

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ - UTFPR  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA E  
INFORMÁTICA INDUSTRIAL

LÍLIAN CRISTIANE BRUNINI POSSETI PULTER

**ADESÃO DO SISTEMA BRAQUETE RESINA E ESMALTE**

DISSERTAÇÃO

CURITIBA  
2009

# **Livros Grátis**

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

LÍLIAN CRISTIANE BRUNINI POSSETI PULTER

## **ADESÃO DO SISTEMA BRAQUETE, RESINA E ESMALTE**

Dissertação de mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial da Universidade Tecnológica Federal do Paraná - UTFPR, como requisito parcial para obtenção do título de “Mestre em Ciências” - Área de Concentração: Engenharia Biomédica.

Orientador: Prof. Dr. Paulo César Borges

CURITIBA  
2009

**DEDICO ESTE TRABALHO**

Ao Marcello, meu esposo que esteve comigo em todos os momentos me dando apoio e ajuda incondicional durante todo o caminho. Sem sua presença, eu nada teria feito. Às nossas filhas Manoella e Rafaella, motivos divinos para todos os meus esforços.

A meus pais Nelson e Bete que sempre foram meus incentivadores à contínua busca por conhecimento e saber.

## **AGRADECIMENTO ESPECIAL**

Ao Prof. Dr. Paulo César Borges, mestre e amigo acima de tudo. Mais do que orientar o trabalho, guiou-me pelas mãos durante todo o trajeto, tornando possível a realização de um sonho.



---

---

## **AGRADECIMENTOS**

Ao amigo e colega de mestrado Victor Hugo Werner Baggio, pela ajuda incontestada e amizade dedicada.

À amiga Dra. Maura, pela amizade e pelos momentos de estudo em grupo.

Ao amigo Dr. Marcelo Ferreira, por ter em inúmeros momentos me ajudado.

Ao Prof. Dr. Giuseppe Pintaúde, por ter colaborado com sugestões que ajudaram na qualidade do trabalho.

Ao Prof. Dr. Ricardo Reis, pelo compartilhamento de material didático em muitos momentos.

Ao colega Danilo Brito, pela ajuda preciosa com a parte prática do trabalho.

A Terezinha Strapasson pela dedicação e pela pessoa que é.

A todos os professores, estagiários, colegas e funcionários da UTFPR, pela atenção dispensada nos momentos necessários e atendidos. Pelo convívio amigável e fraterno, pela significativa experiência partilhada no transcorrer do curso.

---

---

## RESUMO

PULTER, Lílian Cristiane Brunini Posseti. Adesão do sistema braquete, resina e esmalte. 2009. 85 f. Dissertação (Mestrado em Ciências com Ênfase em Engenharia Biomédica) - Programa de Pós Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial. Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2009.

O objetivo deste estudo foi a avaliação *in vitro* da resistência ao cisalhamento das bases de braquetes metálicos quando colados à superfície de esmalte dentário. Foram utilizadas três marcas comerciais diferentes de braquetes e duas marcas comerciais de agente de colagem. Quarenta incisivos inferiores bovinos foram incluídos em tubos de PVC e aleatoriamente divididos em quatro grupos: Grupo A - Braquetes Abzil + compósito adesivo Transbond XT; Grupo E - Braquetes Eurodonto + compósito adesivo Transbond XT; Grupo EZ - Braquetes Eurodonto + compósito Z100; Grupo M - Braquete Morelli + compósito adesivo Transbond XT. Após a colagem dos braquetes, os ensaios mecânicos de cisalhamento foram realizados em uma máquina de ensaios universal MTS 810 com célula de carga de 100 kgf e velocidade de 0,5 mm/min. As médias das forças limite de cisalhamento dos braquetes foram mensuradas, variando entre 184 e 273 N. Com exceção do grupo Eurodonto/Transbond XT, os demais se mostram semelhantes no uso clínico. Após os testes de cisalhamento, as bases dos braquetes foram levadas ao MEV e as imagens capturadas foram analisadas com o uso do programa Image Pro Plus. Foi feito o cálculo do porcentual de resina remanescente nas bases dos braquetes e observou-se que em nenhum braquete ocorreu o desprendimento total da resina da base e que uma grande maioria de fraturas ocorre no interior da resina – fraturas coesivas.

**Palavras-chave:** Braquete metálico. Adesão. Fratura. Remanescente adesivo.

---

---

## ABSTRACT

PULTER, Lílian Cristiane Brunini Posseti. Adhesion of bracket, resin and enamel system. 2009. 85 f. Dissertação (Mestrado em Ciências com Ênfase em Engenharia Biomédica) - Programa de Pós Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial. Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2009.

The aim of this study was the *in vitro* evaluation of shear Bond strength of metallic bracket bases when bonded to enamel surface. It was used three different trade mark of brackets and two different composite. Forty bovine inferior incisive were placed into PVC rings and randomly divided into four groups: Group A – Metallic bracket Abzil + composite Transbond XT; Group E - Metallic bracket Eurodonto + composite Transbond XT; Gropup EZ - Metallic bracket Eurodonto + composite Z100; Group M – Metallic bracket Morelli + composite Transbond XT. After bonding bracket, shear Bond strength tests were performed with a MTS 810 universal testing machine with load cell of 100 kgf and a 0.5 mm/min cross head speed. The average of shear bond strength was evaluated, varying between 184 and 273 N. With exception of Eurodonto/Transbond XT group, the other one were similar for clinical appliance. After shear bond strength evaluation, the bracket bases were analyzed in Scannig Electron Microscope and the images were assessed by an image processing software Image Pro Plus. It was calculated the percentage of adhesive remnant on the debonded bracket and it was observed that no bracket had the composite totally took off of the base and most of the failures occurred into the composite (cohesive fracture).

**Keywords:** Metallic brackets. Adhesion. Fracture. Adhesive remnant.

---

---

## LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E ACRÔNIMOS

- 3M – Marca comercial - Minnesota Mining and Manufacturing;
- ABZIL – Marca comercial;
- ANVISA – Agência Nacional de Vigilância Sanitária;
- BISGMA – Bisfenol A-Metacrilato de Glicidila – monômero-base utilizado nos compósitos;
- °C – Celsius, unidade de temperatura;
- CPs – Corpos de Prova;
- EDS – Sonda de Energia Dispersiva;
- EURODONTO – Marca comercial;
- F – força liberada, ou agente capaz de alterar o estado de repouso ou de movimento de um corpo, devendo ser expressa em N;
- *Filler* – preenchedor;
- HV – Dureza *Vickers* – *hardness Vickers*;
- Hz – Hertz, unidade de frequência;
- kgf – Quilograma força, unidade de mediada de força equivalente a 9,8 N;
- mm/min – milímetro/minuto, unidade de velocidade;
- *mesh* – malha;
- MEV – Microscópio Eletrônico de Varredura;
- MO – Microscópio Óptico;
- MORELLI – Marca comercial;
- MPa – Mega Pascal, unidade de tensão equivalente a 1 N/mm<sup>2</sup>;
- N – Newton, unidade de força;
- NBR – Norma Técnica da Associação Brasileira de Normas Técnicas;
- PVC – Poli Cloreto de Vinila;
- Tags – projeções de resina;
- TEGDMA – Dimetacrilato de Trietilenoglicol, diluente utilizado em compósitos.

---

---

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO E OBJETIVOS</b>	14
<b>2</b>	<b>REVISÃO DA LITERATURA</b>	17
2.1	DENTES	17
2.1.1	Dentes Humanos	18
2.1.2	Dentes Bovinos	19
2.2	BRAQUETES	21
2.2.1	Modificações Aplicadas à Estrutura das bases dos Braquetes	22
2.3	ADESÃO E RETENÇÃO	26
2.3.1	Adesão Química	26
2.3.2	Adesão Física	26
2.3.3	Retenção Mecânica	27
2.4	PROTOCOLO GERAL DE COLAGEM DOS BRAQUETES SOBRE A SUPERFÍCIE DO ESMALTE DENTÁRIO	28
2.4.1	Limpeza da Superfície Dentária	28
2.4.2	Condicionamento Ácido do Esmalte	28
2.4.3	Lavagem e Secagem	30
2.4.4	Aplicação de Adesivo e Cimento	30
2.4.5	Resinas Compostas	31
2.4.6	Posicionamento do Acessório Ortodôntico	32
2.4.7	Polimerização	32
2.5	TESTES MECÂNICOS PARA A AVALIAÇÃO DA UNIÃO DE SISTEMAS ADESIVOS	33
2.5.1	Tração	33
2.5.2	Cisalhamento	34
2.6	ADESÃO E RETENÇÃO DE UM BRAQUETE À SUPERFÍCIE DENTÁRIA	35
2.7	INTERFACE DE DESCOLAMENTO	37
<b>3</b>	<b>MATERIAIS E MÉTODOS</b>	40
3.1	MATERIAIS	40

3.2	MÉTODOS .....	42
3.2.1	Análise Microestrutural e Mecânica .....	42
3.2.2	Topografia das Bases.....	43
3.2.3	Mensuração das Áreas das Bases dos Braquetes .....	43
3.2.4	Confecção dos Corpos de Prova e Ensaio de Cisalhamento .....	47
3.2.5	Porcentual de Remanescente Adesivo.....	51
<b>4</b>	<b>RESULTADOS E DISCUSSÃO .....</b>	<b>54</b>
4.1	ANÁLISE MICROESTRUTURAL E MICRODUREZA VICKERS .....	54
4.2	ANÁLISE DA COMPOSIÇÃO QUÍMICA E DE TOPOGRAFIA.....	55
4.3	RESISTÊNCIA AO CISALHAMENTO .....	61
4.4	PORCENTUAL DE REMANESCENTE ADESIVO.....	65
4.5	DESEMPENHO DOS COMPÓSITOS FOTOPOLIMERIZÁVEIS UTILIZADOS PARA A COLAGEM DOS BRAQUETES .....	73
<b>5</b>	<b>CONCLUSÕES .....</b>	<b>76</b>
	<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....</b>	<b>78</b>

---

---

## 1 INTRODUÇÃO E OBJETIVOS

Falhas na técnica de colagem, insuficiência de retenção na base dos braquetes e forças mastigatórias exageradas contribuem para o deslocamento e queda de acessórios ortodônticos na prática clínica diária causando conseqüentemente, atrasos no tratamento e acréscimo nos custos finais do trabalho (TAVARES et al., 2006 e OLIVEIRA et al., 2007).

Desde 1915, quando Edward Angle patenteou o desenho dos braquetes metálicos, vários avanços tecnológicos têm contribuído para a melhoria da qualidade do tratamento ortodôntico. Antes do desenvolvimento de bases adequadas para a colagem dos braquetes metálicos, os aparelhos ortodônticos eram constituídos por braquetes soldados às bandas metálicas que então eram cimentadas ao redor dos dentes, que segundo Zachrisson (1994), implicava em desvantagens como a dificuldade de higienização e a morosidade no processo de instalação. Mondelli (2004) reforça este conceito dizendo que as vantagens da colagem direta dos braquetes sobre o esmalte dentário são inúmeras, visto que a eliminação de fases do tratamento, como a bandagem, economiza tempo. Há a minimização de outros aspectos inconvenientes como o comprometimento da estética, o surgimento de manchas brancas no esmalte e, conseqüentemente, o aparecimento de lesões cáries, bem como de inflamação gengival devido ao acúmulo de placa por bandas incorretamente adaptadas nas áreas cervicais dos dentes.

Com a introdução do condicionamento ácido do esmalte dentário por Buonocore em 1955, tornou-se possível a colagem de dispositivos diretamente sobre a superfície do esmalte dentário. Surgiram então diferentes maneiras de se realizar tal procedimento. Sadler (1958) foi o primeiro a publicar um artigo sobre a fixação dos braquetes diretamente sobre os dentes. O autor testou nove adesivos e quatro cimentos disponíveis no mercado da época, tendo como proposta analisar os materiais que pudessem ser utilizados para a fixação de braquetes metálicos

diretamente sobre a superfície do esmalte dentário. Os corpos de prova foram formados por dentes humanos extraídos e submetidos a testes de cisalhamento, tração e torção. A maior parte dos adesivos testados mostrou uma adesividade muito pobre ao esmalte dentário. Concluiu que em nenhuma das combinações obteve um resultado satisfatório. A partir da década de setenta, o procedimento de colagem direta de braquetes sobre a superfície do esmalte se torna rotineiro, dado ao desenvolvimento dos materiais utilizados no processo.

Segundo Souza, Francisconi e Araújo (1999), o sucesso da colagem em ortodontia envolve a combinação de três fatores básicos:

- a) condicionamento mecânico e/ou químico da superfície;
- b) potencial retentivo dos braquetes, bem como, da superfície que receberá o acessório;
- c) necessidades clínicas como o tipo de movimentação a ser empregada.

Muito tem sido feito no sentido de melhorar a adesão entre o braquete, a resina e o esmalte dentário. Modificações significativas consistiram na introdução de telas, ranhuras e perfurações na base do braquete (RETIEF; DREYER; GAVRON, 1970. MAIJER; SMITH, 1981 e 1983. BELTRAMI; FREITAS; MARTINS, 1996). Nos trabalhos de Pithon et al. (2006), procurou-se otimizar a adesão dos braquetes ao esmalte dentário através de testes comparativos entre resinas, cimentos ionoméricos e agentes de ligação sendo que ainda não existem conclusões definitivas a respeito e portanto, a continuidade das pesquisas para o controle da adesividade no sistema acima descrito é fundamental.

Com a finalidade de colaborar cientificamente para a melhoria dos procedimentos de colagem de braquetes em ortodontia, este trabalho terá como objetivos:

1. A aquisição de valores de microdureza Vickers para os braquetes Abzil, Eurodonto e Morelli;
2. Análise da topografia das bases dos braquetes Abzil, Eurodonto e Morelli.



3. A determinação e comparação da resistência ao cisalhamento para três configurações diferentes de braquetes ortodônticos (Abzil, Eurodonto e Morelli);
4. Obtenção dos valores da força de cisalhamento para uma nova marca comercial de braquetes – Eurodonto – registrada na ANVISA, distribuída no Brasil e fabricada na China;
5. Determinação do porcentual de remanescente adesivo nas bases do braquetes cisalhados, por meio de metodologia própria desenvolvida para este trabalho;
6. A análise do desempenho de dois tipos de resinas fotopolimerizáveis utilizadas para a colagem dos braquetes no esmalte dentário (Z100/3M e Transbond XT/3M);

---

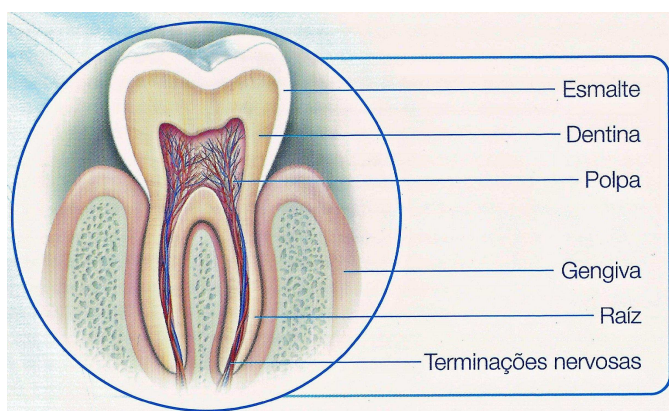
---

## 2 REVISÃO DA LITERATURA

Para melhor compreensão do presente trabalho, é necessário o conhecimento de todas as estruturas envolvidas em um processo de colagem de braquetes ortodônticos. Estes dispositivos são colados ou cimentados diretamente sobre a superfície do esmalte dentário quando este se encontra íntegro e livre de restaurações. Para melhor entendimento dos assuntos envolvidos, a revisão de literatura será dividida em tópicos descritos a seguir.

### 2.1 DENTES

Segundo Madeira (1996), dentes são estruturas de um conjunto com função de corte, trituração de alimentos e sustentação dos tecidos moles da boca, além de desempenharem um papel estético de extrema importância. Os dentes são formados anatomicamente, por coroa, raiz e uma região estrangulada denominada colo. Histologicamente são formados por esmalte, dentina, cemento e polpa, conforme representado pela Figura 01.



**Figura 01 – Representação histológica de um dente em corte axial.**

Resta ainda salientar que quando da realização de pesquisas científicas *in vitro*, pode-se utilizar dentes humanos extraídos por indicação ortodôntica ou dentes bovinos obtidos por extração em animais recém abatidos em frigoríficos. (NAKAMISHI et al., 1983)

### 2.1.1 Dentes Humanos

Os dentes humanos são formados pelos tecidos descritos a seguir. O de maior interesse neste trabalho é o esmalte dentário por se tratar do tecido diretamente sobre o qual os acessórios ortodônticos são fixados.

#### a) Esmalte:

Quando se fala em colagem de braquetes, Bisaggio (1999) diz que o conhecimento do esmalte (sua composição e propriedades) é essencial, visto ser diretamente sobre esta superfície que o referido procedimento será realizado.

De acordo com Bhaskar (1978), o esmalte é o tecido mais mineralizado que se conhece, constituído por 96% de mineral e apenas 4% de material orgânico e água. O conteúdo inorgânico do esmalte consiste de um fosfato de cálcio cristalino chamado de hidroxiapatita e que, por sua vez, também é encontrada nos ossos, nas cartilagens calcificadas, na dentina e no cimento. Estes dois últimos também são tecidos que fazem parte da composição dos dentes. Por causa do alto conteúdo mineral nele encontrado, o esmalte apresenta dureza Vickers na ordem de 450 HV (DEKON et al., 2003) e dureza Knoop variando entre 336,2 a 444,7 HK (FUSHIDA; CURY, 1999), característica esta, associada à resistência à abrasão durante a mastigação. Entretanto o alto valor de dureza torna o dente frágil e conseqüentemente, em condições de impacto, pode sofrer fraturas com facilidade. Segundo Reis (2001), o esmalte dentário resiste melhor às forças de compressão do que às de tração uma vez que, juntamente com todo o sistema mastigatório, ele possui um desenho que age como dissipador de forças compressivas. Para que a integridade do esmalte não seja danificada, é necessária uma camada subjacente de dentina tenaz.

O esmalte é translúcido e varia em cor do amarelo claro ao branco acinzentado. A coloração está intimamente relacionada à espessura, sendo que a espessura máxima é de 2,5 mm nas superfícies de trabalho.

b) Dentina:

A dentina é um tecido orgânico, com alto teor de umidade e composto por um labirinto de inúmeros túbulos. Estes, por sua vez, são preenchidos por fluido plasmático e prolongamentos celulares advindos da polpa (PERDIGÃO et al., 2000).

Reis et al. em 2001, afirmaram que uma série de túbulos se estende e se ramifica a partir da polpa para a dentina, chegando até a junção amelo-dentinária. Estes túbulos são envolvidos por uma dentina mais mineralizada chamada de peritubular e preenchidos por uma dentina menos mineralizada, a intertubular. Estes túbulos também são preenchidos por prolongamentos de células odontoblásticas, fibras nervosas e fluídos dentinários, conferindo uma maior umidade à dentina em relação ao esmalte.

c) Cimento:

É o tecido conjuntivo rígido que reveste a raiz de um dente desde a sua junção cimento-esmalte até seu ápice radicular. Ele tem como função ancorar o dente ao osso alveolar adjacente, através do ligamento periodontal (MADEIRA, 1996).

d) Polpa:

Ainda de acordo com Madeira (1996), a polpa dentária é constituída de um tecido conjuntivo frouxo, formando juntamente com a dentina, o complexo dentino-pulpar. Diversas funções são desempenhadas pela polpa, tais quais, a formação de dentina, funções relacionadas com a sensibilidade dentária, hidratação e defesa.

### 2.1.2 Dentes Bovinos

Os dentes bovinos são morfológicamente semelhantes aos dentes humanos, pois apresentam pouca variação de permeabilidade nos tecidos e constância na anatomia interna.

Cal Neto e Miguel, em estudo publicado no ano de 2004, observou que dentes humanos foram utilizados em 68% das pesquisas odontológicas. Entretanto, os trabalhos mais recentes utilizam e justificam o emprego de dentes bovinos pela facilidade da obtenção em grande quantidade, uma vez que uma mandíbula bovina é composta por oito incisivos, ou seja, o dobro do número de dentes encontrados em uma mandíbula humana (SAVARIZ et al., 2005). Além disso, os animais são abatidos aproximadamente com a mesma idade, havendo facilidade no controle da faixa etária dos dentes e da alimentação semelhante dos bovinos.

Nakamishi et al. (1983) afirmaram que a utilização de dentes bovinos se tornou uma alternativa viável em substituição aos dentes humanos, pois, além de serem de fácil obtenção, apresentam estruturas histológicas semelhantes, tanto de esmalte quanto de dentina podendo ser usados com confiabilidade de resultados.

Hitt e Feigal (1992), afirmaram que as composições do esmalte e da dentina de dentes humanos e bovinos são semelhantes, além de possuírem uma área grande e relativamente plana, favorecendo os procedimentos de colagem.

Oesterle, Shellhart e Belanger (1998) realizaram um estudo com braquetes colados diretamente sobre o esmalte bovino, tentando tornar mais eficientes o sistema de adesão. Os autores afirmaram ser o incisivo central inferior o dente ideal para a execução de procedimentos teste, pois estes apresentam uma área vestibular plana. Utilizaram dentes bovinos também pela facilidade de aquisição. O estudo traz a similaridade anatômica e histoquímica entre os esmaltes dentários dos mamíferos.

Savariz et al. (2005) concluíram ao final dos testes realizados em seus estudos, que dentes bovinos podem ser utilizados como substitutos aos dentes humanos em testes de cisalhamento, sendo que o primeiro oferece uma adesividade maior em relação ao segundo.

No ano de 1990, Ruse et al. verificaram que há uma rica camada orgânica desmineralizada, presente logo abaixo da superfície dos incisivos bovinos e que não é afetada pelo condicionamento ácido. Os autores afirmaram que essa camada deve ser removida para que um esmalte mais maduro e uniformemente mineralizado possa ser

exposto. Portanto, concluíram que um preparo de superfície mais uniforme pode ser obtido através de abrasão da superfície do esmalte, além do condicionamento ácido.

## 2.2 BRAQUETES

Segundo Gorelick (1977), braquetes são acessórios utilizados pelo ortodontista para controlar o posicionamento dentário durante o tratamento ortodôntico. De acordo com os materiais utilizados em sua fabricação podem ser classificados em braquetes de policarbonato, cerâmicos e metálicos. Os dois primeiros são considerados mais estéticos uma vez que apresentam coloração esbranquiçada ou transparente e os metálicos podem apresentar-se em versões douradas ou prateadas sendo estes últimos os mais utilizados e, portanto, foram os escolhidos para a utilização neste trabalho.

Embora os materiais utilizados em ortodontia passem por grandes evoluções, os braquetes metálicos continuam sendo mais amplamente utilizados devido às suas características físicas e propriedades mecânicas.

De acordo com Gursoy, Acar e Sesen em 2005, a maioria dos braquetes metálicos é fabricada em aço inoxidável austenítico 302 e contem entre 8% e 12% de níquel (Ni), 17% e 22% de cromo (Cr), pequenos teores de cobre (Cu), manganês (Mn), titânio (Ti) e remanescente de ferro (Fe). Em decorrência de alergias ao níquel apresentadas por alguns pacientes (BASS; FINES; CISNESROS, 1993), alguns braquetes vem sendo desenvolvidos em titânio, cromo-cobalto ou ainda, aços inoxidáveis livres de níquel.

Segundo Devanatan e Chudyzinski em 1997, os braquetes feitos de uma liga de cromo-cobalto, têm resistência superior e oferecem inúmeros benefícios quando comparados aos confeccionados em aço inoxidável, tais quais a hipoalergenicidade e a maior durabilidade. No entanto, eles apresentam superfícies mais irregulares e menos polidas (ASSAD-LOSS; NEVES; MUCHA em 2008).

Menezes et al. (2006) disseram que braquetes confeccionados em titânio, além de serem biocompatíveis, apresentam boa estabilidade dimensional, coeficiente de atrito aceitável e alta resistência à corrosão. Demonstram ainda,

serem superiores em integridade estrutural quando comparados aos confeccionados em aço inoxidável (ASSAD-LOSS; NEVES; MUCHA, 2008). Estes autores escrevem que braquetes ditos isentos de níquel podem apresentar 0,2% deste elemento em sua composição, não interagindo com os pacientes que apresentam alergia ao níquel.

### 2.2.1 Modificações Aplicadas à Estrutura das Bases dos Braquetes

Com a finalidade de melhorar as propriedades adesivas dos braquetes metálicos, muitos autores desenvolveram pesquisas na tentativa de aprimorar o desempenho clínico destes acessórios.

Em 1967, quando a colagem direta de braquetes sobre a superfície do esmalte dentário estava apenas começando, Mitchell caracterizou a umidade presente no meio bucal como sendo a responsável pelas falhas na adesividade. Ele propôs que as bases dos braquetes recebessem uma folha de ouro em forma de chapéu para proteger o cimento adesivo do contato com a umidade. Para este experimento, o autor utilizou 05 adesivos diferentes e 10 grupos de molares com 10 dentes cada. Os materiais adesivos foram utilizados de acordo com as instruções de cada fabricante, no entanto, ao final dos ensaios de cisalhamento, nenhum dos adesivos somados a alteração introduzida na base, conferiu aumento na adesividade.

Retief, Dreyer e Gavron (1970) estudaram a fixação de braquetes com resina epóxica e afirmaram que, com a colocação de uma tela na base dos braquetes, a união entre a resina e a base se tornava mais forte apesar do inconveniente de deixar o braquete com uma altura muito grande.

Ao avaliarem a adesão de resinas compostas entre o braquete e o dente, Keiser, Tem Cate e Arends (1976) observaram que a união entre a resina e o esmalte dentário (11,86 MPa) era maior do que a união presente na interface entre a resina e o braquete ortodôntico (5,19 MPa). A partir destes resultados, os autores puderam observar que o local da fratura ocorria geralmente na interface entre a

resina e o braquete. Concluíram então, que para aumentar a união nesta interface, a superfície da base do braquete deveria ser rugosa.

Maijer e Smith (1981) avaliaram sete bases de braquetes metálicos com variações nas formas das retenções. Os braquetes foram cimentados em pré-molares humanos com o adesivo Dynabond. Os corpos de prova foram armazenados por 24 h em água e temperatura de 37° C . Com a utilização de uma máquina de ensaio universal Instron, foram realizados os ensaios de cisalhamento. As superfícies de fratura foram analisadas em microscópio eletrônico de varredura (MEV). Ao analisarem os resultados obtidos, eles concluíram que os pontos de solda presentes na base dos braquetes estudados reduziram a área retentiva e, a elas foram atribuídas o baixo índice de retenção obtido, além de promoverem um baixo selamento marginal na interface entre o braquete e a resina quando a solda foi realizada nas bordas. Os resultados mostraram que as bases deveriam ser confeccionadas de forma a evitar a presença de bolhas de ar no processo de colagem. Foi sugerido que uma melhor penetração do agente cimentante, com o conseqüente aumento na adesão, poderia ser obtida se à base fosse adicionada uma tela com filamentos mais finos.

Prosseguindo com os estudos, Maijer e Smith (1983) sinterizaram uma camada de partículas esféricas, com tamanhos variados, de aço inoxidável e de cromo-cobalto sobre a base de botões ortodônticos, com o intuito de aumentar a retenção. O processo de sinterização realizou-se em temperatura de 1100° C durante quatro horas e em atmosfera de gás inerte. Os botões foram colados em esmalte humano e bovino, então foram submetidos a testes de tração após o armazenamento em água a 37° C, por um período de 24 h. A análise dos resultados obtidos mostrou que a resina de utilizada para colagem penetrou nos espaços entre as partículas e conseqüentemente, foram obtidos resultados de retenção entre 30 e 100 % maiores quando comparados às bases de telas soldadas.

Newman et al. (1994) avaliaram o efeito do jateamento com óxido de alumínio e a aplicação de agentes de ligação (silano) diretamente sobre bases teladas e bases fresadas com ranhuras de braquetes ortodônticos metálicos. O silano empregado é uma substância química destinada à formação de uma camada



quimicamente compatível entre porcelanas e cimentos resinosos e tem por função a melhoria da adesividade entre estes materiais. Os corpos de prova foram preparados com o uso de 525 dentes humanos extraídos (incisivos centrais e laterais). Em todos os grupos, o esmalte foi condicionado com ácido fosfórico a 37% e por 30 segundos. As amostras foram submetidas à termociclagem (1500 ciclos, 5° a 55°C) por 14 dias. Os testes de cisalhamento foram realizados em uma máquina de ensaio universal Instron. Após a coleta dos dados, os resultados mostraram que as bases fresadas com ranhura submetidas ao jateamento com óxido de alumínio, aplicação de silano e cimentadas com resinas quimicamente ativadas, foram as que apresentaram os melhores resultados em comparação com o grupo controle e que não recebeu nenhum tipo de preparo nas bases.

Em 1995, Newman et al. prosseguiram com os testes de avaliação do potencial retentivo dos braquetes metálicos quando às suas bases, são aplicadas algumas modificações. Eles continuaram utilizando o jateamento com óxido de alumínio e a aplicação do silano, no entanto, desta vez os corpos de prova não foram submetidos à termociclagem. Os testes de cisalhamento foram novamente realizados e os resultados obtidos foram comparados com os mostrados por um grupo controle, este composto por 80 espécimes e sem nenhum tipo de tratamento. Os achados reafirmam que os braquetes cujas bases receberam jateamento e silano apresentam melhores resultados de adesividade.

Uma explicação plausível para a melhora na adesividade com aplicação de silano, mesmo que este não tenha indicação de uso como agente de ligação para metais, consiste no fato de que o silano atua como um agente de umedecimento, reduzindo a tensão superficial na interface entre o metal e a resina, favorecendo a penetração da resina nas retenções existentes nas bases dos braquetes, além de promover uma maior área de contato superficial da resina com a superfície metálica (TAROZZO et al. em 1999). Ainda, o silano tem a habilidade para se unir aos óxidos da liga e como conseqüência, contribui para a melhora da resistência.

Beltrami, Freitas e Martins (1996) executaram testes em 63 braquetes colados em pré-molares humanos e extraídos por indicação ortodôntica. As bases

dos braquetes foram especialmente desenvolvidas com o incremento de sulcos retentivos ao invés das malhas tradicionais. Em cinco grupos de dentes, cada um com no mínimo 11 elementos, foram aplicados esforços até a remoção dos braquetes. Concluiu-se que as retenções introduzidas nas bases dos braquetes não acarretaram em dificuldades no processo da colagem e nem causaram danos aos dentes na ocasião da descolagem. A remoção atingiu valores médios de 7,94 MPa para a tração imediata, de 6,73 MPa para o cisalhamento imediato e de 9,08 MPa para a tração após 30 dias. As forças de adesão para esta nova base aumentaram quando comparados aos estudos laboratoriais anteriormente realizados.

Em 2004, Lunardi avaliou *in vitro* a resistência ao cisalhamento de braquetes ortodônticos metálicos submetidos a dois jateamentos consecutivos com óxido de alumínio, em função de quatro materiais adesivos. A amostra foi composta por 40 incisivos bovinos, sobre os quais foram colados braquetes metálicos para incisivos inferiores. Para a colagem, os autores fizeram uso dos adesivos Transbond XT, Concise, Smartbond e Fuji-Ortho, obedecendo a instrução de cada fabricante. Após a colagem, os corpos de prova foram armazenados em água destilada e em estufa na temperatura de 37° C, por um período de 24 h. As amostras foram submetidas a 500 ciclos térmicos e com período de 30 segundos cada. O ensaio de resistência ao cisalhamento foi realizado em uma máquina Instron, com a velocidade de 0,5 mm/min. Os braquetes removidos foram submetidos ao jateamento com óxido de alumínio (50 µm), colados novamente no mesmo corpo de prova e com o uso dos mesmos materiais fixadores. Após o segundo ensaio de resistência ao cisalhamento, os procedimentos de reciclagem, recolagem e ensaio cisalhamento foram repetidos. Os dados foram submetidos à análise de variância e ao teste de Tukey (p=0,05), aplicados para cada sistema adesivo e para cada momento de jateamento com o óxido de alumínio. Os dados comprovaram que as reciclagens repetidas (óxido de alumínio) não interferem na resistência adesiva, independente do sistema adesivo empregado. Dentre os adesivos utilizados, o Transbond XT apresentou os maiores valores de resistência ao cisalhamento. O efeito acumulativo das reciclagens não afetou a resistência ao cisalhamento dos braquetes metálicos.

## 2.3 ADESÃO E RETENÇÃO

Para que a colagem dos braquetes seja realizada sobre a superfície do esmalte dentário, devem ser conhecidos alguns conceitos sobre adesão.

Segundo Langlade (1995), a adesão entre dois corpos é representada pela atração exercida entre as moléculas de duas superfícies expostas e abrange três diferentes mecanismos elencados a seguir.

### 2.3.1 Adesão Química

A adesão química é estabelecida pela reação entre grupos químicos sobre as superfícies de um compósito. Ela é baseada nas forças de valência primárias e como exemplos, são citados os agentes de acoplamento – silanos – que promovem o acoplamento dos óxidos na superfície do vidro com as moléculas da matriz polimérica. As adesões químicas podem ser classificadas da seguinte forma:

- a) Ligações Iônicas – baseadas na atração eletrostática de dois íons carregados com cargas opostas;
- b) Ligações Covalentes – caracterizadas pelo compartilhamento de um ou mais pares de elétrons entre átomos;
- c) Ligações Metálicas – ocorrem entre átomos de metais.

### 2.3.2 Adesão Física

Adesão física é aquela que depende das forças de valências secundárias. Tais forças de atração ocorrem em dipolos moleculares (Forças de Van der Waals), na interação de dipolos induzidos (Forças de Dispersão de London) e na interação da nuvem de elétrons desprotegidos (Pontes de Hidrogênio).

Estes dois tipos de adesão citadas não podem existir senão entre duas superfícies muito próximas, da ordem de Angstrom, e não podem explicar completamente a retenção das resinas sobre os dentes, apesar de contribuírem para

a boa aproximação das resinas com o esmalte. Portanto, a presença de uma terceira forma de adesão se faz necessária para explicar a retenção de um material restaurador à superfície dentária.

### 2.3.3 Retenção Mecânica

A Adesão mecânica consiste numa adesão de travamento ou chaveamento mecânico entre duas superfícies e depende da penetração de um material em outro. Este tipo de adesão é o tipo mais eficaz quando a força é aplicada paralelamente a interface, aumentando consideravelmente a tensão de cisalhamento. Portanto, a outra possibilidade que faz com que as resinas permaneçam aderidas à superfície dentária consiste nas retenções mecânicas criadas pelas extensões de resina no interior do esmalte, em espaços criados após o condicionamento ácido do esmalte. Este condicionamento, preconizado por Buonocore (1955), será descrito adiante.

Para que as resinas penetrem e preencham as porosidades do esmalte é preciso que o “molhamento” seja máximo (BRANDT et al., 1975). Este “molhamento” é representado pelo ângulo de contato entre o material e a superfície sobre o qual ele é colocado e depende de duas variáveis. A primeira é a viscosidade do material, pois uma grande fluidez garantirá penetração máxima. A segunda refere-se à própria superfície. Se esta estiver limpa, o “molhamento” será adequado; se ela estiver contaminada por saliva, água, óleo ou houver uma energia de superfície muito baixa, o ângulo de contato será elevado e a penetração será de baixa qualidade. A preparação da superfície do esmalte visa aumentar a energia de superfície e eliminar traços de líquidos ou gorduras que possam interferir na “molhabilidade”, como define o mesmo autor.

## 2.4 PROTOCOLO GERAL DE COLAGEM DOS BRAQUETES SOBRE A SUPERFÍCIE DO ESMALTE DENTÁRIO

Para que seja iniciado o processo de fixação dos braquetes, a superfície do esmalte dentário deve receber um tratamento prévio, com o intuito de se obter uma melhor adesividade. Para tanto, deve-se realizar uma seqüência de procedimentos imediatamente antes do momento da aposição do braquete ao esmalte.

### 2.4.1 Limpeza da Superfície Dentária

Segundo Beech e Jalaly (1980), o esmalte dentário pode estar recoberto por *debris*, película adquirida, placa bacteriana, água, saliva, óleo das turbinas rotatória e/ou ainda, cálculo salivar. Portanto, antes do condicionamento ácido, o esmalte dentário deve sofrer um procedimento de limpeza realizado com pedra pomes e taça de borracha em baixa rotação.

Uma das principais considerações para a obtenção de uma boa adesão segundo Bisaggio (1999), também consiste na limpeza da superfície dentária, pois a presença de uma camada gordurosa ou de proteínas poderia ser responsável por uma adesão menos eficiente. Esta camada impede o contato do adesivo com o esmalte, dificultando a ação do ácido. A limpeza deve ser realizada com taças de borracha e não escovas, pois elas causam menor dano ao esmalte e não provocam lesões no tecido gengival.

### 2.4.2 Condicionamento Ácido do Esmalte

Buonocore (1955) revolucionou o procedimento de aplicação de resinas sobre a superfície dentária através da proposta do condicionamento ácido do esmalte. Baseado na observação do uso de ácidos utilizados na indústria, que melhoram a adesão de pinturas e coberturas acrílicas em superfícies metálicas, o autor propôs que a superfície do esmalte fosse alterada com a aplicação do ácido

fosfórico. Ele descobriu que após o condicionamento ácido com ácido fosfórico a 37% e por 30 segundos, houve uma melhora da adesão da resina acrílica ao esmalte. A explicação se norteou pela exposição da estrutura orgânica do esmalte, remoção de esmalte antigo e inerte com exposição de esmalte mais reativo e aumento da permeabilidade de superfície, permitindo assim, um contato mais íntimo entre a resina e o esmalte.

O tempo de condicionamento vem sendo estudado e comparado insistentemente por vários pesquisadores. Branstron, Nordenvall e Magren (1978) concluíram em um estudo de esmalte dentário em microscópio eletrônico, que as condições retentivas promovidas pela aplicação de ácido fosfórico a 37% e durante 15 segundos no esmalte jovem, foram mais efetivas em comparação às aplicações por 60 segundos.

Zachrisson (1994) sugeriu que, a aplicação do ácido fosfórico a 37% por 15 segundos, seria o tempo adequado para o condicionamento de dentes permanentes jovens e recomendou 60 segundos para os dentes adultos.

Cavina (1977) relatou a existência de outro ácido para o condicionamento do esmalte, o ácido poliacrílico. Por ser constituído de moléculas de alto peso, ele não consegue penetrar nos túbulos dentinários, não sendo danoso à polpa. Entretanto, por ser menos agressivo, resulta em um pior resultado quanto à adesividade quando comparado ao ácido fosfórico.

Muitos autores buscam alternativas para o uso do ácido fosfórico devido às iatrogenias<sup>1</sup> causadas por seu uso incorreto. Estas tentativas têm se mostrado pouco eficazes no que se refere à maior força de adesão (REISNER et al., 1997). Um bom exemplo destas tentativas é o jateamento com micropartículas (50 µm) de óxido de alumínio diretamente sobre o esmalte dentário. Ao compararem a resistência de adesão no esmalte dos dentes condicionados com ácido fosfórico a 37% ( $F = 69,78 \text{ N} \pm 14,87 \text{ N}$ ) com o referido jateamento ( $F = 38,05 \text{ N} \pm 9,93 \text{ N}$ ), Canay et al. (2000) perceberam uma diferença estatística bastante significativa em favor do ácido fosfórico. Estes achados também foram confirmados nos resultados obtidos por Branstron, Nordenvall e Malmgren (1978) e Olsen (1997).

---

<sup>1</sup> Alteração patológica provocada no paciente pela má prática médica (PEREIRA et al., 2000).

### 2.4.3 Lavagem e Secagem

Diedrich (1981) enfatiza que após o condicionamento ácido, a superfície do esmalte deve ser inteiramente limpa de resíduos do ácido e de qualquer depósito que esteja recobrendo as microporosidades retentivas do esmalte condicionado. Ele observou que após 5 segundos de lavagem com *spray* ar/água, os resíduos não foram mais vistos, portanto, sugeriu este tempo mínimo para que ácido e cristais precipitados sejam removidos, caso contrário, a penetração do material adesivo pode ser comprometido. Estes mesmos resultados estão presentes no trabalho de Gwinnett (1988).

Silverstone, Hicks e Featherstone (1984) mostraram que o ar livre de contaminação, é essencial para o êxito da técnica de colagem. Porém, de acordo com Ichicki et al. (1990), a resistência de união ao esmalte foi obtida de forma independente do tempo de secagem. Seus resultados indicaram que a superfície do esmalte pode ser seca com ar comprimido e que a secagem prolongada da superfície amelar é desnecessária.

### 2.4.4 Aplicação de Adesivo e Cimento

Para a seqüência do procedimento de colagem é necessária a utilização de um agente de união que fará a penetração na estrutura orgânica de esmalte exposta pelo condicionamento ácido, fazendo uma ponte de ligação com o adesivo a ser utilizado. Retief (1970) apontou que a falta de adesividade dos materiais restauradores às estruturas dentárias ocasionava problemas de microinfiltrações, e estas poderiam ser minimizadas se existisse um material que formasse uma película intermediária capaz de aumentar a união adesiva com os tecidos dentários e ainda, que fosse resistente ao meio bucal. Este aumento seria conseguido pela aplicação de um líquido adesivo entre ambos os substratos, ficando a união adesiva dependente da tensão superficial.

Reynolds e Von Franhofer (1976) consideraram que o termo “selante” podia ser utilizado para indicar a presença de um agente de ligação entre a

superfície do esmalte e a resina, ou entre a superfície do acessório e a resina e que este selante ou agente de ligação deveria ser utilizado por duas razões: Primeiro como facilitador para o molhamento da superfície do esmalte e segundo para atuar como agente duplo, promovendo a união química. A aplicação de um adesivo ou agente de união após o condicionamento ácido e antes do agente cimentante, se faz de suma importância.

Após a aplicação do referido agente de união, faz-se a aplicação de um agente cimentante para dar seqüência ao processo de colagem. Os dois tipos de cimentos mais utilizados para a colagem de braquetes são os cimentos a base de ionômero de vidro e as resinas compostas (HOTZ; SCED em 1997). Segundo Bishara et al. (2004), a combinação do adesivo e o condicionamento ácido do esmalte ainda é a técnica de escolha quando se busca resistência e confiabilidade.

#### 2.4.5 Resinas Compostas

Segundo Callister (2002), compósito é qualquer material multifásico, artificialmente fabricado no qual as fases constituintes são quimicamente diferentes e separadas por interfaces distintas.

Com o intuito de melhorar as propriedades das resinas epóxicas, Bowen (1964) criou as resinas compostas através do desenvolvimento do BIS-GMA (Bisfenol A-Metacrilato de Glicidila) ou molécula de Bowen, que consiste em um monômero de alto peso molecular e viscosidade relativamente alta. Durante a polimerização da molécula de Bowen, são formadas ligações cruzadas que contribuem para sua maior resistência e menor absorção de água, apresentando desempenho superior ao encontrado nas resinas epóxicas e acrílicas.

Baratieri (1999) afirmou que as resinas compostas têm partículas de quartzo e de sílica de vidro com dimensões entre 2 e 20  $\mu\text{m}$ , conferindo a elas resistência à abrasão. Outros tipos de resinas compostas têm partículas de carga menores, entre 0,2 e 0,3  $\mu\text{m}$ , chamadas microparticuladas. Estes compósitos apresentam uma superfície mais lisa e menor retenção de placa bacteriana. Os resultados mostraram uma menor resistência à abrasão.



A importância da espessura da resina composta na resistência adesiva foi objeto de estudo de Evans e Power (1985). Os autores utilizaram incisivos centrais superiores humanos para a fixação dos braquetes. As espessuras de compósito aplicadas foram 0,25, 0,30, 0,33, 0,38 e 0,51 mm. Os testes de cisalhamento foram realizados em uma máquina de ensaio universal Instron e os resultados mostraram que houve diminuição gradual da adesão com o aumento na espessura do cimento.

#### 2.4.6 Posicionamento do Acessório Ortodôntico

Em seqüência à realização das etapas acima descritas, a colagem dos braquetes propriamente dita deve ser iniciada. Segundo Zachrisson (1994), existem diferentes tipos de materiais para este procedimento e a técnica básica de colagem difere de acordo com as orientações de cada fabricante. A mais utilizada consiste na aplicação de uma pequena quantidade de cimento sobre a base do braquete e então se segue o posicionamento sobre a superfície dentária, exercendo uma pequena pressão para que haja escoamento do excesso de material adesivo. Após a remoção deste excesso, dá-se início a fotopolimerização.

#### 2.4.7 Polimerização

Quanto à polimerização, os cimentos ou adesivos utilizados em ortodontia podem ser ativados de forma química (sistema base adesiva e catalisador) ou através de luz halógena com comprimento de onda de aproximadamente 460 nm (cor azul), que ativa o catalisador incorporado à base adesiva. Existem os adesivos *duais*, que são formados pela associação dos dois processos de ativação, ou seja, química e por luz simultaneamente. Devido à possibilidade de um maior tempo de trabalho, as resinas polimerizadas somente pela luz são as mais utilizadas (PITHON et al., 2006).

O tempo de fotopolimerização aplicado durante a colagem dos braquetes ortodônticos metálicos varia de acordo com o tipo de sistema adesivo

escolhido e com o fabricante de cada sistema. O tempo depende também da marca comercial do aparelho de fotopolimerização ou ainda da potência óptica do aparelho (BISHARA, 2004).

## 2.5 TESTES MECÂNICOS PARA A AVALIAÇÃO DA UNIÃO DE SISTEMAS ADESIVOS

A obtenção de uma união forte e durável entre os materiais restauradores e as estruturas dentárias é muito importante para a durabilidade e longevidade dos procedimentos restauradores e de colagem. Para a realização de testes em laboratório que avaliem esta união é necessário que se faça a simulação adequada das forças presentes no meio intrabucal. Apesar de Retief (1991) afirmar que nenhum teste de laboratório consegue reproduzir de maneira fiel estas forças, ele constitui uma maneira confiável para a averiguação da efetividade de materiais dentários e procedimentos restauradores.

Entre os diversos testes mecânicos disponíveis para serem aplicados na avaliação da união entre o material adesivo e o dente, destacam-se aqueles que se baseiam na aplicação de uma força de deslocamento de dois substratos, diretamente na interface ou distante desta, sendo que os mais utilizados são os de tração e de cisalhamento.

### 2.5.1 Tração

Em testes de tração, a união entre dois substratos é estressada por uma força aplicada perpendicularmente à interface adesiva. Desta forma, um dos problemas para a realização destes testes é a manutenção do alinhamento do corpo de prova.

### 2.5.2 Cisalhamento

Os testes de cisalhamento estão entre os mais utilizados por serem menos complexos e por tornarem fácil a preparação dos corpos de prova. Neste caso, a união é rompida por uma força aplicada paralelamente à interface adesiva. Viana, Mazzeiro e Janes (2005), ao testarem a influência que a variação da curvatura da base do braquete exerce sobre a resistência ao deslocamento do mesmo, concluíram que as forças de cisalhamento são as mais prováveis de causar falha na adesão, quando comparadas às forças de torção.

Al-Salehi e Burk (1997) realizaram um levantamento bibliográfico em 50 artigos publicados e verificaram que em 80% deles, foram empregados testes de cisalhamento nas suas mais diversas formas, para a subsequente avaliação de resistência adesiva. Os autores justificam os achados pela simplicidade do método e pela facilidade de adequação aos diferentes equipamentos disponíveis nos diversos laboratórios.

O teste de cisalhamento pode ser realizado através da utilização de uma haste metálica ou um fio de aço justaposto o mais próximo possível da interface adesiva (GARCIA et al., 2002).

Cal Neto e Miguel (2004), ao realizarem uma análise de testes *in vitro* de forças de adesão em ortodontia, relataram que os ensaios de cisalhamento foram os mais aplicados para análise de força de adesão. Eles justificaram tal fato pela similaridade que o ensaio de cisalhamento tem com as forças que mais freqüentemente ocasionam falhas na adesão de braquetes no meio intrabucal.

Soderquist, Dummond e Evans (2006) disseram que forças constantemente presentes na mastigação, constituem o principal motivo de queda dos braquetes, desde que, corretamente executados os procedimentos de colagem e posicionamento dos arcos ortodônticos. Estas forças variam em freqüência, duração e magnitude e, quando repetidas por um longo período de tempo, resultarão em falhas por fadiga.

## 2.6 ADESÃO E RETENÇÃO DE UM BRAQUETE À SUPERFÍCIE DENTÁRIA

Um material, para ser utilizado em odontologia e suprir as necessidades clínicas de maneira adequada, deve ter uma resistência ao cisalhamento entre 5,8 e 7,8 MPa (PITHON et al. em 2006). Segundo Reynolds (1975), a força de adesão ideal entre o braquete, o sistema adesivo e o esmalte dentário está situada em uma faixa de 5,9 a 7,8 MPa.

Newman (1965) testou a fixação de braquetes de policarbonato sobre a superfície dentária com resina epóxica. Através da análise dos dados obtidos, pode-se concluir que quanto maior a área da base do braquete, maior a força necessária para romper esta união. O autor também relatou que a limpeza da superfície com pedra pomes e o seu condicionamento ácido com ácido fosfórico a 40%, aumentaram a força de união. A resistência ao cisalhamento do sistema cimento/braquete foi estabelecida entre 4,26 e 5,64 MPa. Zachrisson (1977), em um trabalho para a avaliação do tratamento ortodôntico com colagem direta em esmalte, encontrou valores de resistência ao cisalhamento entre 1,37 e 19,02 MPa.

Maijer e Smith afirmaram em seu artigo publicado em 1981 que, a força de adesão adequada para os acessórios ortodônticos é de 10 kgf ou 98N.

Bishara et al. (1999) avaliaram algumas alternativas para a colagem de braquetes, comparando a resistência ao cisalhamento de um adesivo ortodôntico fotoativado (Transbond XT – 3M Unitek), a associação desta mesma resina com um adesivo dentinário (Clearfil Liner Bond 2 – JC Morita) e ainda, um cimento de ionômero de vidro para forramento (Fuji-Bond LC – GC). Para o estudo foram utilizados 70 molares humanos recém extraídos, limpos, aleatoriamente escolhidos e divididos em 03 grupos, a saber: Grupo I – colagem com Transbond XT – 3M Unitek, tendo o esmalte sido condicionado com ácido fosfórico a 37% por 30 s; Grupo II – colagem com cimento de ionômero de vidro, com o esmalte sendo condicionado com ácido poliacrílico a 20% por 10 s e Grupo III – colagem com a mesma resina composta do grupo I, sendo que o esmalte foi tratado com um adesivo dentinário (*primer ácido*) contendo ácido fenil-P, monômeros hidroxietil metacrilato e dimetacrilato. Após as colagens, as amostras foram armazenadas imersas em água

deionizada a 37° C por 48 h e somente então, foram realizados os testes de cisalhamento. Os resultados obtidos indicaram que o Grupo I apresentou força média de adesão significativamente maior que os demais (6,6 MPa). O Grupo III obteve resistência ao cisalhamento estatisticamente inferior aos dois outros grupos analisados (2,3 MPa).

Segundo Stachowiak (2000), a maioria das superfícies é áspera, rugosa. Isso significa que a maior parte das superfícies não é plana e que elas formam picos ou vales. O perfil dessas superfícies geralmente é irregular e muito parecido, respeitando-se suas devidas proporções. A topografia das superfícies tem relação direta com a adesão, pois ela determina a área real de contato entre os materiais.

Em 2000, Simplício avaliou *in vitro* alguns adesivos ortodônticos quanto à força de adesão, padrão de descolagem e potencial cariostático. Com relação à força de adesão, após a realização de ensaios mecânicos de cisalhamento, foram observados maiores valores de forças de cisalhamento para as resinas, quando comparadas ao ionômero de vidro. Entretanto, o ionômero de vidro foi o único material com capacidade de reduzir a desmineralização do esmalte dentário.

Ghandi et al. (1990) avaliaram *in vitro* a efetividade do uso de um adesivo hidrofílico para a colagem em esmalte contaminado com saliva ou com água, tendo como grupo controle a resina Concise. Os resultados da resistência ao cisalhamento demonstraram que a associação do adesivo hidrofílico com a resina fotoativada Transbond XT possibilitou a colagem de braquetes em meio úmido com sucesso.

Schaneveldt e Foley (2002) analisaram dois adesivos hidrofílicos, Assure e Reliance, através de ensaios de cisalhamento. Eles utilizaram 240 pré-molares humanos, divididos em grupos de 40 dentes cada, sendo que o grupo controle foi cimentado com a resina Transbond XT e os outros cinco grupos experimentais variando as situações de contaminação com saliva. Os resultados evidenciaram que ambos os adesivos testados promoveram uma adequada força de adesão para o uso em ortodontia, mesmo com a contaminação da área de colagem com saliva, quer seja antes ou após a aplicação do adesivo. Ainda com relação a

esta variável, foram obtidos maiores valores de resistência ao cisalhamento quando a contaminação com saliva ocorreu após a aplicação do adesivo ao esmalte.

## 2.7 INTERFACE DE DESCOLAMENTO

Um grande número de estudos realizados sobre a adesividade dos braquetes metálicos conclui que o local onde geralmente ocorrem as fraturas da ligação da base do acessório ortodôntico, resina de colagem e dente é na interface entre o acessório ortodôntico e a resina, devido à maior fragilidade existente nesta interface.

Keiser, Tem Cate e Arends (1976) avaliaram a adesividade da resina composta em relação ao dente e ao braquete. Como resultados obtiveram que a união entre a resina e o esmalte (11,7 MPa) foi maior do que a união entre a resina e o braquete (5,2 MPa). Estes resultados permitiram concluir que o local da fratura ocorreu geralmente na interface entre a resina e o braquete.

Em seu trabalho de 1977, Gorelick encontrou o maior número de descolagens precoces na interface entre a braquete e o resina. Ele observou também, um menor número de descolagem na interface entre o dente e o adesivo ocorrido logo após a colagem. Ele citou como prováveis causas para este último tipo de descolagem, a profilaxia, o condicionamento ou a lavagem inadequada, a secagem insuficiente ou ainda, a presença de umidade na superfície condicionada.

Gwinnett e Gorelick, também em 1977, observaram que durante a descolagem de braquetes em ensaios de laboratório, houve maior facilidade na remoção de braquetes onde foram utilizadas resinas com carga reduzida ou sem carga. Em ambos os casos, as fraturas ocorreram tanto nas interfaces entre o esmalte e a resina, como entre o braquete e a resina. Na remoção do compósito com maior volume de carga, foi necessário o emprego de forças maiores. Neste caso, freqüentemente encontrou-se esmalte arranhado ou arrancado, o que veio a reforçar a idéia que a união entre o esmalte e a resina é mais resistente. Em 1988, Gwinnett repetiu os testes e encontrou os mesmos resultados.

Diedrich (1981) verificou que o local onde ocorrem as fraturas durante a remoção dos braquetes se distribui de forma heterogênea. A localização da fratura depende da resistência da união mecânica produzida pelo condicionamento ácido. No caso de formação mínima de *tags*, que são os prolongamentos da resina no interior das microporosidades obtidas pelo condicionamento ácido, o ponto de fratura localiza-se na interface entre o esmalte e a resina. Quando a retenção mecânica é forte, a fratura encontra-se na interface entre a resina e o braquete. O autor concluiu que, tanto em estudos *in vitro* como *in vivo*, as fraturas ocorrem predominantemente na interface entre a resina e o braquete.

Silverstone, Hicks e Featherstone (1985) observaram que na descolagem de braquetes submetidos à contaminação por saliva por 60 segundos, o modo de fratura mais comum ocorreu na interface entre o esmalte e a resina e no grupo controle. Sem a contaminação, o descolamento se deu predominantemente na interface entre a base do braquete e a resina.

Wang e Lu (1991) encontraram entre 43% e 49% de descolagens na interface do braquete e resina, 32% e 40% na interface do dente e resina, 12% a 24% somente na resina e 0 a 4% das fraturas contendo fragmentos de esmalte.

Souza, Franciscone e Araújo (1999) avaliaram a resistência de união de cinco cimentos disponíveis no mercado para a fixação de braquetes ortodôntico, são eles: Concise Ortodôntico, Fuji-Orto LC, Vitremer, Dyract e Transbond XT. No estudo foram utilizados 50 pré-molares superiores humanos, hígidos, recém extraídos, conservados em solução de Cloramina-T a 1% e água, até serem utilizados. As coroas dos dentes foram seccionadas no nível da junção cimento-esmalte, sendo posteriormente incluídas em resina epóxica com auxílio de uma matriz confeccionada em silicona e armazenadas em água deionizada até o momento da fixação dos braquetes. Após a colagem dos braquetes segundo as orientações dos fabricantes de cada cimento respectivamente, os dentes foram novamente armazenados em água deionizada a 37° C por 24 h. Os testes de cisalhamento foram realizados em uma máquina de ensaio universal Kratos com velocidade de 0,05 mm/min. Os resultados foram analisados e permitiram concluir que: a) todos os cimentos atingiram valores aceitáveis para uso em ortodontia. b) em

66% dos casos, as falhas adesivas ocorreram na interface entre o braquete e a resina.

Para Murray e Hobson em 2003, a força média transmitida para o braquete durante a mastigação está entre 40 e 120 N.

No ano de 2008, Fleishmann et al. investigaram a influência que variados tipos de bases de braquetes metálicos podem exercer na força de adesão após a colagem dos mesmos sobre os dentes. Mediante ensaios de cisalhamento, realizaram testes com 6 diferentes marcas comerciais de braquetes metálicos cimentados sobre esmalte bovino e utilizando um mesmo sistema adesivo para todos os grupos (Fill Magic Ortodontic - Vigodente). Após a análise dos resultados, os autores concluíram que não houve diferença estatística entre os braquetes testados sendo que a maior média de tensão de cisalhamento foi de 10,12 MPa. Outro resultado importante observado após análise dos braquetes cisalhados estabelece que o local onde ocorre o maior número de rupturas é na interface entre o esmalte e o adesivo.

Ainda em 2008, Phiton et al. avaliaram a resistência ao em diferentes condições de superfície do esmalte. Os ensaios de cisalhamento foram realizados em uma máquina EMIC de ensaios mecânicos com uma velocidade de 0,5 mm/min. Os resultados apresentaram a interface entre o compósito e o braquete como sendo o local aonde ocorreu a maioria das falhas.



---

---

### 3 MATERIAIS E MÉTODOS

#### 3.1 MATERIAIS

Previamente à avaliação da resistência à adesão dos braquetes, foram caracterizados a microestrutura, dureza e alguns parâmetros de topografia da base dos braquetes ortodônticos. A seguir são descritos os materiais utilizados neste trabalho.

- Dentes bovinos - Para este estudo *in vitro* foram utilizados 40 incisivos inferiores bovinos escolhidos para a colagem dos braquetes, pois os dentes bovinos constituem uma alternativa viável para a realização de testes de cisalhamento, em substituição aos dentes humanos (NAKAMISHI et al. em 1983, HITCHIE; FEIGAL em 1992, OESTERLE; SHELLHART; BELANGER em 1998, CAL NETO em 2004 e SAVARIZ em 2005 ). Os critérios de seleção dos dentes basearam-se na higidez do esmalte (BHASKAR, 1978, REIS; BORGES, 2005, DEKON et al., 2003, FUSHIDA; CURY, 1999), na ausência de fraturas ou trincas aparentes e na utilização dos dentes com maior lisura de superfície. Os dentes foram obtidos por extração em mandíbulas de bovinos recém abatidos no Frigorífico Argus, acondicionados em sacos plásticos e congelados em freezer doméstico até o momento do preparo dos corpos de prova, aqui também denominados CPs.

- Braquetes metálicos – Para a colagem nas coroas dos dentes bovinos, foram utilizados 40 braquetes metálicos abaixo discriminados:

- a) 10 braquetes da marca comercial Abzil – Kirium Line para incisivo central superior direito, prescrição Roth, canaleta 0,022" x 0,030", providos de retenção mecânica na base do tipo tela (referência de catálogo 262-101);

- b) 20 braquetes metálicos Eurodonto para incisivo central superior direito, prescrição Roth, canaleta 0,022" x 0,028", providos de retenção mecânica na base do tipo tela (produto novo e sem referência de catálogo);

c) 10 braquetes metálicos Morelli *light* para incisivo central superior direito, prescrição Roth, canaleta 0,022" x 0,030", providos de retenção mecânica na base do tipo tela (referência de catálogo 10.10.400);

A escolha dos 40 braquetes ortodônticos utilizados nos ensaios foi norteada pela facilidade de aquisição no mercado nacional, pelo seu baixo custo e por não haver trabalhos científicos publicados sobre a marca Eurodonto, proveniente da China e recém registrada na ANVISA.

- Agente condicionador de esmalte dentário constituído de ácido fosfórico 37% e clorexidina 2%, com a denominação comercial Acid Gel Villevie, Dentalville do Brasil Ltda;

- Sistemas adesivos - Foram utilizados um único *primer* e dois sistemas adesivos fotopolimerizáveis para a colagem direta dos braquetes ortodônticos, de acordo com as instruções do fabricante e também relacionados a seguir:

a) Adesivo para esmalte dentário Transbond XT Light Cure Adhesive Primer (ref. 712-034) da 3M Unitek, Monrovia – CA 91016 USA;

b) Compósito fotopolimerizável Transbond XT Light Cure Adesive Paste (ref. 712-036) da 3M Unitek, composta por canforoquinona (fotoiniciador), bisfenil A-glicidil metacrilato, bisfenil A-etoxil dimetacrilato (Bis-GMA, Bis-EMA), micropartículas de quartzo como material de carga (80%), e bisfenil A-glicidil dimetacrilato. Especificamente destinado à colagem de acessórios ortodônticos;

c) Compósito Z100-3M (lote 7YN) que é uma resina polimerizável por luz e radiopaca. Foi desenvolvido para uso em restaurações de dentes anteriores e posteriores. A resina possui tamanho máximo de partículas de 4,5 µm. O *filler* é Zircônia/Sílica, representando 71% em volume. Contém pasta orgânica com Bis-GMA e TEGDMA. Não é especificamente destinado à colagem de acessórios ortodônticos;

- Aparelho para polimerização de resinas com nome e modelo comercial ULTRALED – Dabi Atlante, com 10 VA de potência, com tensão de funcionamento regulada automaticamente (110~220 V) e frequência de 50/60 Hz;

- Materiais diversos - resina acrílica, tubos em PVC.

Os equipamentos e materiais usados na confecção dos corpos de prova e mensurações pertinentes foram cedidos pelo Laboratório de Metalografia e Microscopia da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR).

## 3.2 MÉTODOS

### 3.2.1 Análise Microestrutural e Mecânica

Para a análise microestrutural e de dureza, os braquetes foram embutidos em baquelite, lixadas até a granulometria 1200 *mesh* e polidas com pasta de diamante de 3  $\mu\text{m}$ , seguido de polimento com diamante em suspensão de 1  $\mu\text{m}$ . Após este processo de lixamento e polimento, o ataque eletrolítico com ácido Oxálico 10% foi utilizado para revelar a microestrutura do aço.

Em seqüência, os braquetes foram fotografados em microscópio óptico Olympus BX51M e submetidas às medições de microdureza em durômetro Shimadzu com carga de 50 g (Figura 02 - A). A dureza foi determinada com base na norma NBR NM188-1. Os resultados apresentados são as médias de cinco identificações (Figura 02 - B) para 03 braquetes de cada grupo.

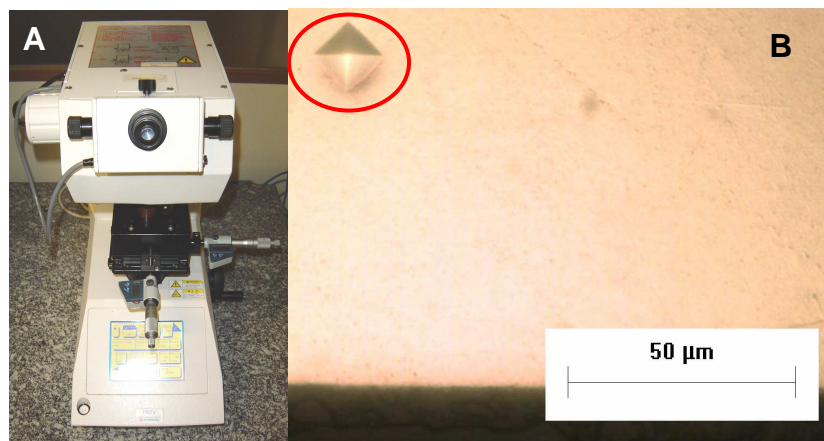


Figura 02 – A - Equipamento de teste de microdureza *Shimadzu HMV-2 Series*;  
■ B - Identação para obtenção da microdureza (500X).

### 3.2.2 Topografia das Bases

Uma análise qualitativa e quantitativa da topografia das bases dos braquetes (BASS; FINES; CISNEROS, 1993; DEVANATAN; CHUDYZINSKI, 1997, GURSOY; ACAR; SESENA, 2005, MENEZES et al., 2006, ASSAD-LOSS; NEVES; MUCHA, 2008) foi realizada em Microscópio Eletrônico de Varredura – MEV e microscópio óptico - MO. As imagens de MEV foram obtidas com a sonda de elétrons secundários com ampliações de até 100 vezes.

Os tipos de solda utilizados para unir as malhas de retenção às bases dos braquetes foram identificados por meio de cortes das amostras e da subsequente obtenção de micrografias, através de ampliações em microscópio óptico.

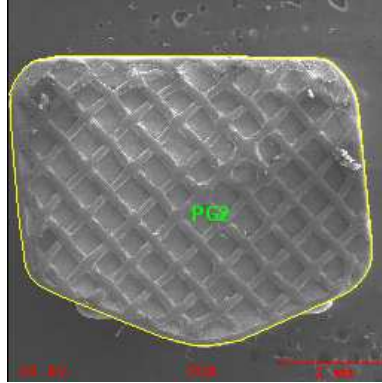
Com o uso das imagens de MEV, os condicionamentos de superfície foram analisados de forma qualitativa para as bases dos braquetes dos 04 grupos.

Os diâmetros médios dos fios que constituem as diferentes malhas de retenção dos braquetes utilizados neste estudo foram mensurados com a utilização do *software* Image-Pro Plus 4.5.

A análise semi-quantitativa da composição química foi obtida através da sonda de energia dispersiva (EDS).

### 3.2.3 Mensuração das Áreas das Bases dos Braquetes

Para a determinação da tensão de cisalhamento (MPa), fez-se necessário o conhecimento da área total projetada das diferentes bases, então estas foram levadas ao microscópio de varredura eletrônica – MEV ZEISS DSM 940A, as imagens foram ampliadas em 20 vezes (valor máximo para obtenção da imagem sem cortes), captadas e armazenadas em mídia adequada (Figura 03).



**Figura 03 – Imagem da base do braquete Eurodonto (20x) indicando a medição de área total projetada da base.**

As medições requeridas foram efetuadas nas imagens obtidas, fazendo uso do *software* Image-Pro Plus 4.5 e, doravante, as áreas projetadas serão também descritas e subentendidas pelo termo “área”.

Neste estudo, a área total da base do braquete foi subdividida em diferentes sítios de análise. O primeiro sítio foi definido como sendo a área de resistência (Figura 04 – A e B) da base do braquete; o segundo foi denominado de área de adesão da tela, ou simplesmente, área da tela e o terceiro foi definido como sendo região de retenção mecânica. É fundamental a diferenciação destes tipos distintos de áreas e o conhecimento destes conceitos, portanto:

- Área de resistência - a área de resistência total (Figura 04 - A) é definida como sendo a somatória das áreas de resistência unitárias (Figura 04 – B), que são formadas pelas intersecções dos fios da tela ou malha de retenção (RETIEF; DREYER; GAVRON, 1970) e onde ocorre o preenchimento pela resina adesiva.

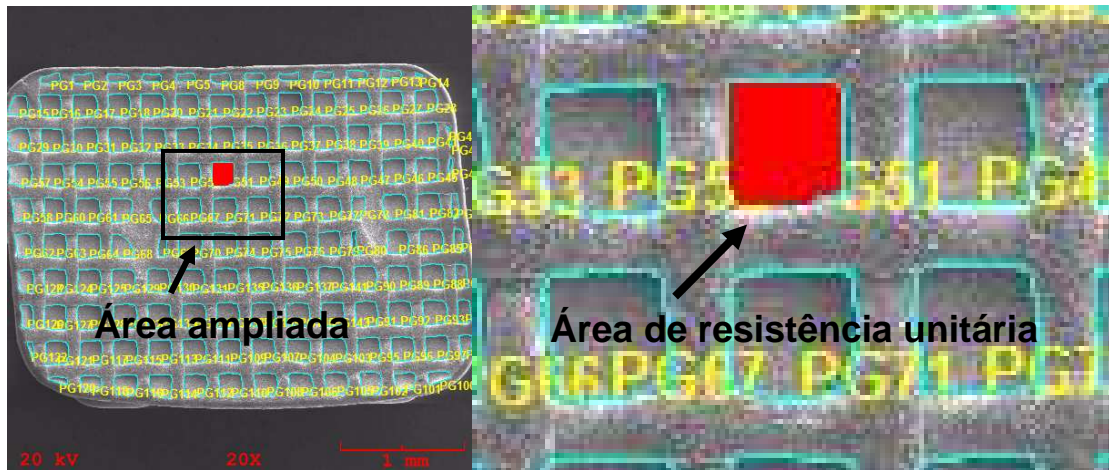


Figura 04 – **■ A**- Medição da área de resistência total; **■ B** - Área ampliada de (04 - A) indicando a área de resistência unitária.

A Figura 05 mostra um esquema representativo que indica o corte transversal de uma malha retentiva, o preenchimento por material adesivo e o local onde ocorre a mensuração da área de resistência.

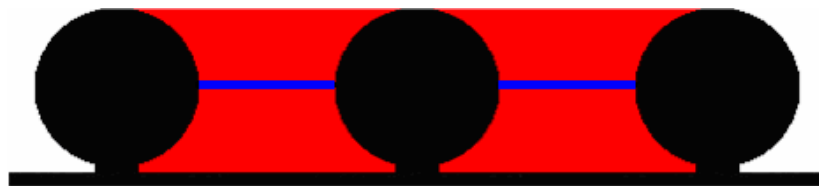


Figura 05 – Esquema representativo do corte transversal de malha de braquete onde: **■** Área de resistência; **■** Adesivo e **■** Fios da malha.

- Área de tela – é a somatória de toda a projeção da área formada pelos fios que compõem a tela de retenção do braquete, como demonstrado na Figura 06 – A e B.

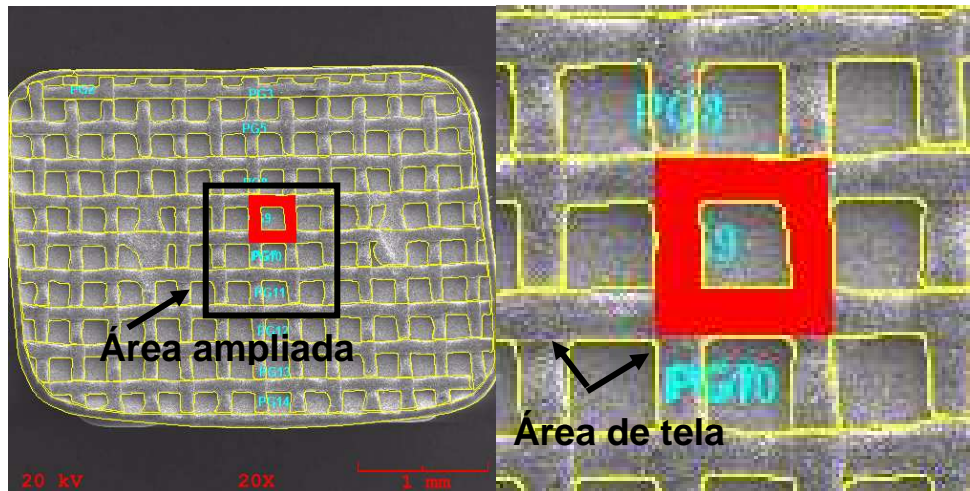


Figura 06 – **■** A- Medição da área de tela total; **■** B - Área ampliada de 06 – A com detalhes de área de tela.

A Figura 07 mostra um esquema representativo que indica o corte transversal de uma malha retentiva, o preenchimento por material adesivo e o local onde ocorre a mensuração da área da tela. A área projetada dos fios das malhas de retenção também pode ser definida como sendo a área da secção axial do comprimento do fio que constitui a tela.

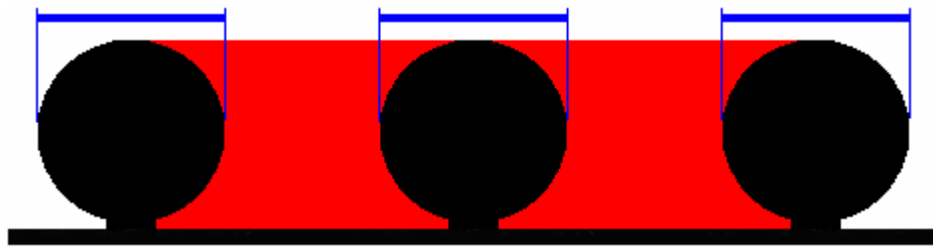


Figura 07 – Esquema representativo do corte transversal de malha de braquete onde: **■** Área da fratura adesiva resina/braquete; **■** Adesivo e **■** Fios da malha.

- Região de retenção mecânica – é a região retentiva sob os fios da malha onde há o escoamento da resina e esta promove um embricamento mecânico com a tela de retenção. A Figura 08 mostra um esquema representativo que indica o corte transversal de uma malha retentiva e a resina embricada sob os fios da tela.

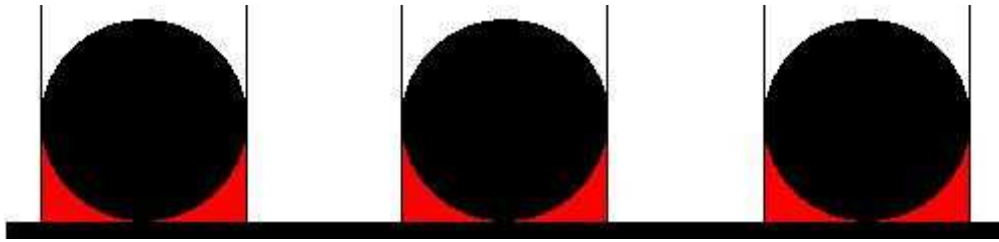


Figura 08 – Esquema representativo do corte transversal de malha de braquete onde: **■** Área de retenção mecânica; **●** Fios da malha.

### 3.2.4 Confeção dos Corpos de Prova e Ensaio de Cisalhamento

Para a execução dos ensaios de cisalhamento, é pertinente descrever o processo de confecção dos corpos de prova como segue.

As coroas dentárias dos 40 dentes bovinos (MADEIRA, 1996) foram seccionadas de suas raízes (PERDIGÃO et al., 2001 e REIS et al., 2001) e essas foram embutidas em resina acrílica e tubos de PVC. O lixamento foi realizado até a exposição de uma área de esmalte suficientemente ampla e plana para a posterior colagem do braquete ortodôntico (RUSE et al., 1990). A seqüência de lixas se deu até 600 *mesh*, sob refrigeração a água e na direção perpendicular à borda incisiva da coroa dentária (Figura 09).

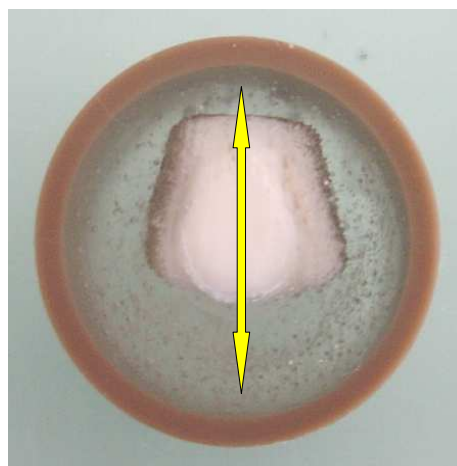


Figura 09 – Coroa dentária do incisivo inferior bovino e direção de lixamento.



Os corpos de prova usados nos ensaios de cisalhamento foram confeccionados considerando-se as 03 diferentes marcas comerciais de braquetes ortodônticos, assim como, os 02 diferentes compósitos (BOWEN, 1964 e CALLISTER, 2002) escolhidos para colagem dos braquetes Eurodonto às coroas dentárias e, portanto, dividem-se em quatro grupos descritos a seguir (Tabela 01):

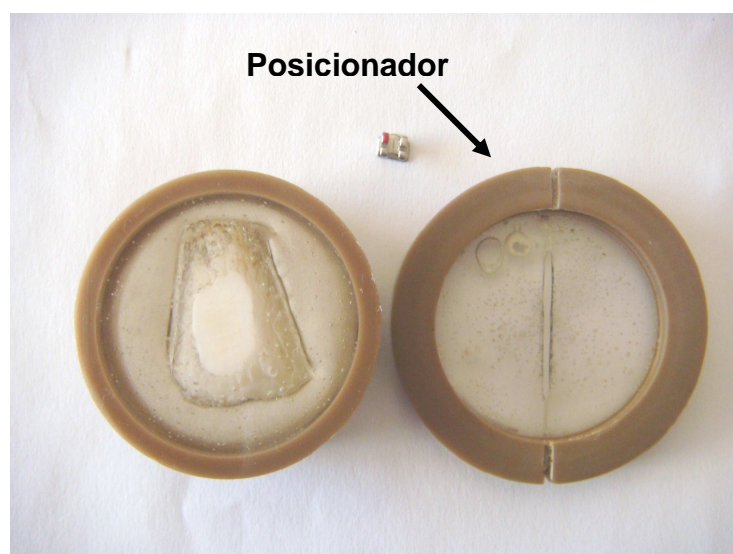
- **Grupo A** – 10 braquetes Abzil cimentados às coroas dentárias com Transbond XT;
- **Grupo E** - 10 braquetes Eurodonto cimentados às coroas dentárias com Transbond XT;
- **Grupo EZ** - 10 braquetes Eurodonto cimentados às coroas dentárias com Z100-3M;
- **Grupo M** - 10 braquetes Morelli cimentados às coroas dentárias com Transbond XT.

**Tabela 01 – Descrição dos 04 grupos utilizados no estudo.**

<b>Grupos</b>	<b>10 Braquetes</b>	<b>Primer Adesivo</b>	<b>Pasta Adesiva</b>
<b>Grupo A</b>	ABZIL	Transbond XT	Transbond XT
<b>Grupo E</b>	EURODONTO	Transbond XT	Transbond XT
<b>Grupo EZ</b>	EURODONTO	Transbond XT	Z100
<b>Grupo M</b>	MORELLI	Transbond XT	Transbond XT

Para o término da confecção dos corpos de prova, ou seja, a colagem dos braquetes ortodônticos no esmalte dentário, as superfícies amelares das 40 coroas bovinas embutidas em PVC foram submetidas à limpeza de superfície com escova rotatória e pedra pomes (BEECH; JALALAY, 1980 e BISAGGIO, 1999), ao condicionamento com ácido fosfórico Acid Gel a 37% durante 60 s (BUONOCORE, 1955, CAVINA, 1977, NORDENWALL; BRANSTON; MAGREN, 1978, OLSEN, 1997, REISNER et al., 1997, SIMPLÍCIO, 2000 e CANAY et al., 2000) ZACHRISSON, 1994. A lavagem foi executada com *spray* de água por 30 segundos e a secagem

(MITCHEL, 1967, DIEDRICH, 1981, GWINNET, 1988, SILVERSTONE; HICKS; FEATHERSTONE, 1984 e ICHICKI et al., 1990) se deu com jato de ar por 10 segundos (seringa tríplice de equipamento odontológico). As coroas dentárias receberam uma fina camada de primer adesivo Transbond XT. Esta fina camada de *primer* passou por um leve jato de ar para a remoção de qualquer excesso e foi polimerizada por 10 s pelo fotopolimerizador anteriormente descrito (RETIEF, 1970 e REYNOLDS; VON FRANHOFER, 1976). Na seqüência aplicou-se a resina composta (EVANS; POWER, 1985 e BARATIERI, 1999) fotopolimerizável Transbond XT em toda a base do braquete (HOTZ; SEED, 1997 e BISHARA et al., 1999) e posicionou-se o mesmo sobre o dente com o auxílio de um dispositivo desenvolvido para garantir a centralização do braquete em relação ao posicionamento do punção (Figura 10), ou seja, o alinhamento do braquete em relação às laterais e à linha de ensaio. Note-se que os braquetes do Grupo EZ foram cimentados aos dentes com compósito adesivo fotopolimerizável Z100. Um único pesquisador promoveu a colagem de todos os 40 braquetes sobre o esmalte, sendo que as coroas dentárias foram escolhidas aleatoriamente. Por fim, foi removido o excesso de adesivo (ZACHRISSON, 1994) com uma sonda exploradora nº 5 e procedeu-se a fotopolimerização por 40 s (BISHARA em 2004, PITHON et al. em 2006), sendo 10 s na borda mesial, 10 s na borda cervical, 10 s na borda incisal e 10 s na borda distal).



**Figura 10 – Dispositivo posicionador.**

Em seguida, os corpos de prova foram acondicionados em recipiente contendo soro fisiológico a temperatura ambiente (REIS, 2001), pelo intervalo de tempo entre 24 h e 36 h, para a realização dos testes de cisalhamento.

Para os ensaios de cisalhamento, com os CPs devidamente confeccionados e acima descritos, estes foram posicionados em um dispositivo de fixação (Figura 11 – A e B) previamente fabricado para garantir o alinhamento do punção com o braquete. Este dispositivo garante também que o ensaio seja de cisalhamento puro (CAL NETO; MIGUEL, 2004, VIANA; MAZZIEIRO; JAMES, 2005 e SODERQUIST; DUMMONS; EVANS, 2006), ou seja, a aplicação da carga é paralela às superfícies de colagem e a distância de aplicação da força é menor do que 0,2 mm (GARCIA et al., 2002). Este dispositivo foi adaptado a máquina de ensaios mecânicos MTS810, utilizou-se uma célula de carga com fundo de escala de 100 kgf e os ensaios de cisalhamento foram realizados com velocidade de 0,5 mm/min (SOUZA et al. em 1999, LUNARDI em 2004 e PHITON et al. em 2008).

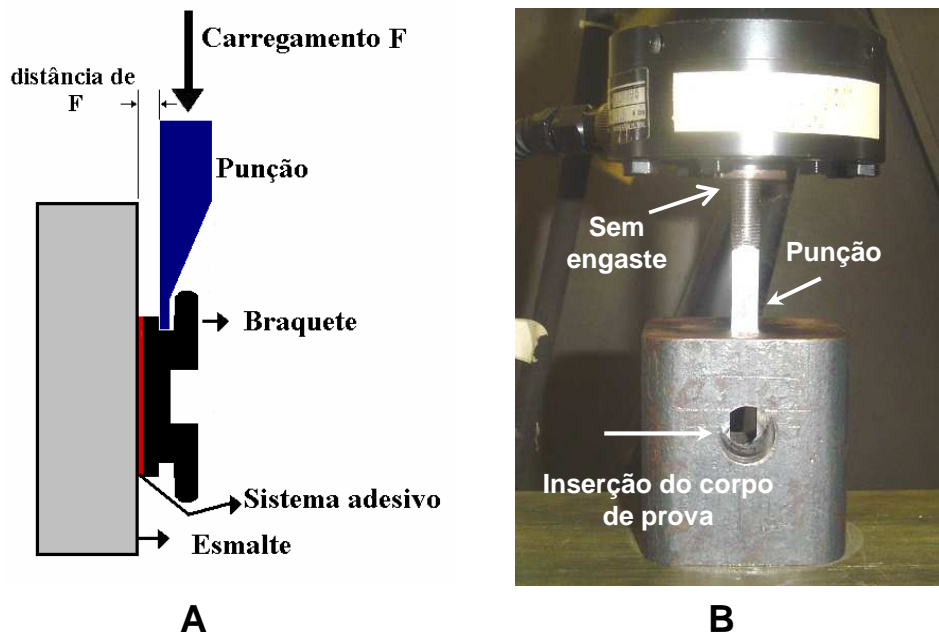


Figura 11 – A – Diagrama esquemático da montagem para o ensaio de cisalhamento; B - dispositivo montado na MTS810.

O punção não é engastado na célula de carga e sim, apenas apoiado. Este procedimento reduz as chances de mascarar os resultados em virtude de forças de atrito indesejáveis, uma vez que o punção se desloca livremente na sua guia presente no dispositivo de suporte dos CPs. Para otimizar este deslocamento, tanto as paredes da guia de deslocamento, quanto o próprio punção, foram lubrificadas com estearato de zinco.

Os resultados das forças de cisalhamento foram obtidos para os 04 grupos e serão apresentados no outro capítulo.

Para a ratificação de que nenhum braquete foi colado sobre dentina, os dentes bovinos foram seccionados e analisados em estereoscópio após os ensaios.

A equação simplificada que determina a tensão limite de resistência de cisalhamento é dada pela força limite de resistência ao cisalhamento pela área da base do braquete ( $\tau = F/A$  em MPa).

### 3.2.5 Porcentual de Remanescente Adesivo

O porcentual de remanescente adesivo nas bases dos braquetes foi obtido, após os ensaios de cisalhamento, pela mensuração da resina que permaneceu aderida ao braquete, ou seja, da região onde houve falha de adesão entre o esmalte dentário e o adesivo (Figura 12). Após o cisalhamento, dentro da área da fratura no braquete, podem ser encontradas fraturas adesivas entre a interface braquete e resina e fraturas coesivas (no interior do material adesivo).

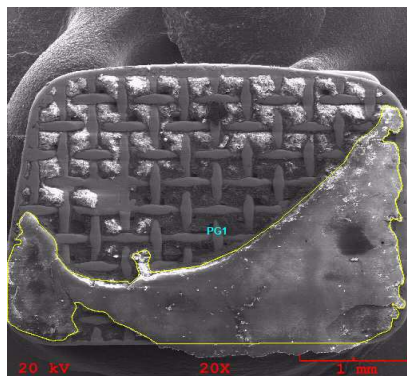


Figura 12 – Área de resina remanescente na base do braquete.

- Fratura adesiva – Esta fratura ocorre na interface entre o adesivo cimentante e a superfície dos fios que compõe a tela (área de tela) – Figura 13. Quando ocorre esta fratura, há a indicação de que não acontece uma ótima atração molecular entre o adesivo cimentante e o aço inoxidável da tela de retenção.

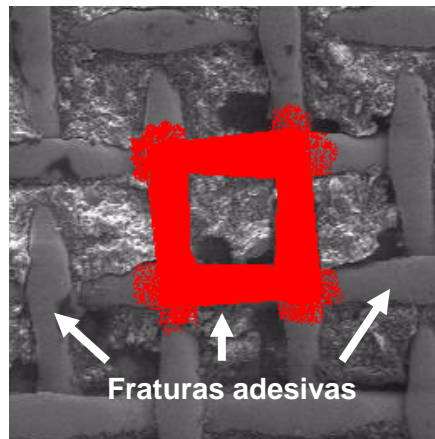


Figura 13 – ■ Área de tela onde ocorreu fratura adesiva braquete/adesivo.

- Fratura coesiva – Esta fratura acontece no interior do adesivo e tem as falhas ocorridas nas áreas de resistência (Figura 14). Quando ocorre este tipo de fratura, há a indicação de que a retenção mecânica da malha e a adesividade entre a resina e o esmalte dentário foram eficientes.

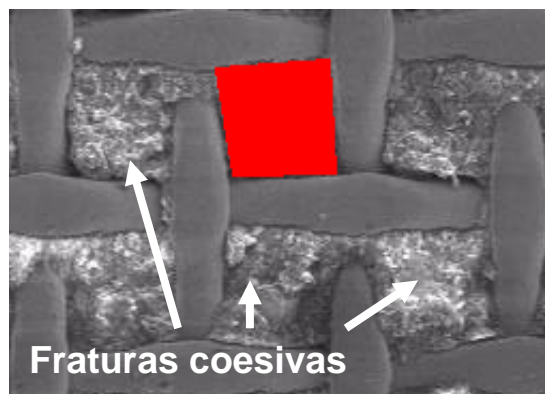


Figura 14 – ■ Área de resistência e indicações de fraturas coesivas.

Além das fraturas adesivas na superfície da tela, têm-se as fraturas adesivas ocorridas na região de retenção mecânica da malha. Elas acontecem devido ao rompimento da resina na área retentiva (Figura 15) e ocorrem dentro da área formada entre as intersecções dos fios da tela ou malha, onde ocorre o preenchimento pela resina e não há a fratura coesiva. Quando ocorre este tipo de fratura há a indicação de que, principalmente, a retenção mecânica da malha foi menos eficiente que a resistência da resina (as colunas de adesivo não falham) e que a adesão entre a resina e o esmalte. Neste caso, a resina é arrancada de dentro da tela.



**Figura 15 – Fraturas adesivas em região de retenção mecânica.**

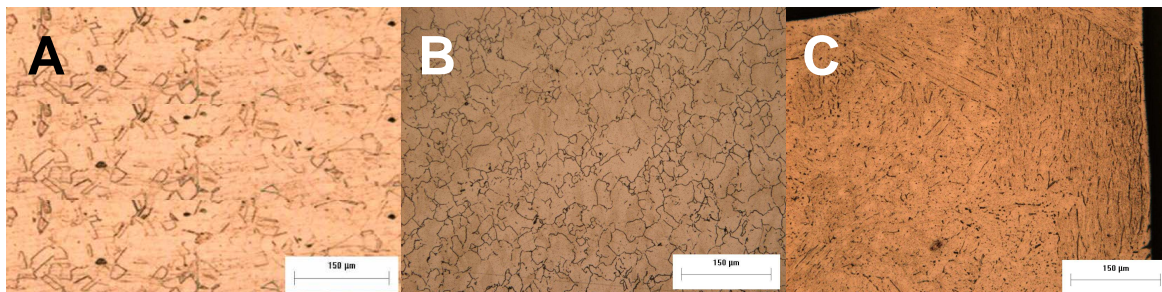
De posse dos conceitos acima descritos e através de relações entre os valores das áreas totais e das áreas de resistência, pode-se quantificar a porcentagem de resina remanescente na base do braquete, assim como, qualificar a eficácia de cada fator aqui elencado.

---

## 4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

### 4.1 ANÁLISE MICROESTRUTURAL E MICRODUREZA VICKERS

Foi procedida a análise microestrutural para os três diferentes tipos de braquetes (ver item 3.2.1, pag. 42) e constatou-se que o material empregado em suas fabricações foi o aço inoxidável, que segundo Gursoy, Acar e Sesena (2005) é o material mais utilizado para este fim. Os braquetes identificados como Grupo A e E apresentam microestruturas de aço inoxidável austenítico recosido com grãos predominantemente equiaxiais (Figura 16 – A e B). A base do braquete do Grupo M é predominantemente de aço austenítico, porém visualiza-se uma estrutura dendrítica característica de material fundido. Este braquete foi obtido por microfusão (Figura 16 - C).



**Figura 16 – Micrografias das bases dos braquetes: A - Abzil; B – Eurodonto e C – Morelli.**

Na Tabela 02 são relatados os resultados de microdureza obtidos para os materiais dos 04 grupos. Os braquetes do Grupo A apresentam uma dureza maior (352 HV) se comparados com os Grupos E (249 HV) e M (206 HV). O desempenho frente ao desgaste do braquete Abzil deverá ser melhor devido à maior dureza, em comparação com o Eurodonto e o Morelli.

**Tabela 02 - Resultados de microdureza, média para as amostras A, E e M.**

<b>Med.</b>	<b>A</b>	<b>E</b>	<b>M</b>
<b>1</b>	352	245	204
<b>2</b>	363	248	206
<b>3</b>	341	254	208
<b>Média</b>	<b>352</b>	<b>249</b>	<b>206</b>
<b>DP</b>	11,0	4,6	2,0

#### 4.2 ANÁLISE DA COMPOSIÇÃO QUÍMICA E DE TOPOGRAFIA

Os resultados para as análises de composição química e de topografia das bases dos braquetes Abzil, Eurodonto e Morelli são aqui descritos e discutidos. Para a análise de composição química, através de EDS e realizada nas bases dos braquetes, os resultados são visualizados na Tabela 03. O método de EDS não permite obter os resultados para elementos leves como o carbono. Desta forma estes resultados não foram utilizados na análise. O Grupo E apresentou alto teor de níquel que, segundo Assad-Loss, Neves e Mucha (2008) pode desencadear reações alérgicas nos pacientes susceptíveis. O Grupo M apresentou o maior teor de cromo e este elemento é conhecido por ser o principal responsável pela resistência à corrosão do aço inoxidável. Conseqüentemente, supõe-se seu melhor desempenho neste quesito.

**Tabela 03 – Resultados qualitativos da composição química das bases dos braquetes.**

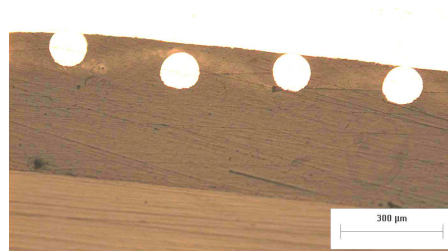
<b>Braquete</b>	<b>C</b>	<b>Cr %</b>	<b>Ni %</b>	<b>Si %</b>	<b>Cu %</b>	<b>Fe %</b>
<b>A</b>	–	13,2	9,2	0,2	0,3	Rest.
<b>E</b>	–	16,1	33,9	1,7	0,1	Rest.
<b>M</b>	–	19	9,1	0,5	0,2	Rest.



A topografia das superfícies tem relação direta com a adesão, pois ela determina a área real de contato entre os materiais (STACHOWIAK, 2000).

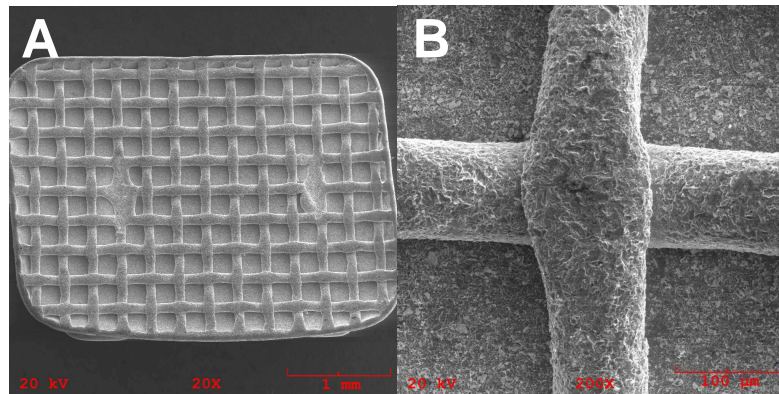
Mais detalhadamente, podem-se destacar os seguintes parâmetros relacionados à topografia, sendo eles: a rugosidade do fio (microengaste mecânico); o diâmetro do fio, relacionado com a espessura do adesivo, com o engaste mecânico e com relação entre as áreas total e de resistência; finalmente, a disposição dos fios (neste trabalho, considerado o espaçamento entre eles).

Os três braquetes dos diferentes fabricantes apresentam uma série de diferenças entre si, principalmente na posição da malha soldada na base, nos processos químicos utilizados para aumento da adesão dos mesmos com a resina ortodôntica de fixação e diâmetro médio dos fios da malha de retenção (Figura 17). O diâmetro médio para o Grupo A é 107  $\mu\text{m}$ , para o Grupo E é 100  $\mu\text{m}$ . O Grupo M apresenta a maior secção transversal para os fios que constituem sua malha (160  $\mu\text{m}$ ), tendendo a deixar sua altura aumentada e conseqüentemente, trazer maior desconforto ao paciente (RETIEF; DREYER; GAVRON em 1970). No ano de 1981, Maijer e Smith sugeriram que uma melhor penetração do agente cimentante com o conseqüente aumento na adesão poderia ser obtido se à base, fosse adicionada uma malha com fios mais finos.



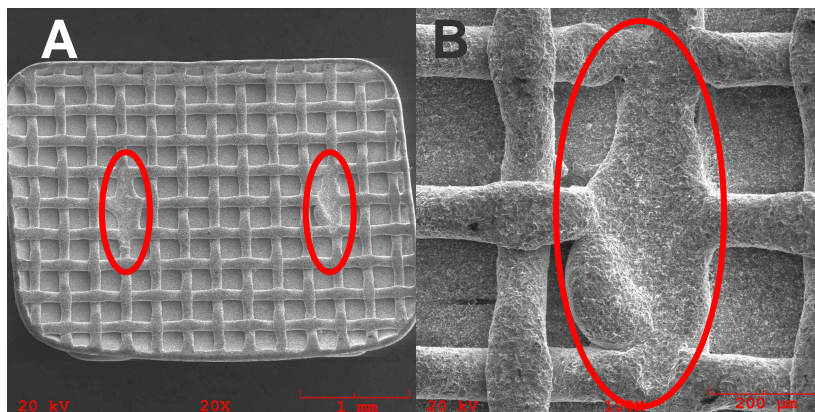
**Figura 17 - Micrografia do corte transversal da malha de retenção Abzil (100X).**

O braquete do fabricante Abzil apresenta uma malha bastante uniforme e paralela as suas bordas, conforme a Figura 18 - A. Pode-se verificar que os fios da malha passaram por algum processo químico para aumentar a eficiência da adesão com a resina, conforme a Figura 18 – B e em concordância com Keiser, Tem Cate e Arends (1976).



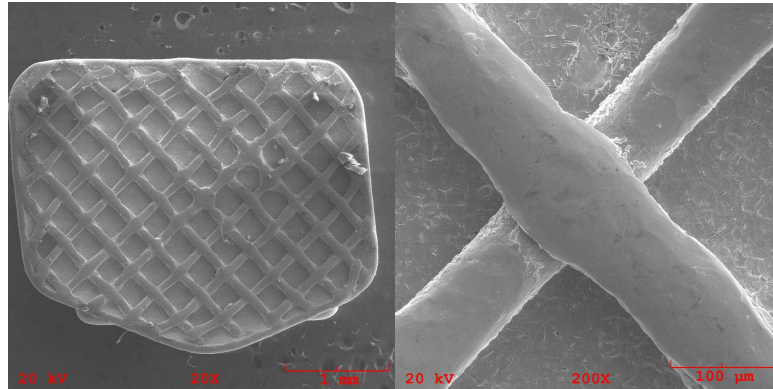
**Figura 18 – MEV da superfície do braquete Abzil (A – 20x e B - 200x). A – Disposição da malha de retenção; B – Condicionamento de superfície.**

Nesse modelo foi possível concluir, através das imagens obtidas por MEV e MO, que o processo de soldagem utilizado pra fixar a malha na base do braquete foi por solda ponto (efeito Joule) e foi possível também, verificar que o processo apresenta algumas deficiências, como o derretimento da malha de retenção durante a soldagem junto à base, conforme indicado na Figura 19 – A e B. Maijer e Smith (1981) afirmaram que os pontos de solda presente na base dos braquetes reduzem a área de retenção.



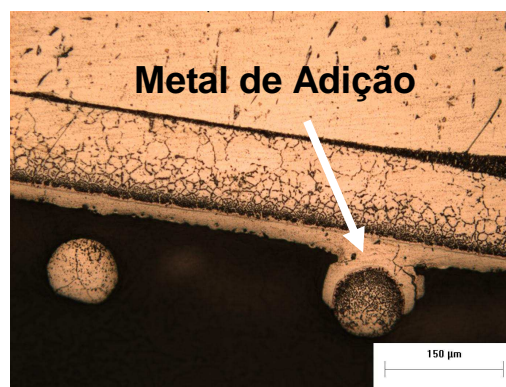
**Figura 19 – MEV da superfície da base do braquete Abzil (A – 20x e B - 100x). ■ Indicação das regiões onde há o derretimento da malha de retenção.**

O braquete Eurodonto apresenta sua malha brasada na diagonal em relação às suas bordas e é também bastante uniforme, conforme a Figura 20.



**Figura 20 – MEV da superfície do braquete Eurodonto (A - 20x e B – 200x).  
A – disposição diagonal dos fios da malha. B – Ausência de condicionamento.**

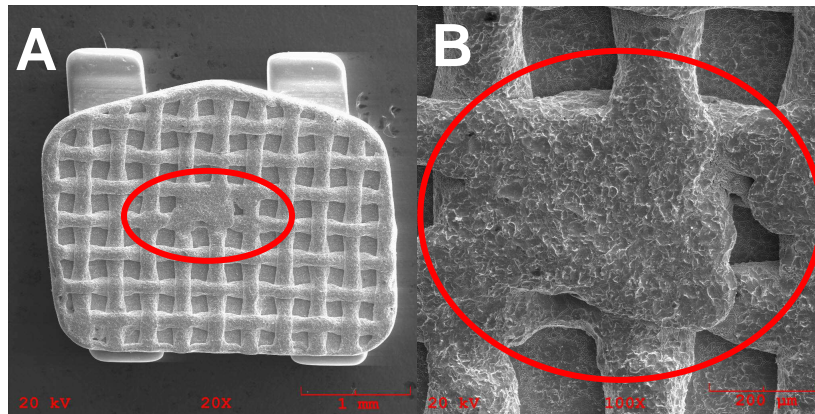
Nesse modelo a malha não passou por nenhum tipo de condicionamento de superfície para o aumento da adesão com a resina, conforme Figura 20 - B. Verificou-se através do ataque químico e das imagens de MEV e MO, a presença de material de adição ao redor dos fios da malha, concluindo-se então, que o processo de soldagem utilizado para fixação da malha na base foi por brasagem, conforme mostrado na Figura 21.



**Figura 21 – Soldagem por brasagem da malha do braquete Eurodonto (200x).**

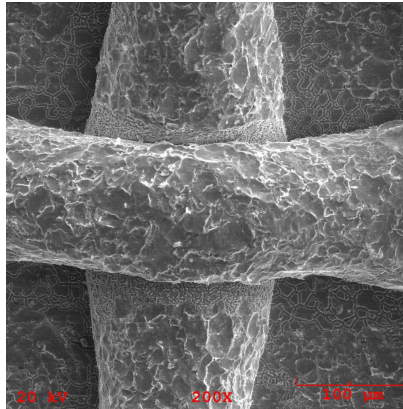
O braquete do fabricante Morelli apresenta uma malha uniforme e paralela às bordas, porém a espessura dos fios é maior do que os demais estudados

e, como conseqüência, os espaços entre os mesmos são menores (áreas de resistência) - ver Figura 22 – A. Assim como no Grupo A, neste modelo foi possível concluir através das imagens obtidas por MEV e MO, que o processo de soldagem utilizado pra fixar a malha na base do braquete foi o por solda ponto e também, verificar que o processo apresenta algumas deficiências menos freqüentes que no Grupo A. O derretimento da malha de retenção durante a soldagem junto à base é mostrado na Figura 22 - A e B.



**Figura 22 – MEV da superfície da base do braquete Morelli (A - 20x e B – 100x). Indicação do derretimento dos fios provocado pelo processo de soldagem.**

Pode-se verificar que os fios da malha desse modelo de braquete passaram por um processo químico mais intenso quando comparados aos fios do Grupo A, para aumentar seu poder de adesão com a resina, conforme a Figura 23. Em conseqüência, para o Grupo M o componente de microadesão da resina ao fio e à base deve ser importante. A avaliação mais apurada deste fator se torna inviável por não haver braquetes com a mesma geometria e alterações apenas neste condicionamento. Os trabalhos de Newman et al. (1994 e 1995) disseram que o tratamento das bases aumenta a adesividade quando comparados aos braquetes cujas bases não receberam nenhum tipo de condicionamento.



**Figura 23 – Condicionamento de superfície da malha do braquete Morelli (MEV 200x).**

Para a análise das forças e tensões de cisalhamento dos braquetes envolvidos no estudo, foi necessária a mensuração das áreas de resistência para os 04 Grupos (Tabela 04). Também são elencados os valores das áreas totais, das porcentagens das áreas resistentes em relação às suas respectivas áreas totais e médias das áreas resistentes individuais.

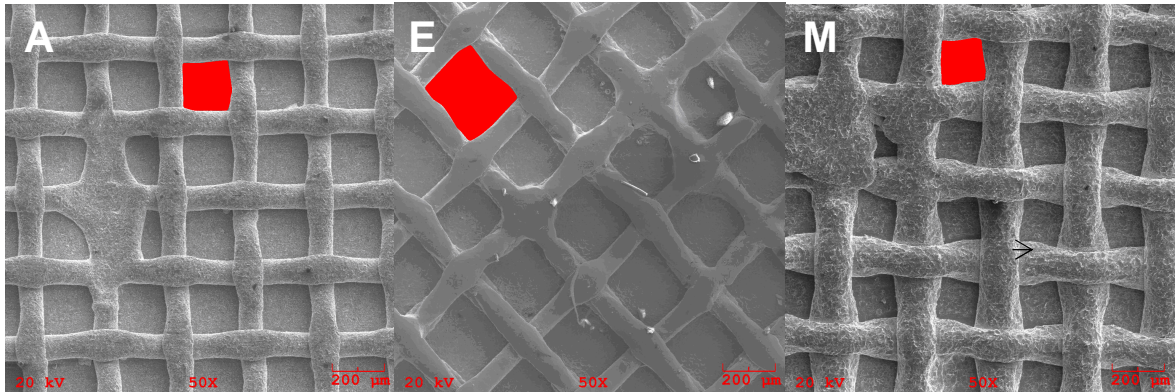
**Tabela 04 - Valores das áreas pertinentes aos 04 grupos de braquetes.**

	Abzil	Eurodonto	Eurodonto Z100	Morelli
<b>Área Total da Base</b>	9,9 mm <sup>2</sup>	8,77 mm <sup>2</sup>	8,77 mm <sup>2</sup>	7,29 mm <sup>2</sup>
<b>Área Resistente Total</b>	3,82 mm <sup>2</sup>	3,68 mm <sup>2</sup>	3,68 mm <sup>2</sup>	1,54 mm <sup>2</sup>
<b>% de Área Resistente</b>	37,94%	41,72%	41,72%	20,86%
<b>Máxima Área Resistente</b>	37,6 μm <sup>2</sup>	68,0 μm <sup>2</sup>	68,0 μm <sup>2</sup>	26,7 μm <sup>2</sup>
<b>Média Área Resistente Individual</b>	28,1 μm <sup>2</sup>	40,9 μm <sup>2</sup>	40,9 μm <sup>2</sup>	19,2 μm <sup>2</sup>

O braquete Abzil apresenta a maior área total de adesão (9,9 mm<sup>2</sup>). O braquete Eurodonto tem uma base total menor em 11,4 %, se comparado ao Grupo A, mas apresenta o maior percentual de área de resistência em relação à sua área de base total (41,7%), quando comparado aos Grupos A (37,9 %) e M (20,9 %). Isto ocorre devido ao menor diâmetro do fio, assim como, à menor quantidade de fio por unidade de área. Este resultado é facilmente visualizado quando se verifica que a média das áreas individuais também é maior para este modelo de braquete. O menor valor de área de base foi mensurado para o Grupo M (7,3 mm<sup>2</sup>) e este

braquete apresenta a menor área média individual e também o maior diâmetro de fio e conseqüentemente uma diminuição na área resistente era esperada.

A Figura 24 mostra as áreas de resistência individuais típicas para os Grupos A, E e M. Estas áreas são aproximadamente as áreas médias de resistência indicadas na Tabela 04.



**Figura 24 - ■ Área de resistência: A – Abzil; E – Eurodonto e M – Morelli.**

#### 4.3 RESISTÊNCIA AO CISALHAMENTO

As forças limite de resistência ao cisalhamento para os 04 grupos de braquetes foram determinadas a partir dos ensaios de cisalhamento descritos no item 3.2.4. Para o cálculo da tensão limite de resistência ao cisalhamento, houve a necessidade de se conhecer as áreas totais das bases dos braquetes estudados, assim como, suas áreas de resistência e estas foram obtidas através da análise das imagens obtidas no MEV (item 3.2.3).

As áreas totais mensuradas, as forças e as tensões limite de resistência ao cisalhamento, suportadas pelos braquetes durante os ensaios são descritas na Tabela 05.

Tabela 05 – Áreas, forças e tensões limite de resistência ao cisalhamento.

CPn	Abzil (Grupo A) (9,9 mm <sup>2</sup> )			Eurodonto (Grupo E) (8,77 mm <sup>2</sup> )			Eurodonto (Grupo EZ) (8,77 mm <sup>2</sup> )			Morelli (Grupo M) (7,29 mm <sup>2</sup> )		
	F (kgf)	F (N)	$\tau$ (MPa)	F (kgf)	F (N)	$\tau$ (MPa)	F (kgf)	F (N)	$\tau$ (MPa)	F (kgf)	F (N)	$\tau$ (MPa)
1	6,9	67,7	6,8	41,7	408,9	46,6	27,5	269,7	30,8	12	117,7	16,1
2	14,2	139,3	14,1	26,6	260,9	29,7	19,4	190,2	21,7	25,3	248,1	34,0
3	25	245,2	24,8	25,2	247,1	28,2	15,3	150,0	17,1	7,4	72,6	10,0
4	13,9	136,3	13,8	21	205,9	23,5	17,6	172,6	19,7	10,8	105,9	14,5
5	19,6	192,2	19,4	37	362,8	41,4	14,5	142,2	16,2	25,5	250,1	34,3
6	18	176,5	17,8	17,7	173,6	19,8	15,6	153,0	17,4	16,1	157,9	21,7
7	24,5	240,3	24,3	31,3	306,9	35,0	16,5	161,8	18,5	17	166,7	22,9
8	18,8	184,4	18,6	28,4	278,5	31,8	20,6	202,0	23,0	24	235,4	32,3
9	28,3	277,5	28,0	27,6	270,7	30,9	16,1	157,9	18,0	25,8	253,0	34,7
10	27	264,8	26,7	22	215,7	24,6	24,7	242,1	27,6	14,6	143,2	19,6
Média	19,6	192,4	19,4	27,9	273,1	31,1	18,8	184,2	21,0	17,9	175,0	24,0
DP	6,7	66,2	6,7	7,3	71,7	8,2	4,3	42,5	4,8	6,9	67,2	9,2

Os resultados mostram que a maior tensão de cisalhamento,  $\tau = 46,6$  MPa, ocorreu para uma amostra do Grupo E, assim como, neste mesmo grupo foi obtida a maior média,  $\tau = 31,1$  MPa. O Grupo A mostra a menor média de tensão de cisalhamento, sendo  $\tau = 19,4$  MPa, porém não a menor média de força de cisalhamento, que foi estabelecida para o Grupo M ( $F = 175$  N). Este fato demonstra a importância da dimensão da área da base destinada à adesão, conforme achados de NewMAN em 1965. As bases dos braquetes do Grupo A ( $9,9$  mm<sup>2</sup>) são 35,8 % maiores que as bases do Grupo M ( $7,29$  mm<sup>2</sup>) e apesar deste resultado, o Grupo A ( $F = 192$  N) apresenta um acréscimo de apenas 9,9 % entre a média de força de cisalhamento para o grupo M. Se as topografias dos braquetes fossem as mesmas, seria esperado que a maior área produzisse os maiores resultados de tensão de cisalhamento, ou seja, o material do Grupo A deveria ter apresentado esta maior força proporcionalmente. Fica evidente que os parâmetros topográficos são determinantes para o desempenho do braquete.

O alto valor de tensão de cisalhamento para o grupo E ( $\tau = 46,6$  MPa) pode ser explicado pela sua grande porcentagem de área de resistência, 41,7 % da área total de sua base, pelo pequeno diâmetro dos fios e pelo processo de soldagem de sua malha (brasagem), onde não há regiões de derretimento (como no Grupo A) causadas por solda por efeito Joule. Estes resultados ratificam os achados de Maijer e Smith em 1981. Apesar de melhorar a adesão da resina junto ao braquete, o metal de adição utilizado no processo de brasagem pode sofrer oxidação em meio bucal. A penetração do adesivo cimentante entre a tela dos braquetes do Grupo E é facilitada pela maior média de área de resistência individual ( $40,9 \mu\text{m}^2$ ), quando comparada aos Grupos A e E.

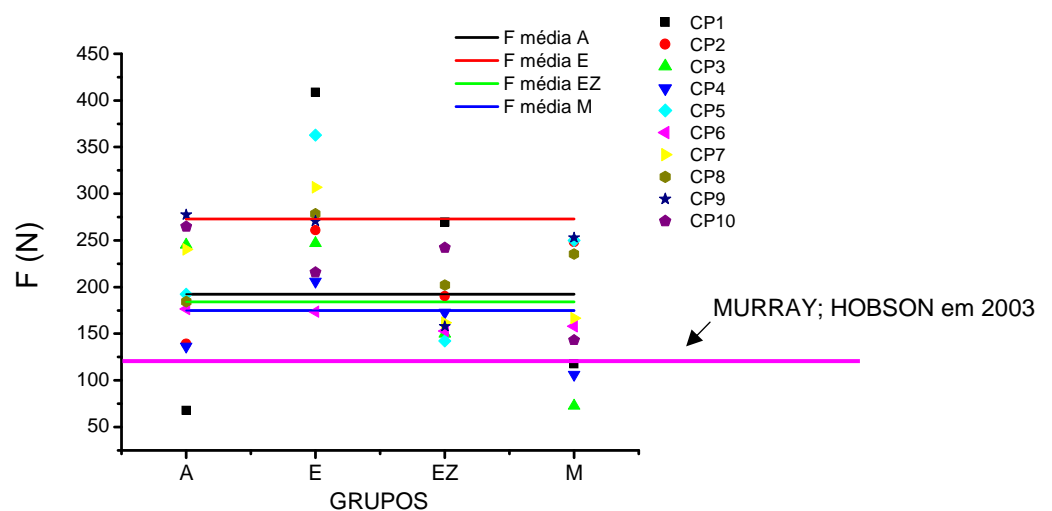
Apesar do grupo M apresentar a menor área de resistência (20,9% de sua área total) quando comparado aos demais Grupos, ele apresenta resultados de força (175 N) e tensão limite de cisalhamento (24 MPa) semelhantes ao Grupo A ( $F = 192$  N e  $\tau = 19,4$  MPa). Este fato pode ser explicado pelo severo condicionamento aplicado à malha de retenção do braquete Morelli (ver Figura 23) e em concordância com os achados de Keiser, Tem Cate e Arends em 1976, Maijer e Smith em 1983, Newman et al. em 1994 e 1995 e Stachowiak no ano de 2000.

No uso clínico, verifica-se uma incidência maior de quedas para o braquete Morelli quando comparado ao Abzil. Este fato pode ser justificado pela pior adaptação das bases dos braquetes Morelli às coroas dentárias com maior curvatura (caninos e pré-molares), causando dificuldades ao ortodontista para o correto posicionamento dos braquetes sobre estes dentes no processo de colagem ortodôntica. Os braquetes ensaiados neste trabalho são destinados aos incisivos centrais e as curvaturas das bases são quase nulas. Outro fator importante é que, apesar da tensão de cisalhamento ser superior à apresentada pelo Grupo A, o limite de resistência (força necessária para remoção do braquete no ensaio de cisalhamento) deste Grupo é o menor entre todos os Grupos estudados. Deve-se ainda considerar que este Grupo M apresenta o maior desvio padrão. Uma vez que há o descarregamento de forças no ato mastigatório, a utilização de um braquete com área de base menor faz com que haja uma redução no limite de resistência. O maior desvio padrão encontrado para o Grupo M deve estar associado à menor média de área de resistência, com maior possibilidade do não preenchimento de todas as cavidades da malha pelo adesivo.



Segundo Reynolds (1975), Maijer e Smith (1981) e Pithon et al. (2006), a tensão de cisalhamento ideal entre o conjunto braquete/adeseivo/esmalte está situada entre 5,8 e 7,8 MPa. Murray e Hobson (2003) disseram que a média de força transmitida para um braquete durante a mastigação está entre 40 e 120 N. Se considerada esta afirmação como verdadeira e uma área média de base de braquete igual a 10 mm (área semelhante ao Grupo A), haverá tensões mastigatórias de até 12 MPa, sendo esta 53,8 % maior que o limite superior de força de adesão ideal preconizada pelos primeiros autores acima citados. Considerando-se que às áreas das bases dos braquetes usualmente apresentam áreas menores que 10 mm<sup>2</sup>, supõe-se que o limite de resistência ao cisalhamento tenha que ser superior a 12 MPa.

A distribuição das forças de cisalhamento para as 40 amostras e para os 04 grupos é demonstrada na Figura 25 e demonstra a semelhança entre os Grupos A, EZ e M para o uso clínico. O gráfico também sinaliza a força máxima (120 N) transmitida para um braquete durante a mastigação, segundo Murray e Hobson em 2003. Sendo esta afirmação verdadeira, todos os Grupos ensaiados apresentam forças médias de adesão ao esmalte dentário maiores que as descarregadas pela mastigação. Os dados da Figura 25 indicam que 30% dos pontos para o Grupo M estão abaixo do valor de 120 N.



**Figura 25 - Distribuição das forças de cisalhamento para as 40 amostras e a força média para os 04 grupos, comparadas a uma força de mastigação de 120 N.**

#### 4.4 PORCENTUAL DE REMANESCENTE ADESIVO

O percentual de remanescente adesivo na base do braquete indica que a fratura ocorreu predominantemente na interface entre o esmalte dentário e a resina de colagem. A Tabela 06 mostra os valores das áreas de resina remanescente nas bases dos braquetes para as amostras dos 04 Grupos, assim como, suas áreas médias, os desvios-padrão e as porcentagens das áreas em relação às áreas totais de suas bases.

**Tabela 06 – Valores de resina remanescente nas bases dos braquetes.**

CPn	Grupo A	Grupo E	Grupo EZ	Grupo M
	Resina remanescente na base (mm <sup>2</sup> )			
1	0,09	6,47	4,78	5,88
2	2,63	7,54	7,77	3,87
3	8,55	6,62	6,08	3,59
4	0,23	7,20	6,18	0,47
5	0,10	7,88	6,52	6,60
6	0,03	0,25	6,98	7,19
7	3,96	7,71	6,87	6,95
8	1,95	5,46	7,18	1,22
9	8,12	0,32	7,56	6,35
10	1,39	4,61	5,36	0,10
<b>Média</b>	2,71	5,41	6,53	4,22
<b>DP</b>	3,24	2,88	0,95	2,84
<b>% de resina na base</b>	27,4%	61,7%	74,5%	57,9%

Para resinas e superfícies de esmalte iguais, com a preparação uniforme das amostras, espera-se que a fratura na interface entre o esmalte e a resina ocorra em um mesmo valor limite de resistência de cisalhamento. Quanto maior for a adesão da resina à base, maior deverá ser a porcentagem de falha entre o esmalte e a resina. Os resultados apresentados pelos Grupos A, E e M (Tabela 06) corroboram este conceito.

## Resultados e Discussão

Além da área de remanescente adesivo retido na base, foi também analisada a área de fratura, que pode apresentar fraturas coesivas (interior da resina), fraturas adesivas na base do braquete (área de tela), e fraturas decorrentes da ineficiência na região de retenção mecânica.

Ressalta-se que, para as 40 amostras estudadas, em nenhum dos casos houve ausência total de resina nas bases dos braquetes. Com exceção do Grupo A, os demais grupos tiveram uma maior área de fratura na interface entre a resina e esmalte dentário em contraponto às afirmações de Keiser, Tem Cate e Arends em 1976, Gorelick em 1977, Gwinnett e Gorelick em 1977, Diedrich em 1981, Silverstone, Hicks e Festherstne em 1985, Gwinnett em 1988, Wang e Lu no ano de 1991, Souza et al. em 1999 e Phiton em 2008, mas ratificam os resultados encontrados por Fleishmann et al. em 2008.

A Tabela 07 traz os valores médios de áreas ( $\text{mm}^2$ ) para os 04 Grupos da resina remanescente nos braquetes (RB), resina remanescente das falhas coesivas (C) e resina remanescente no esmalte dentário (RE), assim como, os respectivos percentuais em relação às áreas totais (at) das bases. Nesta tabela são também indicadas as áreas resistentes (ar) para os 04 Grupos.

**Tabela 07 – Valores de resina remanescente nas bases dos braquetes.**

	ABZIL at=9,9 / ar=3,82 $\text{mm}^2$			EUROD at=8,77 / ar=3,68 $\text{mm}^2$			EUROD Z100 at=8,77 / ar=3,68 $\text{mm}^2$			MORELLI at=7,29 / ar=1,54 $\text{mm}^2$		
CPn	RB	C	RE	RB	C	RE	RB	C	RE	RB	C	RE
$\text{mm}^2$	2,71	2,00	5,19	5,41	1,06	2,30	6,53	0,38	1,86	4,22	0,32	2,75
%	27,3	20,2	52,4	61,6	12,2	26,2	74,4	4,3	21,2	57,6	4,5	38,0

A Figura 26 demonstra os gráficos indicativos das porcentagens médias de resina remanescente nas bases do braquetes (RB), resina remanescente de fraturas coesivas (C) e resina remanescente no esmalte dentário para os 04 Grupos.

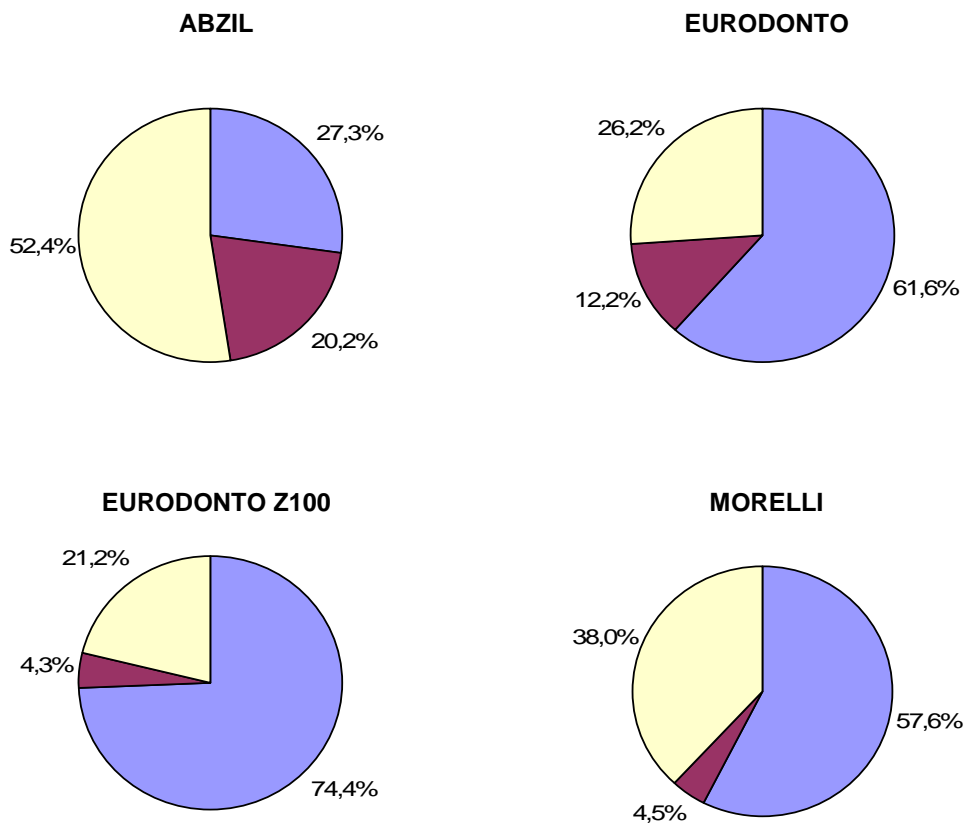
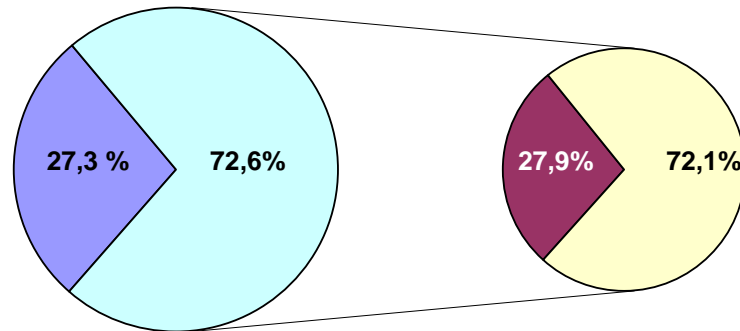


Figura 26 - ■ Resina remanescente na base do braquete; ■ Resina remanescente de fraturas coesivas; ■ Resina remanescente no esmalte, para os 04 Grupos.

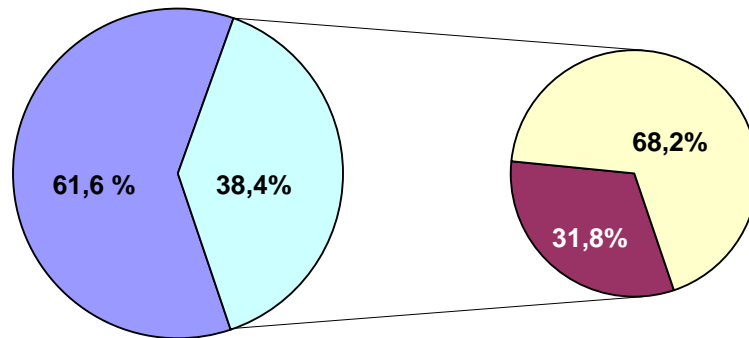
Neste estudo foi mensurado 27,3% de resina remanescente nas bases dos braquetes para o Grupo A, 20,2% de resina remanescente oriunda de falhas coesivas e 52,4% de resina remanescente em esmalte dentário (ver Figura 26), considerando a área total da base. Os braquetes deste grupo apresentaram fratura em 72,6% de suas áreas totais, e destes, 27,9% foram falhas coesivas (Figura 27), considerando a área de fratura.



**Figura 27 -** ■ Resina remanescente na base do braquete; ■ Área total da fratura; ■ Resina remanescente de fraturas coesivas; ■ Resina remanescente no esmalte, para o Grupo A.

Deste modo, considerando-se a área de resistência pertinente à área da fratura (ver Tabela 04), houve falha em apenas 26,6% nas regiões de retenção mecânica e 73,4% no interior da resina (fratura coesiva). Estes números demonstram a eficácia da retenção mecânica fornecida pela tela. Neste caso, a região de retenção mecânica mostra-se mais eficiente que a adesão da resina sobre os fios que compõem a malha. Destaca-se que, para este grupo A, a força limite média de cisalhamento (192,4 N) é superior às forças descarregadas no ato mastigatório e de acordo com Murray e Hobson em 2003.

Para o Grupo E há 61,6% de resina remanescente na base dos braquetes, 12,2% de resina oriunda das fraturas coesivas e 26,2% de resina remanescente no esmalte dentário (ver Figura 26), considerando a área total da base. Os braquetes deste grupo apresentaram fratura em 38,4% de suas áreas totais, e destes, 31,8% foram falhas coesivas (Figura 28), considerando a área de fratura.

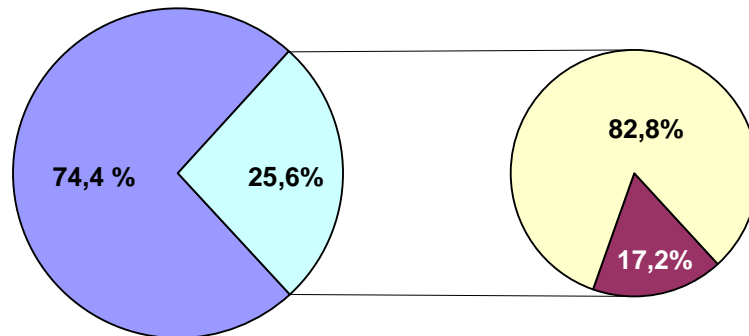


**Figura 28 -** ■ Resina remanescente na base do braquete; ■ Área total da fratura; ■ Resina remanescente de fraturas coesivas; ■ Resina remanescente no esmalte, para o Grupo E.

Para este grupo, considerando-se a área de resistência pertinente à área da fratura, houve falha em apenas 23,8% nas regiões de retenção mecânica e 76,2% no interior da resina (fratura coesiva). Atenta-se para o fato de o Grupo E apresentar 55,5% a mais de resina remanescente em sua base quando comparado ao grupo A. Os resultados demonstram a excelente retenção mecânica para o Grupo E. A adesão da resina cimentante com a superfície do fio da malha para o Grupo E tem menor importância que a retenção mecânica, pois este grupo apresenta a menor porcentagem de área de tela em relação à área total de sua base e quando comparada aos demais grupos. A alta força limite média de cisalhamento (273,1 N) deve-se à grande área de resistência de sua base (dificulta fraturas coesivas) e, por conseguinte, ao pequeno diâmetro dos fios constituintes da malha. A maior área de resistência, em comparação aos outros grupos, facilita a penetração do adesivo entre os fios da malha, otimizando a retenção mecânica. Há a necessidade de se considerar a remoção destes braquetes das coroas dentárias no término do tratamento ortodôntico. A alta força necessária ao cisalhamento pode danificar o esmalte e causar desconforto ao paciente.

Para o Grupo EZ há 74,4% de resina remanescente na base dos braquetes, 4,4% de resina oriunda de fraturas coesivas e 21,2% de resina remanescente no esmalte dentário (ver Figura 26), considerando a área total da base. Os braquetes deste grupo apresentaram fratura em apenas 25,6% de suas

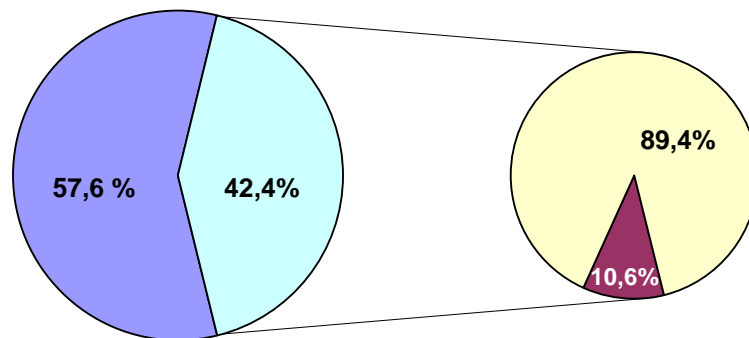
áreas totais, e destes, 17,2% foram falhas coesivas (Figura 29), considerando a área de fratura.



**Figura 29 -** ■ Resina remanescente na base do braquete; ■ Área total da fratura; ■ Resina remanescente de fraturas coesivas; ■ Resina remanescente no esmalte, para o Grupo EZ.

Atenta-se para o fato de o Grupo EZ apresentar 17,2% a mais de resina remanescente em sua base quando comparado ao grupo E. Como o Grupo EZ apresenta a mesma geometria dos braquetes que constituem o Grupo E, a menor força limite de cisalhamento (184,2 N) se deve à resina utilizada para a colagem. O compósito Z100 apresenta maior volume de carga e é menos viscoso que o adesivo Transbond XT. A adesão da resina Z100 ao esmalte é menor quando comparada com o adesivo Transbond XT, portanto, a fratura acontece preferencialmente entre a resina e a superfície do esmalte. A combinação entre a base do braquete Eurodonto e o compósito Z100 se mostra ótima para o uso clínico, pois o cisalhamento ocorre com forças maiores que as descarregadas na mastigação e há pouca quantidade de resina remanescente sobre o esmalte dentário a ser removido com fresas ou instrumentos cortantes, evitando danos à superfície do esmalte.

Para o Grupo M há 57,6% de resina remanescente nas bases dos braquetes, 4,5% de resina oriunda de fraturas coesivas e 38% de resina remanescente no esmalte dentário (ver Figura 26), considerando a área total da base. Os braquetes deste grupo apresentaram fratura em 42,4% de suas áreas totais, e destes, 10,6% foram falhas coesivas (Figura 30), considerando a área de fratura.



**Figura 30 -** ■ Resina remanescente na base do braquete; ■ Área total da fratura; ■ Resina remanescente de fraturas coesivas; ■ Resina remanescente no esmalte, para o Grupo M.

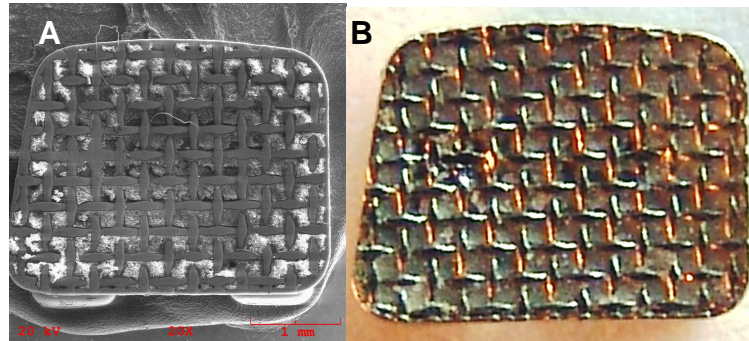
A pequena porcentagem de fratura coesiva em uma área extensa de fratura indica que a base do braquete fornece pouca retenção mecânica e que o severo condicionamento de superfície presente neste Grupo M foi o responsável pela adesão da resina com a malha da base. Atenta-se para o fato de o Grupo EZ apresentar 22,6% a mais de resina remanescente em sua base, quando comparado ao grupo M e forças de cisalhamento semelhantes. Assim, os braquetes do Grupo M garantem sua adesão à superfície do esmalte pela grande área de tela com seu severo condicionamento de superfície. Beltrami, Freitas e Martins (1996) também afirmaram que a inclusão de microrretenções nas bases dos braquetes faz aumentar a efetividade de adesão.

O diâmetro maior dos fios da malha para o grupo M tende a aumentar a altura do braquete, causando maior desconforto e irritação dos tecidos moles (lábios e bochechas) dos pacientes usuários.

Os grupos E e EZ mostraram que a retenção mecânica e a ampla área de resistência em suas configurações são essenciais, visto que não houve condicionamento mecânico nas superfícies das bases de seus braquetes. O grupo M apresentou uma força de cisalhamento 35,9% menor em comparação ao grupo E, demonstrando ter a retenção mecânica uma extrema importância no processo de colagem de acessórios ortodônticos e em concordância com as afirmações de

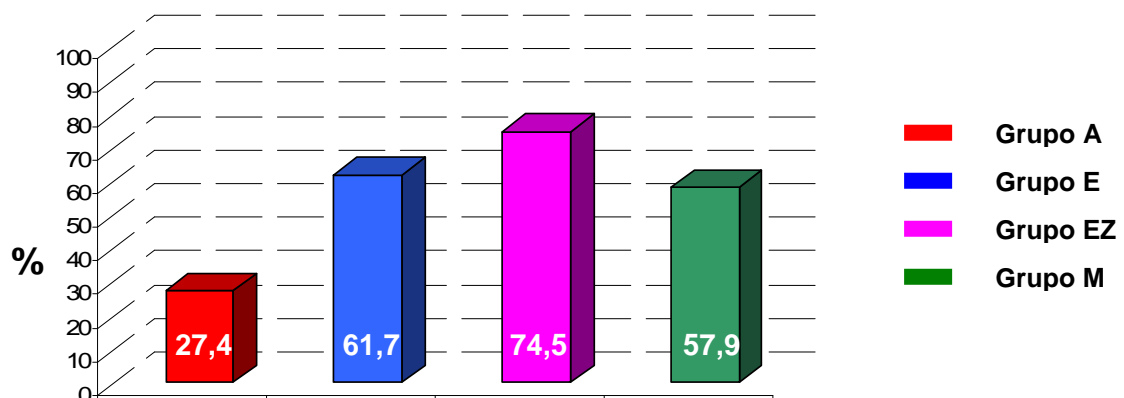


Langlade (1995), que indica ser esta a mais eficaz, quando em comparação com a adesão química. A Figura 31 demonstra a importância da utilização de imagens obtidas em MEV para o correto cálculo de resina remanescente. A análise das bases por MO não realça as áreas de fraturas coesivas.



**Figura 31 – Comparação entre fraturas coesivas visualizadas em MEV (A) e MO (B).**

O maior percentual de resina remanescente (74,5 %) se deu nas bases do Grupo EZ, fato este, explicado pelo maior volume de carga na resina Z100/3M e, por conseguinte, maior resistência à fratura coesiva nas áreas de resistência (GWINNETT; GORELICK em 1977) e a menor adesão ao esmalte dentário, pois este grupo apresentou menor força de cisalhamento (184,2 N) quando comparado ao grupo E (273,1 N). O menor percentual de resina remanescente foi encontrado nas bases do Grupo A (27,3 %), mas a força para o cisalhamento para este grupo foi maior que nos grupos EZ e M (Figura 32).



**Figura 32 – Distribuição percentual da resina remanescente nos 04 Grupos.**

A Figura 33 traz a distribuição de resina remanescente para as 40 amostras testadas e demonstra a menor dispersão de valores para o Grupo EZ.

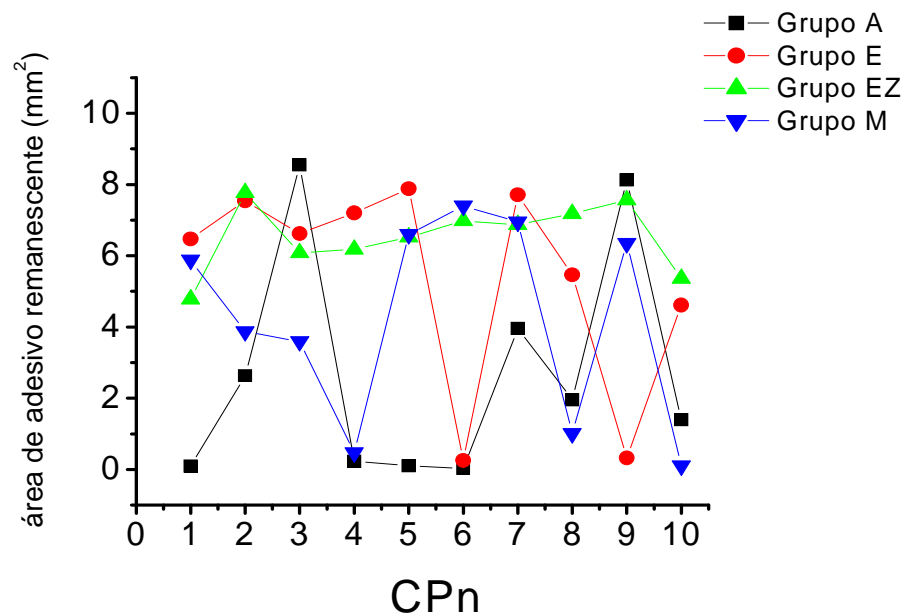
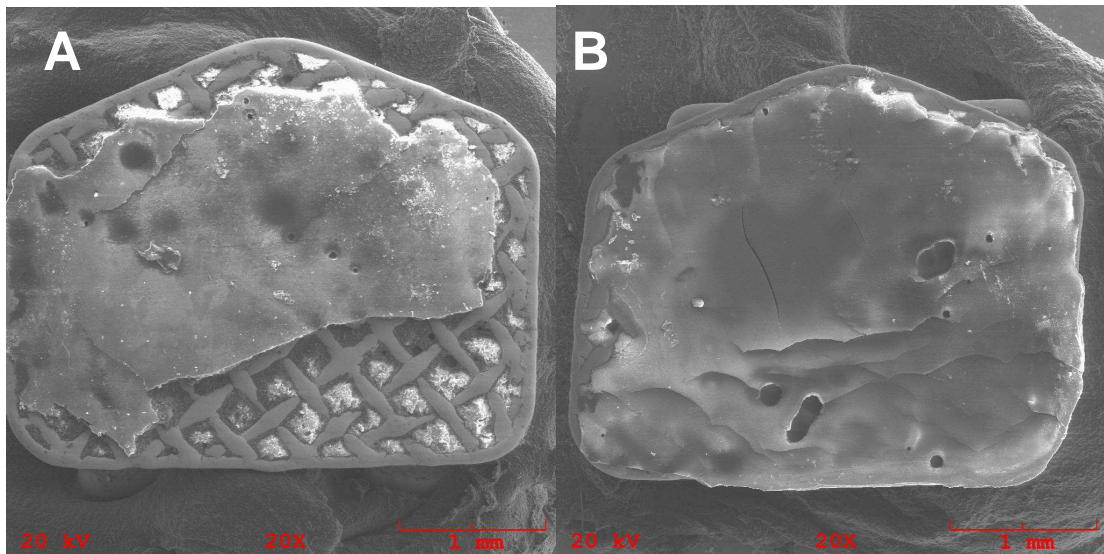


Figura 33 – Distribuição da resina remanescente dos diversos corpos de prova.

#### 4.5 DESEMPENHO DOS COMPÓSITOS FOTOPOLIMERIZÁVEIS UTILIZADOS PARA A COLAGEM DOS BRAQUETES

O Grupo EZ apresentou uma força de adesão 32,6% menor em comparação ao grupo E (Figura 34) em concordância com Bishara (1999), Ghandi et al. (1990); Schaneveldt e Foley (2002) e Lunardi (2004) que afirmaram que uso do adesivo Transbond XT aumenta os valores das forças necessárias para o cisalhamento de acessórios ortodônticos. Contudo, este valor não inviabiliza o uso da resina Z100-3M para a colagem de braquetes Eurodonto, visto que o comportamento de adesão deste Grupo EZ foi muito semelhante aos Grupos A e M.

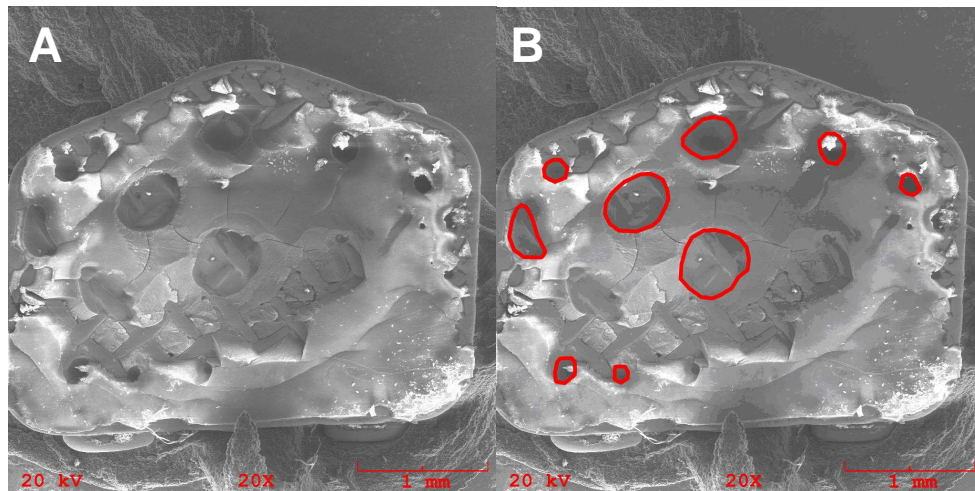


**Figura 34 – Remanescente adesivo: A - Grupo E e B - Grupo EZ.**

Comparando os resultados apresentados pelo Grupo E e EZ (mesma base e diferentes resinas), verifica-se que a resina (grupo E) apresenta uma maior adesão ao esmalte do que a resina Z100. Conseqüentemente pode se afirmar que o menor limite de resistência ao cisalhamento encontrado para o grupo EZ se deve a menor adesão ao esmalte apresentado pela resina Z100.

Por análise visual e qualitativa, foi verificada a grande incidência de bolhas no compósito adesivo Z100-3M usado para a colagem dos braquetes do Grupo EZ. Em concordância com os achados de Brandt em 1975, o adesivo Transbond XT é mais viscoso e tem menor volume de carga que a resina Z100-3M, tendo sua penetração facilitada tanto nos *tags* de esmalte, quanto entre os fios da tela da malha de retenção. O uso do compósito adesivo Transbond XT em comparação com a resina Z100-3M aumenta a força de adesão, pois não há um grande aprisionamento de gás nas interfaces de adesão e a formação de bolhas que diminuem a área e a resistência de colagem (Figura 35). O compósito Z100 necessita de condensação e sua utilização é destinada à dentística restauradora. Maijer e Smith (1981) sugeriram que as bases dos braquetes deveriam ser confeccionadas de forma a evitar a presença de bolhas de ar.

Com o conhecimento dos materiais utilizados no processo de colagem de braquetes ortodônticos, o clínico deve utilizar métodos que visem à otimização da técnica.



**Figura 35 – A - Aprisionamento de gás no interior da resina Z100 e formação de bolhas; B - Indicação das bolhas.**

Os resultados aqui encontrados demonstram que todos os modelos de braquetes estudados apresentaram variações nos valores numéricos de força e tensão de cisalhamento, área de resistência, e diferenças nas topografias de bases. As causas para essas variações consistem na existência de algumas diferenças, tais quais: O tamanho geométrico, distribuição geométrica dos fios, os processos de soldagem das malhas de retenção fixadas nas bases dos braquetes, as diferenças nos tratamentos superficiais das malhas de retenção e os problemas nos processos de fabricação, onde as malhas podem ser deformadas durante os processos de soldagem, por exemplo. Mesmo com estas diferenças, as forças necessárias ao cisalhamento podem ser clinicamente semelhantes. Torna-se clara a importância do percentual da área de resistência em relação à área total de sua base na análise das forças de adesão no sistema braquete/adesivo/esmalte dentário, assim como, não devem ser desprezadas as fraturas coesivas na análise de percentual de resina remanescente.

---

---

## 5 CONCLUSÕES

Considerando os resultados obtidos, julgados por avaliações estatísticas e discutidos conforme a revisão de literatura apresentada, conclui-se que:

- Há uma concentração alta de níquel na composição química do braquete Eurodonto, suscitando cautela quanto aos processos alérgicos;
- A solda por efeito Joule da malha de retenção à base do braquete causa derretimento dos fios, diminuindo a região de retenção mecânica e a força de adesão. Os fios mais finos na tela de retenção aumentam a área de resistência à fratura coesiva da resina e facilitam a penetração do agente cimentante;
- As forças de adesão (tanto na interface entre resina e dente, como na interface entre resina e base do braquete) resistentes ao cisalhamento são suficientes para suportar as forças médias de mastigação indicadas na literatura. Em 100% dos casos estudados para os Grupos, E e EZ, em 90% dos casos para o Grupo A e em 70% para o Grupo M;
- A base do braquete do Grupo E teve um melhor desempenho em adesividade, quando comparado a duas outras configurações estudadas;
- Não houve, para as 40 amostras ensaiadas, nenhuma fratura total na interface esmalte/resina ou resina/braquete. Todas as amostras sofreram também fraturas coesivas. A maior porcentagem de resina remanescente se deu na superfície dos braquetes Eurodonto cimentados com resina Z100/3M (74,5 % de sua base);
- O condicionamento químico nas bases dos braquetes aumenta a força de resistência ao cisalhamento;
- O adesivo ortodôntico Transbond XT é mais viscoso que a resina Z100/3M, minimizando as chances de formação de bolhas em seu interior, aumentando assim, a

## Conclusões

---

efetividade da adesão. Os dois adesivos se mostraram eficientes para a colagem de braquetes ortodônticos, quando submetidos às forças de cisalhamento.

- Sugere-se para futuros trabalhos, o estudo do diâmetro ideal do fio da malha que compõe a base do braquete orodôntico.

---

---

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Al-SALEHI, S. K.; BURK, F.J. Methods used in dentin bonding tests: an analysis of 50 investigations on bond strength. **Quint. Int.**, v. 28, n. 11, p. 717-723, 1997.

ASSAD-LOSS, T.F., NEVES, R. M. L., MUCHA, J. N. Composição química e aspecto superficial do *slot* de braquetes metálicos. **Rev. Dental Press de Ortodont. e Ortop. Facial**, v.13, n. 3, p. 85-96, 2008.

BASS, J. K.; FINE, H.; CISNEROS, G.J. Nickel hypersensitivity in orthodontic patients. **Am. J. Orthod. Dent. Orthoped.**, v. 103, n. 03, p. 280-285, 1993.

BARATIERI, L. N. *et al.* **Dentística – Procedimentos preventivos e restauradores**, 2<sup>a</sup>. ed., São Paulo : Ed. Santos, 1999.

BEECH, D.R.; JALALAY, T., Bonding of polymer to enamel: influence of depositis formed during etching time and period of water immersion. **J. Dent. Research.**, v.59, p. 1156-1162, 1980.

BELTRAMI, L. E. R.; FREITAS, C. A.; MARTINS, D. R.; Braquetes com sulcos retentivos na base, colados clinicamente e removidos em laboratório por testes de tração, cisalhamento e torção. **Ortodontia**, v. 19, n. 2, p.27-39, 1996.

BHASCAR, S. N. **Histologia e embriologia oral de Orban**. São Paulo: Artes Médicas, 1978.

BISAGGIO, G. K. G. C. **Colagem direta de braquetes ortodônticos – uma revisão**. Rio de Janeiro, 1999. Monografia (Especialização em Ortodontia) UNIGRANRIO.

BISHARA, S. E.; GORDAN, W; VonVald, L.; JAKOBSEN, J.R. Shear bond strength of composite, glass ionomer, and acid primer adhesive system. **Am. J. Orthod. Dent. Orthoped.**, v. 116, n. 1, p. 15-16, 1999.

- BISHARA, S. E.; OOSONBAT, C.; AJLOUNI, R.; LAFOON, J. F. Comparison of the shear bond strenght of two self-etch primer/adesive sistems. **Am. J. Orthod. Dent. Orthoped.**, v.125, n.3, p.348- 350, 2004.
- BOWEN, R. L. Effect of particle shape and size distribution in a reinforced polymer. **J. Am. Dent. Assoc.**, v. 66, p. 57-64, 1964.
- BRANDT, S.; SERVOS, J. M.; WOLFSON, J. Practical method of bonding, direct and indirect. **Am. J. Orthod. Dent. Orthoped.**, v. 9, n. 2, p. 610-631, 1975.
- BRANNSTROM, M.; NORDENVALL, K.J.; MALMGREN, O. The effect of various pretreatment methods of the enamel in bonding procedures. **Am. J. Orthod. Dent. Orthoped.**, v. 74, n. 5, p. 522-30, 1978.
- BUONOCORE, M.G. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling material to enamel surface. **J. Dent. Res.**, v. 34, p. 849-53, 1955.
- CAL Neto, J. O. A. P., MIGUEL, J. A. M., Uma análise dos testes *in vitro* de força de adesão em ortodontia. **Rev. Dental Press de Ortodont. e Ortop. Facial**, v. 9, n. 4, p. 44-51, 2004.
- CALLISTER, Jr., **Ciência e Engenharia de Materiais: Uma Introdução**. 5° Ed., Rio de Janeiro, LTC, 2002.
- CANAY, S.; KOCADERELI, I.; AK"ca, E. The effect of enamel air abrasion on the retention of bonded metallic orthodontic brackets. **Am. J. Orthod. Dent. Orthoped.**, v. 117, n. 1, p. 15-19, 2000.
- CAVINA, R.A.; Clinical evaluation of direct bonding. **Br. J. Orthod.**, v. 4, n. 1, p.29-31, 1977.
- DEKON *et al.* Reabilitação oral em paciente portador de parafunção severa. **Rev Odont de Araçatuba**, v. 24, n. 1, p. 54-59, 2003.
- DEVANATHAN, D.; CHUDZYNSKI, J. Avaliação Técnica de um novo braquete ortodôntico. **TP Orthodontics, Inc.**, 1997.



DIEDRICH, P. Enamel alterations from bracket bonding and debonding scanning A study with the scanning electron microscope. **Am. J. Orthod. Dent. Orthoped.**, v. 3, n. 3, p. 500-522, 1981.

EVANS, L. B.; POWERS, J.M. Factors affecting *in vitro* bond strength of no-mix orthodontic cements. **Am. J. Orthod. Dent. Orthoped.**, v.87, n.6, p. 508-512, 1985.

FLEISHMANN *et al* Estudo comparativo de seis tipos de braquetes ortodônticos quanto a força de adesão. **Rev. Dental Press de Ortodont. e Ortop. Facial**, v. 13, n. 4, p. 107-116, 2008.

FUSHIDA, C. E.; CURY, J. A. Estudo *in situ* do efeito da frequência de ingestão de Coca-Cola na erosão do esmalte-dentina e reversão pela saliva. **Rev. Odontol. Univ. São Paulo**, v. 13, n. 2, p. 127-134, 1999.

GARCIA, F. C. P. Testes mecânicos para avaliação laboratorial da união resina/dentina. **Rev. Fac. Odontol. Bauru**, v. 10, n. 3, p. 118-27, 2002.

GHANDI, K. R.; COMBE, C.E., SPEIDEL, M.T. Shear bond strength of stainless steel orthodontic brackets with a moisture-intensitive primer. **Am. J. Orthod. Dent. Orthoped.**, v. 119, p. 276-277, 1990.

GORELICK, L. Bonding metal brackets with self-polymerizing selant-composite: a 12 month assesment. **Am. J. Orthod. Dent. Orthoped.**, v. 171, n. 5, p. 542-553, 1977.

GURSOY, S.; ACAR, A. G.; SESEN, Ç. Comparision of metal releas from new and recycled bracket-archwire combinations. **Angle Orthodontist**, v. 75, n. 1, p. 92-94. 2005.

GWINNETT, A. J., GORELICK, L. Microscopic evaluation of enamel after debondig: clinical aplication. **Am. J. Orthod. Dent. Orthoped.**, v. 71, n. 6, p. 651-665, 1977.

GWINNETT, A. J., A comparision of shear bond strengths of metal and ceramic brackets. **Am. J. Orthod. Dent. Orthoped.**, v. 93, n. 4, p. 346-348, 1988.

HITT, J. C.; FEIGAL, R. J., Use of a bonding agent to reduce sealant sensitivity to moisture contamination : an *in vitro* study. **Pediatr. Dent.**, v. 14, n. 1, p. 41-46, 1992.

HOTZ, P. M.; SCED, I. W. The bonding of glass ionomer cements to metal and tooth substrates. **Br. Dent. Journal**, v. 142, n. 2, p.41-47, 1997.

ICHIKI, K. *et al.* Correlation between air-drying duration and bond strenght of composite resins to teeth. **J. Prosthet. Dent.**, v. 63, n. 5, p. 525-529, 1990.

KEIZER, S.; TEN CATE, J. M.; ARENDS, J. Direct bonding of brackets. **Am. J. Orthod. Dent. Orthoped.**, v. 69, n. 3, p. 318-327, 1976.

LANGLADE, M. **Terapêutica ortodôntica**. 3<sup>a</sup>. ed. São Paulo: Ed. Santos, 1995.

LUNARDI, N. **Analise in vitro da resistência ao cisalhamento de braquetes metálicos submetidos a reciclagem repetida : fixados com diferentes materiais**. Piracicaba, 2004. Dissertação Mestrado). Faculdade de Odontologia de Piracicaba. Universidade Estadual de Campinas.

MADEIRA, M. C. **Anatomia do dente**. São Paulo: Sarvier, 1996.

MAIJER, R.; SMITH, D. C. Variables influencing the bond strenght of metal orthodontic bracket base. **Am. J. Orthod. Dent. Orthoped.**, v. 79, n. 1, p. 20-34,1981.

MAIJER, R.; SMITH, D. C. Improvements in bracket base design. **Am. J. Orthod. Dent. Orthoped.**, v. 83, n. 4, p. 277-81. 1983.

MENEZES *et al.* Avaliação da superfície de braquetes de titânio após a aplicação de fluoreto de sódio. **Rev. Dental Press de Ortodont. e Ortop. Facial**, v. 11, n. 03, p. 93-103, 2006.

MITCHELL, D. L. Bandless orthodontic bracket. **J. Am. Dent. Assoc.**, v. 74, n. 1, p. 103-110, 1967.

MONDELLI, A. L. **Estudo comparativo da resistência adesiva da interface resina/braquete, sob esforços de cisalhamento, empregando três resinas compostas e três tipos de tratamentos na base do braquete**. Bauru, 2004. 131p. Tese (Doutorado). – Faculdade de Odontologia de Bauru, Universidade de São Paulo.

MURRAY, S. D., HOBSON, R. S. Comparision of *in vivo* and *in vitro* shear bond stregh. **Am. J. Orthod. Dent. Orthoped.**, v. 123, n. 12, p. 2-9, 2003.

NAKAMICHI, I.; IWAKU, M.; FUSAYAMA, T. Bovine Teeth as Possible Substitutes in the Adhesion Test. **Journal. of Dent. Rest.**, v. 62, p. 1076 – 81, 1983.

NEWMAN, G. V. Epoxi adesives for orthodontic attachments : progress report. **Am. J. Orthod. Dent. Orthoped.**, v. 51, n. 12, p. 901-912, 1965.

NEWMAN, G. V. *et al.* Update on bonding brackets : na *in vitro* survey. **J. Clin. Orthod.**, v. 28, n. 7, p. 396-402, 1994.

NEWMAN, G. V. *et al.* Adhesion promoters, their effect on the bond strenght of metal brackets. **Am. J. Orthod. Dent. Orthoped.**, v. 108, n. 3, p. 237-241, 1995.

OESTERLE, L. J.; SHELLHART, W. C.; BELANGER, G. K. The use of bovine enamel in bonding studies. **Am. J. Orthod. Dent. Orthoped.**, v. 114, n. 5, p. 514-519, 1998.

OLIVEIRA, M. V. *et al.* Estudo comparativo da resistência ao cisalhamento de braquetes ortodônticos de policarbonato. **Ortodontia SPO**, v. 40, n. 3, p. 197-201, 2007.

OLSEN, M. E. Comparision of shear bond strength surface structure between convencional acid etching and air abrasion of human enamel. **Am. J. Orthod. Dent. Orthoped.**, v. 112, n. 5, p. 502-506, 1997.

PERDIGÃO Jr. J.; FRANKENBERGER, R.; ROSA, B.T.; BRESCHI, L. New trends in dentin/enamel adhesion. **Am. J. Ort..hod. Dent. Orthoped.**, v. 13, p. 25-30, 2000.

PEREIRA, A. C. *et al.* Iatrogenia em Cardiologia. **Arq. Bras. Cardol.**, v. 75, n. 1, 2000.

PITHON, M. M. *et al.* Estudo comparativo *in vitro* da resistência ao cisalhamento da colagem e do índice de remanescente adesivo entre os compósitos Concise e Fill Magic. **Rev. Dental Press de Ortodont. e Ortop. Facial.**, Maringá, v. 11, n. 4, 2006.

- PITHON, M. M. *et al.* Avaliação da resistência ao cisalhamento do Compósito Orthobond em diferentes condições. **Revista Gaúcha de Odontologia**, v. 56, n. 4, p. 127-133, 2008.
- REIS, A.; CARRILHO, R. O.; LOGUERCIO, A. D.; GRANDE, R. H. M. Sistemas adesivos atuais. **J. Bras. Clin. Odont. Integrada**, Curitiba, v. 5, n. 30, p. 455-466, 2001.
- REIS, R. F. dos. **Variação de propriedades mecânicas em dentes bovinos extraídos em função do meio e do tempo de armazenamento**. Curitiba, 2001. 84 p. Dissertação (Mestrado). – Centro Federal de Educação Tecnológica do Paraná.
- REIS, R. F. dos.; BORGES, P. C. Alternative methodology for flexural strength testing in natural teeth. **Bras Dent J**, v. 1, no. 16, p. 45-49, 2005.
- REISNER, K. R.; LEVITT, H. L.; MANTE, F. Enamel preparation bonding : a comparison between the use of a sandblaster e current technics. **Am. J. Orthod. Dent. Orthoped.**, v. 4, p. 366-373, 1997.
- REITIEF, D.H. The principles of adhesion. **J. Dent. Assoc. S. Afric.**, v. 25, n. 9, p. 285-295, 1970.
- REITIEF, D.H.; DREYER, C. J.; GAVRON, G. The direct bonding of orthodontic attachments to teeth by means of an epoxy resin adhesive **Am. J. Orthod. Dent. Orthoped.**, v. 58, n. 1, p. 21-40, 1970.
- REITIEF, D.H. Standardizing laboratory adhesion tests. **Am. J. Orthod. Dent. Orthoped.**, v. 4, n. 5, p. 231-6, 1991.
- REYNOLDS, I. R. A review of direct orthodontic bonding. **Br. J. Orthod.**, v. 2, n. 1, p. 171-8, 1975.
- REYNOLDS, I. R.; FRAUNHOFER, J.A. Direct bonding of orthodontic attachments to teeth: the relation of adhesive bond strength to gauze mesh size. **Br. J. Orthod.**, v. 4, n. 2, p. 91-95, 1976.
- RUSE, N. D.; SMITH, D.C.; TORNECK, C. D.; Preliminary surface analysis of etched, bleached and normal bovine enamel. **Journal of Dental Research**, v. 69, n. 9, p. 1610-13, 1990.

SADLER, J.F. A survey of some commercial adhesives: their possible application in clinical orthodontics. **Am. J. Orthod. Dent. Orthoped.**, v. 44, no. 1, p. 65, 1958.

SAVARIZ, C.; DOBRACHINSKI, G. E.; DIEGOLI, N. M., Comparação da resistência ao cisalhamento entre a dentina e esmalte humano e bovino. **Rev. Paul. Odont.**, v. 4, p. 28-31, 2005.

SCHANEVELDT, S.; FOLEY, T. F. Bond strength comparison of moisture-intensitive primers. **Am. J. Orthod. Dent. Orthoped.**, v. 122, p. 267-273, 2002.

SILVERSTONE, L. M.; HICKS, M. J.; FEATHESTONE, M. J. Oral fluid contamination of etched enamel surface : a SEM study. **J. AM. Dent. Assoc.**, v. 110, n. 3, p. 329-332, 1985.

SIMPLÍCIO, A. H. M. **Avaliação *in vitro* de materiais utilizados para a colagem ortodôntica. Potencial cariostático, resistência ao cisalhamento e padrão de descolagem.** Araraquara, 2000, 165 p. Tese (Doutorado em Ortodontia) Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP.

SODERQUIST, S.A., DRUMMOND, J. L.; EVANS, C. A. Bond strength evaluation of ceramic and stainless steel bracket bases subjected to cyclic tensile loading. **Am. J. Orthod. Dent. Orthoped.**, v. 129, p. 175e7-175e12, 2006.

SOUZA, C.S. de; FRANCISCONI, P.A.S.; ARAÚJO, P. A. de. Resistência de união de cinco cimentos utilizados em ortodontia. **Rev. FOB.**, v. 7, n. ½, p. 15-21, jan/jun. 1999.

STACHOWIAK, G. W.; BATCHELOR, A.W. **Engineering Tribology.** Boston: Biwerworth-Heinemann, 2000.

TAROZZO, L. S. A. *et al.* Avaliação da resistência de união metal-resina usando sistemas de retenção mecânico e químico. **Ver. Odontol. Univ. São Paulo**, v. 13, n. 4, p. 349-355, 1999.

TAVARES *et al.* Shear bond strength of new and recycled brackets to enamel. **Bras Dent J**, v. 7, n. 1, p. 44-48, 2006. **Rev. Dental Press de Ortodont. e Ortop. Facial**, v. 10, n. 3, p. 75-86, 2005.

VIANA, C. P.; MAZZIEIRO, E. T.; JANES, L. J. A influência da variação da curvatura da base do braquete em uma união ortodôntica submetida a diferentes cargas, através da metodologia de elementos finitos. **Rev. Dental Press de Ortodont. e Ortop. Facial**, v. 10, n. 3, p. 75-86, 2005.

WANG, W. N.; LU, T. C. Bond strength with various etching times on young permanent teeth. **Am. J. Orthod. Dent. Orthoped.**, v. 100, n. 3, p. 209-211, 1991.

ZACHRISSON, B. V. A. A posttreatment evaluation of direct bonding in orthodontics. **Am. J. Orthod. Dent. Orthoped.**, v. 71, n. 2, p. 173-179, 1977.

ZACHRISSON, B.U. Bonding in orthodontics. In: GRABER, T.M., VANDASDALL, R.L. **Orthodontics: current principles and techniques**. St Louis: Mosby, 1994, cap. 10, p.542-626.

# Livros Grátis

( <http://www.livrosgratis.com.br> )

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)  
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)  
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)  
[Baixar livros de Matemática](#)  
[Baixar livros de Medicina](#)  
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)  
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)  
[Baixar livros de Meteorologia](#)  
[Baixar Monografias e TCC](#)  
[Baixar livros Multidisciplinar](#)  
[Baixar livros de Música](#)  
[Baixar livros de Psicologia](#)  
[Baixar livros de Química](#)  
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)  
[Baixar livros de Serviço Social](#)  
[Baixar livros de Sociologia](#)  
[Baixar livros de Teologia](#)  
[Baixar livros de Trabalho](#)  
[Baixar livros de Turismo](#)