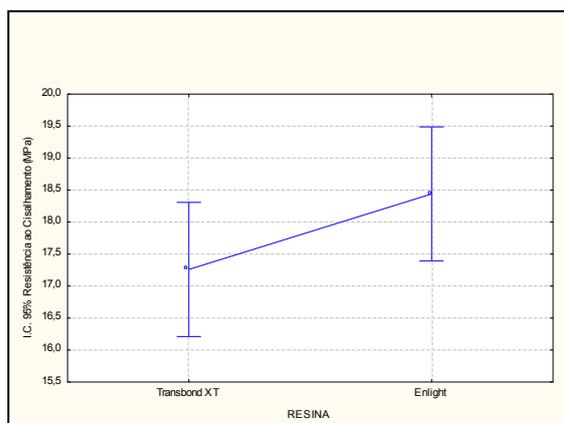


Gráfico 3. Intervalo de Confiança 95% para a resistência ao cisalhamento

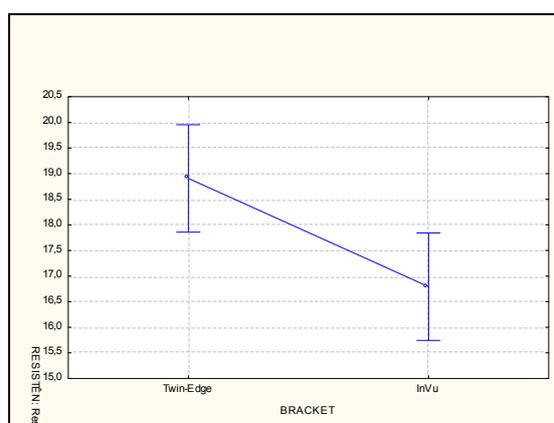


Gráfico 4. Intervalo de Confiança 95% para a resistência ao cisalhamento

## **ANEXO 2. MATERIAIS UTILIZADOS NA PESQUISA**

60 incisivos centrais superiores humanos extraídos

30 unidades de InVu® Ceramic Brackets Standard Edgewise System – TP Orthodontics (297-905)

30 unidades de Twin-Edge® Stainless Steel Brackets Standard Edgewise System – TP Orthodontics (209-907)

4 KITs do sistema de colagem Transbond™ XT Light Cure Adhesive – 3M Unitek

2 KITs do sistema de colagem Enlight® Bonding System – ORMCO Orthodontics

Máquina de Ensaio Mecânicos Universal E-MIC (Equipamentos e Sistemas de Ensaio Ltda)

Máquina de fotopolimerização Optilux Demetron 500

Matrizes para confecção dos corpos de prova de flexão de 3 pontos

Tiras de poliéster

Placa de vidro

Lâminas de microscópio

Vaselina

Gaze

Potes de filme fotográfico

Tubos metálicos para inclusão dos dentes

1 posicionador de dentes

Resina acrílica autopolimerizável

Pote paladon

Espátula de resina nº 31 (Duflex – Brasil)

01 espátula Lecron (Duflex – Brasil)

01 pinça de apreensão de *brackets* (Morelli – Brasil)

01 sonda exploradora número 5 (Duflex, Brasil)

Tensiômetro ortodôntico (Morelli – Brasil)

### ANEXO 3. TERMO DE AUTORIZAÇÃO DO BANCO DE DENTES



Pontifícia Universidade Católica do Paraná  
Centro de Ciências Biológicas e da Saúde  
Clínica de Odontologia

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO PARANÁ  
CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE  
BANCO DE DENTES -PUCPR

Ao CEP

O Banco de Dentes da PUCPR por meio de sua coordenação informa que os dentes solicitados pela pesquisadora Ana Leticia Rocha Avila, para a realização de pesquisa com o título : Análise Comparativa Experimental e Computacional da Resistência ao Cisalhamento de Brackets com Dois Sistemas de Colagem ,encontram-se à sua disposição após o parecer favorável de seu projeto por Comitê de Ética em Pesquisa.

Atenciosamente,

Profª Drª Beatriz Helena Sottile França  
Coordenadora do Banco de Dentes da PUCPR

Curitiba, 07 de outubro 2009.

## ANEXO 4. TERMO DE COMPROMISSO DE UTILIZAÇÃO DE DADOS

### Termo de Compromisso de Utilização de Dados

Nós, Ana Leticia Rocha Avila e meu orientador Orlando Motohiro Tanaka, abaixo assinado(s), pesquisadores envolvidos no projeto de título: **Análise Comparativa ,experimental e computacional da resistência ao cisalhamento de brackets com dois sistemas de colagem**, nos comprometemos a manter a confidencialidade sobre os dados coletados nos arquivos do Banco de Dentes da Pontifícia Universidade Católica do Paraná, bem como a privacidade de seus conteúdos, como preconizam os Documentos Internacionais e a Res. 196/96 do Ministério da Saúde.

Informo que os dados a serem coletados dizem respeito à condição física dos dentes que serão submetidos à testes de cisalhamento de *brackets* em laboratório.

Curitiba, 17 de novembro de 2009

Nome	R.G.
Ana Leticia Rocha Avila.	5.972.163-1
Orlando Motohiro Tanaka	1.173.666-1

Assinatura



## ANEXO 5. FOLHA DE ROSTO PARA PESQUISA ENVOLVENDO SERES HUMANOS



MINISTÉRIO DA SAÚDE  
Conselho Nacional de Saúde  
Comissão Nacional de Ética em Pesquisa - CONEP

FOLHA DE ROSTO PARA PESQUISA ENVOLVENDO SERES HUMANOS				FR - 300926
Projeto de Pesquisa				
Área de Conhecimento 4.00 - Ciências da Saúde - 4.02 - Odontologia - Nenhum			Grupo Grupo III	Nível Não se aplica
Área(s) Temática(s) Especial(s)			Fase Não se Aplica	
Unitermos análise computacional, tensões, cisalhamento				
Sujeitos na Pesquisa				
Nº de Sujeitos no Centro 60	Total Brasil 60	Nº de Sujeitos Total 60	Grupos Especiais	
Placebo NAO	Medicamentos HIV/AIDS NAO	Wash-out NAO	Sem Tratamento Especifico NAO	Banco de Materiais Biológicos NAO
Pesquisador Responsável				
Pesquisador Responsável orlando motohiro tanaka		CPF 230.919.839-00	Identidade 1173666-1	
Área de Especialização Ortodontia		Maiores Titulação Doutorado	Nacionalidade Brasileira	
Endereço R Mal Deodoro, 630, 1703		Bairro Centro	Cidade Curitiba - PR	
Código Postal 80010-912	Telefone / 41 323-2042	Fax 41 324-8658	Email tanaka.o@pucpr.br	
Termo de Compromisso				
Declaro que conheço e cumprirei os requisitos da Res. CNS 196/96 e suas complementares. Comprometo-me a utilizar os materiais e dados coletados exclusivamente para os fins previstos no protocolo e publicar os resultados sejam eles favoráveis ou não.				
Aceito as responsabilidades pela condução científica do projeto acima.				
Data: 08/11/2009		Assinatura		
Instituição Onde Será Realizado				
Nome Pontifícia Universidade Católica do Paraná - PUCPR		CNPJ 76.659.820/0001-51	Nacional/Internacional Nacional	
Unidade/Orgão Centro de Ciências Biológicas e da Saúde		Participação Estrangeira NAO	Projeto Multicêntrico NAO	
Endereço Rua Imaculada Conceição 1155 cpx 16210		Bairro Prado Velho	Cidade Curitiba - PR	
Código Postal 80215-901	Telefone 41 2712292	Fax 41 2712292	Email nep@pucpr.br	
Termo de Compromisso				
Declaro que conheço e cumprirei os requisitos da Res. CNS 196/96 e suas complementares e como esta instituição tem condições para o desenvolvimento deste projeto, autorizo sua execução.				
Nome: Sérgio Vieira		Assinatura		
Data: 09/11/2009		Sérgio Vieira Decano Adjunto do CCBS		

O Projeto deverá ser entregue no CEP em até 30 dias a partir de 31/10/2009. Não ocorrendo a entrega nesse prazo esta Folha de Rosto será INVALIDADA.

Voltar

IMPRIMIR

## ANEXO 6. PARECER CONSUBSTANCIADO DO PROTOCOLO DE PESQUISA



**PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO PARANÁ**  
**Núcleo de Bioética**  
**Comitê de Ética em Pesquisa**  
*Ciência com Consciência*

**PARECER CONSUBSTANCIADO DE PROTOCOLO DE PESQUISA**

Parecer Nº **0003574/09**

Protocolo CEP Nº **5403**

Título do projeto **Análise comparativa experimental e computacional da resistência ao cisalhamento de brackets com dois sistemas de colagem.**

Grupo

Versão **1**

Protocolo CONEP **0511.0.084.084-09**

Pesquisador responsável **Orlando Motohiro Tanaka**

Instituição **PUCPR-CCBS - Curitiba**

### Objetivos

Objetivo geral: comparar a fidelidade das tensões e deformações nas estruturas do esmalte, resina, bracket e interfaces entre eles no método de elementos finitos com a realidade experimental, frente à resistência ao cisalhamento, comparando dois sistemas de colagem.

### Comentários e considerações

Serão utilizados 60 dentes do Banco de Dentes da PUCPR, para a análise de resistência de brackets ortodônticos. Os pesquisadores apresentaram o termo de cessão dos dentes assinado pelo responsável do Banco de Dentes da PUCPR.

### Termo de consentimento livre e esclarecido e/ou Termo de compromisso para uso de dados.

TCUD adequado. É assinado pelos pesquisadores: Ana Letícia Rocha Avila e Orlando Motohiro Tanaka

### Recomendações

Corrigir cronograma: submissão ao CEP de nov de 2009 a dez de 2010

### Conclusões

Aprovado

Devido ao exposto, o Comitê de Ética em Pesquisa da PUCPR, de acordo com as exigências das Resoluções Nacionais 196/96 e demais relacionadas a pesquisas envolvendo seres humanos, em reunião realizada no dia: **02/12/2009**, manifesta-se por considerar o projeto **Aprovado**.



## ANEXO 7. TERMO DE APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA

Parecer Nº **0003574/09**

Protocolo CEP Nº **5403**

Título do projeto **Análise comparativa experimental e computacional da resistência ao cisalhamento de brackets com dois sistemas de colagem.**

Grupo  
Versão **1**

Protocolo CONEP **0511.0.084.084-09**

Pesquisador responsável **Orlando Motohiro Tanaka**

Instituição **PUCPR-CCBS - Curitiba**

### Situação Aprovado

Lembramos aos senhores pesquisadores que, no cumprimento da Resolução 196/96, o Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) deverá receber relatórios anuais sobre o andamento do estudo, bem como a qualquer tempo e a critério do pesquisador nos casos de relevância, além do envio dos relatos de eventos adversos, para conhecimento deste Comitê. Salientamos ainda, a necessidade de relatório completo ao final do estudo.

Eventuais modificações ou emendas ao protocolo devem ser apresentadas ao CEP-PUCPR de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificado e as suas justificativas.

Se a pesquisa, ou parte dela for realizada em outras instituições, cabe ao pesquisador não iniciá-la antes de receber a autorização formal para a sua realização. O documento que autoriza o início da pesquisa deve ser carimbado e assinado pelo responsável da instituição e deve ser mantido em poder do pesquisador responsável, podendo ser requerido por este CEP em qualquer tempo.

Curitiba, 02 de Dezembro de 2009.

  
**Prof. Dr. Sergio Surugi de Siqueira**  
**Coordenador do Comitê de Ética em Pesquisa**  
**PUC PR**



## ANEXO 8. CARTA DE AUTORIZAÇÃO DE USO DO PROGRAMA ANSYSWORKBENCH V11 (ANSYSINC.,CANONSBURG,PA,USA)



UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ  
SETOR DE TECNOLOGIA  
DEPARTAMENTO DE CONSTRUÇÃO CIVIL  
Centro Politécnico - Bloco Lame/Cesec - Jd Américas  
CEP 81531-990 - Curitiba - Paraná  
cesec@cesec.ufpr.br

Curitiba, 29 de outubro de 2009

### CARTA DE AUTORIZAÇÃO A PESQUISA

Eu, Mildred Ballin Hecke, RG 814.852 SSP/Pr , professor associado II do Departamento de Construção Civil do Setor de Tecnologia da Universidade Federal do Paraná, autorizo Ana Leticia Rocha Avila, RG. Nº 5.972.163-1 a utilizar as dependências do Centro de Estudos de Engenharia Civil Professor Inaldo Ayres Vieira supervisionada por mim, para fins de pesquisa referentes ao projeto "Análise comparativa experimental e computacional da resistência ao cisalhamento de *brackets* com dois sistemas de colagem", utilizando os softwares de elementos finitos necessários para tal.

Atenciosamente

  
Mildred Ballin Hecke

## ANEXO 9. NORMAS PARA PUBLICAÇÃO



### Information for Authors

#### Electronic manuscript submission and review

The *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* uses the *Elsevier Editorial System*, an online manuscript submission and review system. To submit or review an article, please go to the [AJO-DO Editorial Manager](http://ees.elsevier.com/ajodo) website:

[ees.elsevier.com/ajodo](http://ees.elsevier.com/ajodo) .

Send other correspondence to:

Dr David L. Turpin, DDS, MSD, Editor-in-Chief

*American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*

University of Washington

Department of Orthodontics, D-569

HSC Box 357446

Seattle, WA 98195-7446

Telephone (206)221-5413

E-mail: [dlturpin@aol.com](mailto:dlturpin@aol.com)

### General Information

The *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* publishes original research, reviews, case reports, clinical material, short communications, and other material related to orthodontics and dentofacial orthopedics.

Submitted manuscripts must be original, written in English, and not published or under consideration elsewhere. Manuscripts will be reviewed by the editor and consultants and are subject to editorial revision. Authors should follow the guidelines below.

Statements and opinions expressed in the articles and communications herein are those of the author(s) and not necessarily those of the editor(s) or publisher, and the editor(s) and publisher disclaim any responsibility or liability for such material. Neither the editor(s) nor the publisher guarantees, warrants, or endorses any product or service advertised in this publication; neither do they guarantee any claim made by the manufacturer of any product or service. Each reader must determine whether to act on the information in this publication, and neither the *Journal* nor its sponsoring organizations shall be liable for any injury due to the publication of erroneous information.

### Guidelines for Original Articles

Submit Original Articles via the online Editorial Manager: [ees.elsevier.com/ajodo](https://ees.elsevier.com/ajodo) . Organize your submission as follows.

1. Title Page. Put all information pertaining to the authors in a separate document. Include the title of the article, full name(s) of the author(s), academic degrees, and institutional affiliations and positions; identify the corresponding author and include an address, telephone and fax numbers, and an e-mail address. This information will not be available to the reviewers.
2. Abstract. Structured abstracts of 200 words or less are preferred. A structured abstract contains the following sections: Introduction, describing the problem; Methods, describing how the study was performed; Results, describing the primary results; and Conclusions, reporting what the authors conclude from the findings and any clinical implications.
3. Manuscript. The manuscript proper should be organized in the following sections: Introduction and literature review, Material and Methods, Results, Discussion, Conclusions, References, and figure captions. Express measurements in metric units whenever practical. Refer to teeth by their full name or their FDI tooth number. For style questions, refer to the *AMA Manual of Style*, 9th edition. Cite references selectively, and number them in the order cited. Make sure that all references have been mentioned in the text. Follow the format for references in "Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical Journals" (Ann Intern Med 1997;126:36-47); <http://www.icmje.org> . Include the list of references with the manuscript proper. Submit figures and tables separately (see below); do not embed figures in the word processing document.

4. Figures. Digital images should be in TIF or EPS format, CMYK or grayscale, at least 5 inches wide and at least 300 pixels per inch (118 pixels per cm). Do not embed images in a word processing program. If published, images could be reduced to 1 column width (about 3 inches), so authors should ensure that figures will remain legible at that scale. For best results, avoid screening, shading, and colored backgrounds; use the simplest patterns available to indicate differences in charts. If a figure has been previously published, the legend (included in the manuscript proper) must give full credit to the original source, and written permission from the original publisher must be included. Be sure you have mentioned each figure, in order, in the text.

5. Tables. Tables should be self-explanatory and should supplement, not duplicate, the text. Number them with Roman numerals, in the order they are mentioned in the text. Provide a brief title for each. If a table has been previously published, include a footnote in the table giving full credit to the original source and include written permission for its use from the copyright holder. Submit tables as text-based files (Word or Excel, for example) and not as graphic elements.

6. Model release and permission forms. Photographs of identifiable persons must be accompanied by a release signed by the person or both living parents or the guardian of minors. Illustrations or tables that have appeared in copyrighted material must be accompanied by written permission for their use from the copyright owner and original author, and the legend must properly credit the source. Permission also must be obtained to use modified tables or figures.

7. Copyright release. In accordance with the Copyright Act of 1976, which became effective February 1, 1978, all manuscripts must be accompanied by the following written statement, signed by all authors:

*"The undersigned author(s) transfers all copyright ownership of the manuscript [insert title of article here] to the American Association of Orthodontists in the event the work is published. The undersigned author(s) warrants that the article is original, does not infringe upon any copyright or other proprietary right of any third party, is not under consideration by another journal, has not been previously published, and includes any product that may derive from the published journal, whether print or electronic media. I sign for and accept responsibility for releasing this material."* Scan the

printed copyright release and submit it via the Editorial Manager, or submit it via fax or mail.

8. Conflict of interest statement. Report any commercial association that might pose a conflict of interest, such as ownership, stock holdings, equity interests and consultant activities, or patent-licensing situations. If the manuscript is accepted, the disclosed information will be published with the article. The usual and customary listing of sources of support and institutional affiliations on the title page is proper and does not imply a conflict of interest. Guest editorials, Letters, and Review articles may be rejected if a conflict of interest exists.

DEZEMBRO/2010