

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO RIO GRANDE DO SUL
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA
MESTRADO EM ORTODONTIA E ORTOPEDIA FACIAL

CARINE MACCARINI DALL'IGNA

**EFEITO DO TEMPO DE POLIMERIZAÇÃO NA COLAGEM DE
BRÁQUETES COM O USO DOS FOTOATIVADORES LED E PAC**

Porto Alegre

2007

CARINE MACCARINI DALL'IGNA

**EFEITO DO TEMPO DE POLIMERIZAÇÃO NA COLAGEM DE
BRÁQUETES COM O USO DOS FOTOATIVADORES LED E PAC**

Dissertação apresentada como parte dos requisitos para obtenção do grau de Mestre, pelo Programa de Pós-Graduação da Faculdade de Odontologia, área de concentração em Ortodontia e Ortopedia Facial, da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul.

Orientador: Prof. Dr. Ernani Menezes Marchioro

Porto Alegre

2007

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

D147e Dall'Igna, Carine Maccarini
Efeito do tempo de polimerização na colagem de
bráquetes com o uso dos fotoativadores LED e PAC. /
Carine Maccarini Dall'Igna – Porto Alegre, 2007.
92 f.

Dissertação (Mestrado em Ortodontia e Ortopedia
Facial) – Faculdade de Odontologia, PUCRS.
Orientação: Prof. Dr. Ernani Menezes Marchioro.

1. Ortodontia. 2. Bráquetes Ortodônticos.
3. Aparelhos Fotopolimerizadores. 4. Adesivos
Dentários. 5. Resistência ao Cisalhamento I. Título.

CDD 617.643

Bibliotecária responsável: Cíntia Borges Greff - CRB 10/1437

DEDICATÓRIA

A meus queridos pais Bruno e Mirian, pelo amor, carinho, dedicação e por sempre se esforçarem ao máximo para poder proporcionar tudo de melhor na minha vida. Muito obrigada por tornarem este sonho possível!

A minhas irmãs Eloisa, Silvia e Daniela, pelo amor, carinho e amizade que sempre estiveram presentes em nossas vidas. Em especial à Silvia, meu exemplo de ortodontista, pelo apoio e ensinamentos em todos os momentos do curso.

A meu amor Henrique, obrigada pelo companheirismo, carinho, alegria, incentivo e compreensão durante toda esta etapa.

Amo todos vocês!!!

AGRADECIMENTOS

A **Deus**, por estar sempre presente em minha vida.

À **Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul**, que me acolheu desde a graduação, pela excelente estrutura disponível para meu aprendizado profissional e pessoal.

À **CAPES**, pelo financiamento da bolsa de estudo.

À Profa. Dra. **Nilza Pereira da Costa**, pela ótima coordenação do Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

À Profa. Dra. **Luciane Macedo de Menezes**, coordenadora do Mestrado em Ortodontia, pela organização e exemplo de dedicação à pesquisa, muito contribuindo no aprendizado da Ortodontia.

À meu orientador, Prof. Dr. **Ernani Menezes Marchioro**, pelos ensinamentos e incentivo durante esta pesquisa. Obrigada pela ótima convivência e por estar sempre disposto a esclarecer minhas dúvidas em todos os momentos.

À Profa. Me. **Susana Maria Deon Rizzato**, minha brilhante ortodontista, pelo entusiasmo e excelência com que ensina a Ortodontia. Por sua generosidade, carinho e dedicação com os pacientes, que me servem de exemplo, e seguirão comigo para sempre. Muito obrigada pelos valiosos conhecimentos transmitidos!

Ao Prof. Dr. **Eduardo Martinelli Santayana de Lima**, pelos ensinamentos ortodônticos e de carinho com os pacientes, além da habilidade em conduzir sua clínica, tornando-a agradável e produtiva.

Ao Prof. Dr. **Telmo Bandeira Berthold**, pela amizade, boa convivência e conhecimentos transmitidos.

Aos professores de Ortodontia da UFRGS e da ABO, em especial ao Prof. Dr. **Eduardo Ferreira** e à Profa. Dra. e amiga **Ivana Ardenghi Vargas**, pelos ensinamentos nos anos de internato e atualização, que foram fundamentais no início de minha vida ortodôntica.

À Profa. Dra. **Ana Maria Spohr**, ao Prof. Dr. **Eduardo Gonçalves Motta** e ao Prof. Dr. **Hugo Mitsuo Silva Oshima**, pela dedicação e conhecimento que muito auxiliaram na elaboração deste trabalho.

Ao Sr. **Luiz Carlos Pedotti**, que gentilmente cedeu as mais de 60 mandíbulas utilizadas para a exodontia dos dentes bovinos nesta pesquisa; e à minha tia **Gládis**, pela ótima ajuda na obtenção dos mesmos.

À **Iole**, por todo o carinho, dedicação e inúmeras novenas a cada conquista de minha vida.

Ao Centro de Microscopia e Microanálises da PUCRS, em nome de **Miriam Vianna**, pela atenção e profissionalismo na obtenção das imagens no MEV.

Ao Prof. Dr. **Édson Mesquita**, pela orientação acerca dos radiômetros utilizados nesta pesquisa.

À Labordental, em nome de **Regiane Pires**, que prontamente cedeu o radiômetro para LED utilizado nesta pesquisa.

A meus colegas da IX turma de Mestrado, **Ana Maria dos Santos Baumgarten, Ariadna Vecchi, Maíra Massuia de Souza, Ricardo Damo Meneguzzi e Luciano Dias Giollo**, pela amizade, boa convivência e alegria em todos os momentos. Sentirei saudade das inúmeras horas diárias juntos!

Aos colegas da VII turma, **Graziela, Paulo, Cláudia, Gustavo, Marcos e Michel**, e da X turma de Mestrado, **Janise, André, Maurício, Daniela, Stefan e Patrícia**, pela amizade e bons momentos no curso.

Às colegas da 1ª turma de Especialização, **Helen, Aline, Caroline e Débora**, pela amizade e grande convívio durante esses dois anos; e às da 2ª turma, **Niége, Laura, Lisandra e Chalana**, pela amizade e ótimo convívio.

A todos os funcionários da FOPUCRS, que me acompanharam durante toda minha graduação e pós-graduação, em especial à **Carla, Alessandra e Rejane**, por formarem uma família e sempre me auxiliarem em tudo o que precisei, com muito bom-humor e disposição.

A todas estas pessoas e as que, de alguma forma, marcaram esta etapa de minha vida, muito obrigada... Vocês têm um espaço especial em meu coração!

RESUMO

DALL'IGNA, Carine Maccarini. **Efeito do tempo de polimerização na colagem de bráquetes com o uso dos fotoativadores LED e PAC.** Orientador: Prof. Dr. Ernani Menezes Marchioro. Porto Alegre: PUCRS, Faculdade de Odontologia – Dissertação (Mestrado em Ortodontia e Ortopedia Facial), 2007.

O presente estudo objetivou avaliar e comparar a resistência de união ao cisalhamento de bráquetes colados com dois sistemas de fotoativação de resinas compostas, o LED e o PAC, mediante diferentes tempos de exposição. Foram selecionados 90 dentes incisivos decíduos bovinos, os quais foram divididos em seis grupos, de acordo com a fonte de luz e o tempo de exposição utilizado. No grupo LED, foram usados os tempos 5, 10 e 15 segundos e, no grupo PAC, 3, 6 e 9 segundos. Para aferir a potência da luz emitida pelos aparelhos LED (Ortholux™ LED Curing Light, 3M Unitek, EUA) e PAC (Apollo® 95E, DenMed Technologies, EUA), foi utilizado um radiômetro para cada natureza de luz, os quais indicaram como valores médios 800mW/cm^2 e 1800mW/cm^2 , respectivamente. O sistema adesivo utilizado para a colagem dos bráquetes foi o Transbond™ XT®, e as superfícies de esmalte foram preparadas conforme as recomendações do fabricante. Após a colagem, os corpos-de-prova foram mantidos em água destilada a 37°C por 24 horas e submetidos à tensão de cisalhamento na máquina de ensaio mecânico Emic DL2000®, no sentido inciso-cervical, à velocidade de $0,5\text{mm/min}$. De acordo com as análises estatísticas ANOVA e *Tukey*, verificou-se que houve diferença significativa entre os grupos estudados ($p < 0,005$). Os grupos fotoativados por LED não mostraram diferença estatisticamente significativa entre si, sendo que o grupo fotoativado por 15s ($16,68\text{MPa}$) apresentou a maior média de resistência de união, seguido pelo grupo fotoativado por 10s ($14,76\text{MPa}$) e por 5s ($13,92\text{MPa}$). Quanto aos fotopolimerizados por PAC, os grupos fotoativados por 9s ($12,66\text{MPa}$) e por 6s ($9,96\text{MPa}$) não mostraram diferença estatisticamente significativa entre si. A menor média de resistência de união foi obtida com o grupo fotopolimerizado por PAC durante 3s ($8,29\text{MPa}$), embora este grupo não tenha se diferenciado estatisticamente do grupo fotoativado por PAC por 6s. Observou-se que, mesmo nos grupos que apresentaram as menores médias de resistência de união, LED 5s e

PAC 3s, os valores são considerados suficientes para suportar as forças exercidas, tanto pela mecânica ortodôntica quanto pela mastigação. De acordo com o teste estatístico *Kruskal-Wallis*, não houve diferença significativa no padrão de falhas na descolagem entre os grupos estudados. O escore predominante foi o número 3 (65,6%) do índice de adesivo remanescente (IAR) mostrando que a resina composta, predominantemente, permaneceu aderida à superfície do esmalte, preservando-o de eventuais traumas. Estes resultados permitem concluir que, tanto a tecnologia LED quanto a tecnologia PAC podem ser utilizadas na colagem de bráquetes com efetividade, permitindo redução significativa no tempo da colagem ortodôntica, comparada à tecnologia tradicional por lâmpadas halógenas.

Descritores¹: Bráquetes ortodônticos. Colagem dentária. Luz. Resistência ao cisalhamento.

¹ BIREME: Centro Latino-Americano e do Caribe de Informação em Ciências da Saúde. DeCS: Descritores em ciência da saúde. Disponível em <http://decs.bvs.br>. Atualização anual.

ABSTRACT

DALL'IGNA, Carine Maccarini. **The effect of polymerization time on bracket bonding with LED or PAC curing units.** Supervisor: Prof. Dr. Ernani Menezes Marchioro. Porto Alegre: PUCRS, Faculdade de Odontologia – Dissertation (Master in Orthodontics and Dentofacial Orthopedics), 2007.

The purpose of this study was to evaluate and compare the bonding resistance to the shear bond strength of brackets bonded by two light curing units, LED and PAC, with different exposure times. Ninety deciduous incisor bovine teeth were divided into 6 groups, according to the curing light and exposure times used. In the LED group specimens were exposed to photoactivation for 5, 10 and 15 seconds. In the PAC group they were exposed to 3, 6 and 9 seconds of photoactivation. In order to check the LED (Ortholux™ LED Curing Light, 3M Unitek, EUA) and PAC (Apollo® 95E, DenMed Technologies, EUA) light curing units, a specific radiometer for each unit was utilized, whose irradiance mean values were 830mW/cm² and 1800mW/cm², respectively. Brackets were bonded with Transbond™ XT®, and the enamel surfaces were prepared following the manufacturer's instructions. After the brackets were bonded they were stored in distilled water at 37°C for 24 hours. They were then subjected to a shear force, in an inciso-gingival direction, at a crosshead speed of 0,5mm/min with a Emic DL2000® testing machine. According to ANOVA and Tukey tests, a significant difference in mean shear bond strength was detected among the study groups ($p < 0.001$). The LED photoactivated groups did not show statistical significant difference between them. The photoactivated group of 15s (16,68MPa) presented the highest range of bonding resistance, followed by the 10s group (14,76MPa), and than by the 5s group (13,92MPa). In regards to the PAC photoactivation, the 9s (12,66MPa) and 6s groups (9,96MPa) did not show statistical difference between them. The lowest range of shear bond strength was obtained by the PAC 3s group (8,29MPa), but when compared to the PAC 6s group, there was no statistical difference. It was observed that even though the groups that presented the lowest ranges of bonding resistance, LED 5s and PAC 3s, their values were still enough to support the strength applied by either orthodontic forces or forces of mastication. The Kruskal-Wallis analysis of the adhesive remnant index (ARI) scores

indicated that there was no significant difference of bond failure sites between the study groups. The predominant ARI score was 3 (65,6%), which showed that the composite was kept adhered on the enamel, preventing it from trauma. The results conclude that either the LED or PAC technique can be used for bonding brackets effectively. The LED and PAC curing lights permit a significant reduction of time in the orthodontic bonding process compared to the traditional technique with halogen lamps.

Subject Headings²: Orthodontic brackets. Dental bonding. Light. Shear strength.

² BIREME: Latin-American and Caribbean Center on Health Sciences Information. DeCS: Medical Subject Headings. Available on <http://decs.bvs.br>. Annual actualization.

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

| | |
|--------------------|---|
| ABNT | Associação Brasileira de Normas Técnicas |
| ANOVA | Análise de Variância |
| BR | Brasil |
| cm | Centímetro |
| CP | Corpo-de-prova |
| <i>et al.</i> | Abreviatura de <i>et alli</i> = e outros |
| EUA | Estados Unidos da América |
| h | Hora |
| IAR | Índice de adesivo remanescente |
| J | Joule |
| kgf | Quilograma-força |
| LED | Diodo emissor de luz |
| mm | Milímetro |
| mm ² | Milímetro quadrado |
| MEV | Microscópio eletrônico de varredura |
| min. | Minutos |
| MPa | Megapascal |
| mW/cm ² | Mili Watt por centímetro quadrado |
| N | Newton |
| n° | Número |
| nm | Nanômetro |
| p | Probabilidade de erro |
| PAC | Arco de plasma de xenônio |
| PVC | Poli Cloreto de Vinila |
| QTH | Quartzo-tungstênio-halogênio |
| Ref. | Referência |
| s | Segundo |
| SPSS | Pacote Estatístico para as Ciências Sociais |
| °C | Grau Celsius |
| = | Igual |

| | |
|----|-------------------|
| ® | Marca registrada |
| % | Por cento |
| TM | <i>Trade Marc</i> |
| x | Vezes |

LISTA DE FIGURAS

| | |
|--|----|
| Figura 1 - Secção da raiz dentária com disco de <i>carborundum</i> em baixa rotação... | 42 |
| Figura 2 - Dente seccionado na altura do colo dentário..... | 43 |
| Figura 3 - Vista cérvico-incisal da coroa dentária, evidenciando as retenções em suas faces proximais..... | 43 |
| Figura 4 - Aberturas na cera nº 7, sobre uma placa de vidro..... | 44 |
| Figura 5 - Coroas posicionadas com a face vestibular contra a placa de vidro, no interior das aberturas na cera nº 7..... | 45 |
| Figura 6 - Anel de PVC posicionado sobre a lâmina de cera..... | 45 |
| Figura 7 - Etapas da inclusão até os anéis de PVC serem preenchidos com resina acrílica autopolimerizável..... | 46 |
| Figura 8 - Porção dentária incluída em resina acrílica..... | 46 |
| Figura 9 - Sistema adesivo fotopolimerizável Transbond™ XT®..... | 48 |
| Figura 10 - Aparelho fotopolimerizador por LED..... | 49 |
| Figura 11 - Aparelho fotopolimerizador por PAC..... | 49 |
| Figura 12 - Posicionamento da fibra óptica do aparelho fotopolimerizador em direção às faces mesial (A), incisal (B) e distal (C) do dente, durante a colagem dos bráquetes..... | 51 |
| Figura 13 - Radiômetros utilizados nas aferições dos fotopolimerizadores LED (A) e PAC (B)..... | 52 |
| Figura 14 - Máquina de ensaio universal Emic DL2000®..... | 53 |
| Figura 15 - Corpo-de-prova posicionado na máquina de testes (A e B)..... | 54 |
| Figura 16 - Índice 1: Mais da metade da resina composta aderida ao bráquete (A); menos da metade da resina composta aderida ao esmalte (B)..... | 62 |
| Figura 17 - Índice 2: Menos da metade da resina composta aderida ao bráquete (A); mais da metade da resina composta aderida ao esmalte (B)..... | 62 |
| Figura 18 - Índice 3: Sem resina composta aderida ao bráquete (A); toda a resina composta aderida ao esmalte (B)..... | 62 |
| Figura 19 - Fratura dentária grupo LED 5 (índice 2): Menos da metade da resina composta aderida ao bráquete (A); mais da metade da resina composta aderida ao esmalte (B); Imagem com aumento de 800x evidenciando sinal | |

de fratura, com esmalte, dentina e resina aderidos ao bráquete (C);
Imagem com aumento de 2560x (D)..... 63

Figura 20 - Fratura dentária grupo LED 15 (índice 2): Menos da metade da resina
composta aderida ao bráquete (A); mais da metade da resina composta
aderida ao esmalte (B); Imagem com aumento de 81x evidenciando sinal
de fratura, com esmalte, dentina e resina aderidos ao bráquete (C);
Imagem com aumento de 4000x evidenciando os túbulos dentinários
(D)..... 64

LISTA DE TABELAS

| | |
|--|----|
| Tabela 1 - Divisão dos grupos..... | 50 |
| Tabela 2 - Características dos fotoativadores utilizados..... | 51 |
| Tabela 3 - Índice adesivo remanescente idealizado por Årtun e Bergland..... | 54 |
| Tabela 4 - Análise de Variância (ANOVA)..... | 57 |
| Tabela 5 - Comparação dos valores de resistência de união (MPa) obtidos nos seis grupos..... | 57 |
| Tabela 6 - Comparação dos escores IAR entre os grupos..... | 59 |

LISTA DE GRÁFICOS

| | |
|--|----|
| Gráfico 1 - Resultados da comparação entre os grupos..... | 58 |
| Gráfico 2 - Distribuição dos escores do IAR entre os grupos..... | 60 |
| Gráfico 3 - Frequência dos escores do IAR entre os grupos..... | 60 |
| Gráfico 4 - Distribuição dos índices de adesivo remanescente de toda a amostra.. | 61 |

SUMÁRIO

| | |
|--|----|
| 1 Introdução | 18 |
| 2 Revisão de literatura | 21 |
| 2.1 <i>Colagem de bráquetes ortodônticos</i> | 22 |
| 2.2 <i>Colagem em dentes bovinos</i> | 27 |
| 2.3 <i>Fotoativadores</i> | 28 |
| 3 Proposição | 39 |
| 4 Metodologia | 41 |
| 4.1 <i>Seleção da amostra</i> | 42 |
| 4.2 <i>Confecção dos corpos-de-prova</i> | 42 |
| 4.3 <i>Caracterização das fontes luminosas e distribuição da amostra</i> | 48 |
| 4.4 <i>Armazenamento</i> | 52 |
| 4.5 <i>Ensaio mecânico</i> | 52 |
| 4.6 <i>Análise do índice de adesivo remanescente</i> | 54 |
| 4.7 <i>Análise estatística</i> | 55 |
| 5 Resultados | 56 |
| 6 Discussão | 65 |
| 7 Conclusão | 78 |
| 8 Referências | 80 |
| 9 Anexos | 91 |
| <i>Anexo 1 – Carta de aprovação da Comissão Científica e de Ética da Faculdade de Odontologia da PUCRS</i> | 92 |

1. INTRODUÇÃO

A introdução do sistema de condicionamento ácido sobre o esmalte por Buonocore, em 1955, possibilitou, mais tarde, a fixação de acessórios ortodônticos diretamente sobre a superfície do esmalte dos dentes (BUONOCORE, 1955; REYNOLDS, 1975).

Os compósitos atualmente disponíveis apresentam diferentes tipos de ativação (física, química, química/física) e preparação (sistema pasta, pasta/líquido e pó/líquido) (WENDL e DROSCHL, 2004). O sistema adesivo ativado quimicamente foi o primeiro desenvolvido para a colagem de bráquetes. No final dos anos 70, foram introduzidos, no mercado, os materiais fotoativados, que se tornaram o mais popular sistema adesivo utilizado para a colagem de bráquetes diretamente sobre a superfície do esmalte. Tais sistemas adesivos foram amplamente aceitos pelos ortodontistas, pelas vantagens apresentadas em relação aos materiais quimicamente ativados. Estas vantagens incluem o controle do tempo de trabalho, a aplicação de pasta única, o posicionamento mais acurado do bráquete, a redução do risco de contaminação, a fácil remoção do excesso de material de colagem e a inserção imediata do arco ortodôntico (SFONDRINI, CACCIAFESTA e KLERSY, 2002; SFONDRINI *et al.*, 2004).

Luz halógena (QTH), diodo emissor de luz (LED) e arco de plasma (PAC) são algumas das importantes tecnologias usadas como fontes luminosas (ativação física) para a polimerização da resina, cada uma com suas vantagens e desvantagens. A luz halógena convencional apresenta como vantagens o baixo custo e a fácil manutenção, mas, por outro lado, uma série de desvantagens, como vida útil curta da lâmpada (40 a 100 horas de uso) e degradação do filtro de luz com o tempo - por sua proximidade com a lâmpada halógena, que libera grande quantidade de calor em seu sistema de funcionamento (YOON *et al.*, 2002; OYAMA, KOMORI e NAKAHARA, 2004; SILTA, DUNN e PETERS, 2005; STAUDT *et al.*, 2005; SFONDRINI *et al.*, 2006). Além disso, vários são os fatores que podem intervir na eficiência da QTH, como detritos na ponta da fibra, rupturas dos filamentos de fibra ótica, variações de voltagem da rede e filtros sujos (CERVEIRA, 2005).

O LED é para a Ortodontia uma nova e interessante tecnologia para a fotopolimerização. O aparelho opera sem o uso de filtros para desencadear a reação de polimerização das resinas ortodônticas e não utiliza resistência para gerar a luz.

Além disso, o aquecimento é bastante reduzido, é seguro, econômico, eficiente e possui vida útil relativamente longa (JANDT *et al.*, 2000; SFONDRINI *et al.*, 2006).

A lâmpada com luz xênon (arco de plasma - PAC) foi introduzida no mercado como uma alternativa de polimerização rápida. Este aparelho transmite grande intensidade de luz, com mais de 1000mW/cm², possibilitando a obtenção de polimerização em um período de tempo mais curto. No entanto, a luz gera um considerável aumento na temperatura do dente, o que não traz malefício à polpa dentária pelo curto período de exposição necessário na Ortodontia (PETTEMERIDES, IRELAND e SHERRIFF, 2001; SFONDRINI, CACCIAFESTA e KLERSY, 2002; NOMOTO, McCABE e HIRANO, 2004; BERTHOLD, 2005; SFONDRINI *et al.*, 2006).

Este estudo tem por objetivo avaliar e comparar a resistência ao cisalhamento da resina composta utilizada para colagem de bráquetes metálicos com dois tipos de aparelhos fotopolimerizadores, LED e PAC, usando como substrato dentes bovinos.

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Colagem de Bráquetes Ortodônticos

O condicionamento da superfície do esmalte com ácido fosfórico, introduzido por Buonocore, na década de 50, permitiu que se utilizasse a técnica de colagem direta de bráquetes ao esmalte (REYNOLDS, 1975). Esta proporcionou mudanças definitivas na prática ortodôntica, que vão desde maior facilidade para o posicionamento dos bráquetes e sua remoção, até uma melhora estética e nas condições periodontais para o paciente, visto que há melhor acesso para a higiene dental (PROFFIT, FIELDS e SARVER, 2007; REYNOLDS, 1975).

Com o uso universal da colagem direta de bráquetes ortodônticos, o estudo dos fatores que envolvem a otimização da força de união e do processo de adesão é amplamente encontrado na literatura ortodôntica. Entretanto, esta técnica também apresenta desvantagens, pois o esmalte dentário pode ser fraturado durante a descolagem ou no processo de remoção da resina residual aderida ao mesmo (RETIEF e SADOWSKY, 1975).

Pollack e Blitzer, em 1982, classificaram as resinas compostas em quimicamente ativadas e fotoativadas. As ativadas quimicamente foram o primeiro sistema desenvolvido para a colagem direta de bráquetes. São apresentadas em sistemas de duas pastas, uma contendo o elemento iniciador – geralmente o peróxido de benzoíla - e a outra contendo o acelerador - geralmente a amina terciária, que juntos, formam radicais livres e assim iniciam a reação de polimerização. Estas resinas também podem ser encontradas nos sistemas pasta/líquido e pó/líquido (LEE, ORLOWSKI e ROGERS, 1976; WENDL e DROSCHL, 2004).

Quando a luz é o elemento ativador, são encontrados sistemas sensíveis à luz ultravioleta ou à luz visível, ambos na forma de pasta única. Nos sistemas ativados pela luz visível, na pasta da resina composta estão contidas a partícula fotoiniciadora (canforoquinona) e a amina terciária. Quando estes dois componentes são deixados sem exposição à luz, eles não interagem. Entretanto, exposição à luz com um adequado comprimento de onda produz um estado excitado e uma

interação com a amina para formar radicais livres, que iniciam a polimerização (ALTHOFF e HARTUNG, 2000).

As resinas fotoativadas foram desenvolvidas com a finalidade de suprir a principal desvantagem dos sistemas de polimerização quimicamente induzidos: a falta de controle sobre o tempo de reação (LEE, ORLOWSKI e ROGERS, 1976). A ultravioleta foi o primeiro sistema de luz utilizado como fotoativador, mas, devido a problemas de segurança e por ela não apresentar poder de penetração, na década de 80, iniciou-se a polimerização por luz visível (SFONDRINI, CACCIAFESTA e KLERSY, 2002). Um motivo essencial para a substituição da luz ultravioleta pela visível foi a possibilidade daquela causar danos à pele, à córnea e à conjuntiva, tanto do paciente quanto do dentista (LEE, ORLOWSKI e ROGERS, 1976). Além disso, as resinas ativadas por luz visível proporcionam uma polimerização mais rápida e completa, podem ser fotoativadas através da estrutura dentária (devido à maior penetração desse tipo de luz), apresentam melhores propriedades físicas e, ainda, maior estabilidade de cor (POLLACK e BLITZER, 1982).

Tanto as resinas com ativação química quanto as com luz têm se mostrado clinicamente aceitáveis e efetivas (SFONDRINI, CACCIAFESTA e KLERSY, 2002). Estudos *in vitro* e clínicos mostram que os materiais fotopolimerizáveis apresentam resultados de união comparáveis aos quimicamente ativados, quando submetidos ao teste de resistência ao cisalhamento (CORRER SOBRINHO *et al.*, 2002). Zachrisson (1994) afirmou que, em Ortodontia, a colagem, apesar de temporária, deve ser suficientemente resistente para suportar as cargas ortodônticas e as forças da oclusão, durante um tratamento ortodôntico completo.

Resistência de união é a força da colagem dividida pela área do bráquete (POWERS, KIM e TURNER, 1997). Reynolds (1975) sugere que uma força mínima para resistência de descolagem de 6MPa a 8MPa é adequada para a maioria dos procedimentos ortodônticos. Pickett *et al.* (2001) sugerem que a resistência de união deve suportar tanto as forças da mastigação, quanto o estresse exercido pelos arcos ortodônticos, permitindo o controle da movimentação dentária nos três planos do espaço. Ao mesmo tempo, a união deve ser suficiente para que permita a descolagem do acessório, sem causar danos à superfície do esmalte.

Falhas na colagem de bráquetes são comumente encontradas ao longo do tratamento ortodôntico. A frequência desse problema já foi estudada por diversos autores, os quais encontraram variações entre 0,5% e 16%. Vários fatores podem

contribuir para a probabilidade de falhas na colagem, incluindo a técnica executada pelo operador, o comportamento do paciente, a variação na superfície do esmalte e características do bráquete ortodôntico (MURRAY e HOBSON, 2003).

Retief, Dreyer e Gavron (1970) relataram que fraturas em esmalte ocorreram quando os valores de resistência de união excederam a 13,5MPa. Em outro estudo, em 1974, Retief encontrou fraturas de esmalte com valores de resistência de união abaixo de 9,7MPa. Nkenke *et al.*, em 1997, concluíram que valores de resistência de união acima de 10MPa são potencialmente de risco, pois podem levar a fraturas em esmalte durante a descolagem do acessório ortodôntico. Entretanto, o estudo de Thind, Stirrups e Lloyd, em 2006, não revelou qualquer sinal de fratura em esmalte, mesmo com valores de resistência de união de 15,7MPa. Da mesma forma, Mezzomo (2007) encontrou fraturas em esmalte somente com valores de resistência de união próximos a 30MPa.

Powers, Kim e Turner (1997) relataram que, nos testes de resistência ao cisalhamento, o bráquete é pressionado por uma lâmina sob tensão ou compressão ou por um fio sob tensão, de modo que o acessório deslize paralelamente ao substrato sobre o qual foi colado. Relataram, também, que uma força de cisalhamento pura é difícil de ser obtida, e a maioria dos testes de cisalhamento inclui componentes de tração e torção. Para o estudo da resistência de união na colagem de bráquetes, tanto testes de tração, quanto testes de cisalhamento são válidos, mas o ideal é que o coeficiente de variação dos resultados esteja entre 20% e 30%.

Testes de resistência de união mostraram ampla variação dos resultados, os quais são de difícil comparação devido a uma série de variáveis, tais como o sistema adesivo utilizado, o substrato e o propósito do teste. Condições ótimas para colagem do bráquete e de controle de campo operatório, sem umidade, só são encontradas no ambiente *in vitro* e, talvez, essas sejam algumas das razões pelas quais os testes *in vitro* fornecem valores de resistência de união significativamente mais altos quando comparados com testes *in vivo* (PICKETT *et al.*, 2001; MURRAY e HOBSON, 2003).

Adesivos ortodônticos estão, rotineiramente, expostos a mudanças de temperatura na cavidade oral, além de estarem em contato com variadas concentrações de umidade e de placa bacteriana, ambiente difícil de simular em estudos *in vitro*. A fim de avaliar se variações de temperatura podem influenciar a

resistência de união na colagem, um estudo de Elekdag-Turk *et al.* (2008) testou o efeito da termociclagem nos valores de resistência de união após colagem de bráquetes com sistema adesivo fotopolimerizável Transbond™ XT®. O grupo I foi armazenado em água destilada a 37°C, durante 24 horas, e os grupos II e III foram submetidos a 2.000 e 5.000 ciclos de termociclagem, respectivamente, entre 5°C e 55°C. Diferenças estatisticamente significativas não foram observadas entre os grupos. Entretanto, esse resultado é de difícil comparação, visto que não há consenso entre os trabalhos, os quais variam muito no número de ciclos e nas temperaturas de exposição.

Outra importante consideração é a modificação no procedimento de testes aplicando diferentes instrumentos com o mesmo objetivo de determinar valores de resistência de união. Sinhoreti *et al.* (2001) compararam as diferenças nos testes de resistência de união por cisalhamento, utilizando alça de fio ortodôntico, fita de aço e sistema de cinzel. Quarenta e oito dentes humanos foram divididos em três grupos, e mostraram que o cisalhamento com a alça de fio ortodôntico produziu maiores valores de resistência de união (13,33MPa), seguido do cinzel (7,81MPa) e da fita de aço inoxidável (4,87MPa). Concluíram, então, que pequenas variações nas metodologias de testes de cisalhamento produziram valores estatisticamente diferentes de resistência de união, tornando difícil a comparação do desempenho clínico dos materiais.

Bishara *et al.* (2005) também enfatizaram a importância da padronização dos testes de resistência de união, por motivos de comparação com outros estudos. Esta pesquisa avaliou a influência da variação da velocidade de carregamento da máquina de testes mecânicos. A colagem foi realizada com o sistema adesivo Transbond™ XT® e a resistência de união foi mensurada com velocidade de carregamento de 5mm/min (Grupo I) e 0,5mm/min (Grupo II). Os resultados mostraram diferença estatisticamente significativa entre os grupos, com médias de 7MPa e 12,2MPa, respectivamente, indicando aumento de aproximadamente 57% na resistência de união com a diminuição da velocidade de carregamento do teste.

Powers, Kim e Turner (1997) relataram que todos os sistemas de colagem ortodôntica envolvem pelo menos duas interfaces: esmalte/resina e bráquete/resina. É importante a visualização da localização da fratura. Falhas coesivas podem ocorrer no esmalte, no bráquete ou na resina, e falhas adesivas podem ocorrer entre o esmalte e a resina ou entre a resina e o bráquete.

Zachrisson (1977) constatou, em um estudo com 705 colagens diretas de bráquetes, em 46 crianças de 11 a 14 anos de idade, que o predomínio de falhas na colagem foi devido a fraturas na interface adesivo/esmalte (adesivas), ou combinações de fraturas adesivas e coesivas no interior da camada do material de colagem. Segundo o autor, as descolagens provavelmente ocorreram devido à contaminação por umidade, forças superiores à resistência da colagem, adaptação inadequada do bráquete à superfície dentária e a variações individuais, como hipersalivação ou diferenças na composição do esmalte.

Outro fator envolvido na colagem, quando da utilização de acessórios metálicos, é a presença de falhas na interface acessório/resina, devido à fraca união adesiva existente nesta área. Muitos aperfeiçoamentos foram desenvolvidos na tentativa de melhorar essa ligação, como a modificação no desenho das bases ou o jateamento das bases dos bráquetes (BISHARA *et al.*, 2004; MONDELLI e FEITAS, 2007). Mondelli e Feitas (2007) testaram a resistência adesiva da interface resina/bráquete com e sem jateamento com óxido de alumínio, e os resultados mostraram-se mais efetivos estatisticamente em tratamentos que incluíram esse jateamento na base de bráquetes, tanto colados com Transbond™ XT® como com Concise™ ortodôntico.

A maioria dos estudos mostra maior número de falhas na resistência de união dos bráquetes colados na arcada inferior que na arcada superior. Isso, provavelmente, se deve a um maior risco de contaminação por saliva e a uma maior força oclusal pela mastigação, que pode exceder à resistência de união adesiva no arco mandibular (ZACHRISSON, 1977). Semelhantes são os trabalhos que compararam as falhas na resistência de união entre dentes anteriores e posteriores, nos quais também foi relatado haver maior risco de contaminação e maior força oclusal, além da dificuldade de acesso para a ponteira do fotopolimerizador e para o posicionamento do bráquete nas regiões posteriores que nas anteriores da cavidade bucal (KNOLL, GWINNETT e WOLFF, 1986).

Bishara *et al.* (2002) descreveram que a manutenção da superfície de esmalte após a descolagem é um fator fundamental no sucesso do tratamento ortodôntico. Dessa forma, falhas de colagem na interface bráquete/resina, ou no interior da camada da resina, são mais desejáveis e seguras do que falhas na interface resina/esmalte, protegendo a integridade do esmalte sob o bráquete.

2.2 Colagem em Dentes Bovinos

Para a realização de pesquisas científicas laboratoriais, em testes de união ao esmalte, é importante a utilização de dentes humanos hígidos na tentativa de simular ao máximo as condições bucais. O principal meio de obtenção de uma amostra de dentes permanentes hígidos humanos são aqueles recomendados para exodontia por propósitos ortodônticos.

Devido à atual tendência a um tratamento mais conservador sem extrações (PROFFIT, FIELDS e SARVER, 2007), a obtenção de dentes permanentes humanos para a realização de pesquisas científicas laboratoriais tem se tornado cada vez mais difícil.

Diante deste fato, outros dentes têm sido usados em trabalhos *in vitro*, entre eles os incisivos inferiores bovinos, pela semelhança estrutural aos dentes humanos e pela facilidade de aquisição e de manipulação (ROMANO *et al.*, 2004). Nakamichi, Iwaku e Fusayama, em 1983, compararam a resistência de união entre dentes bovinos e humanos, com diferentes cimentos e resinas compostas, e não encontraram diferença estatisticamente significativa na união em esmalte e dentina entre ambos, embora os valores tenham sido todos ligeiramente mais baixos com os dentes bovinos. Uma das razões, que podem justificar este fato é o desenvolvimento mais rápido do esmalte bovino, comumente apresentando falhas em sua superfície (MORIWAKI *et al.*, 1968). Neste mesmo estudo, Nakamichi, Iwaku e Fusayama (1983) encontraram valores ligeiramente maiores na união em esmalte em dentes conservados por até 6 meses aos conservados por menos de 5 dias previamente à realização dos testes, tanto nos dentes humanos quanto nos bovinos.

Oesterle, Shelhart e Belanger (1998), comparando a resistência da colagem ao esmalte permanente humano, esmalte permanente bovino e esmalte decíduo bovino verificaram que a união ao esmalte decíduo bovino é significativamente maior que em esmalte permanente bovino, o que torna os incisivos decíduos bovinos mais adequados para testes de colagem. Ainda relataram que os incisivos bovinos decíduos são parecidos em tamanho e formato aos incisivos superiores

permanentes humanos, além de quase não apresentarem irregularidades em sua superfície do esmalte. Por outro lado, Romano *et al.* (2004), em trabalho semelhante e utilizando os mesmos substratos, não encontraram diferenças estatisticamente significativas na resistência ao cisalhamento do compósito Concise™ (3M Dental Products).

Markarian *et al.* (2001) verificaram os elementos químicos constituintes do esmalte de dentes humanos e bovinos, além dos valores de resistência de união e comparação entre materiais de colagem, através da física nuclear. Concluíram que o esmalte bovino e o humano apresentam grande semelhança entre seus elementos químicos de maior concentração, porém há diferenças estatísticas nas concentrações dos mesmos elementos constituintes.

Barreto *et al.* (2002) avaliaram qualitativa e quantitativamente a composição mineral de molares humanos e incisivos bovinos, e concluíram que, em ambos, a porcentagem e a composição dos diferentes minerais foram similares.

Outros estudos ressaltaram que o esmalte bovino decíduo pode ser usado como substituto ao esmalte humano em testes de resistência de união, por sua semelhança em propriedades físicas e sua composição (NAKAMICHI, IWAKI e FUSAYAMA, 1983; OESTERLE, SHELHART e BELANGER, 1998; KAVAGUTI, GIANNINI e SOARES, 2001; MAVROPOULOS *et al.*, 2005).

2.3 Fotoativadores

A variedade de sistemas adesivos fotopolimerizáveis levou ao desenvolvimento de várias tecnologias para a produção de luz que os polimerizem. A luz, por ser uma radiação eletromagnética, compreende amplo espectro de energia, cada qual com um comprimento de onda específico e com diferentes características em termos de reações químicas (SFONFRINI *et. al*, 2006).

A polimerização da resina se dá quando o elemento fotoiniciador absorve a luz emitida pelos aparelhos, e desencadeia um processo químico, resultando no endurecimento característico. A maior parte das resinas fotoativáveis apresenta como agente iniciador a canforoquinona que, para completar a polimerização,

necessita de uma fonte luminosa (agente ativador) com comprimento de onda que atinja a faixa de 468nm (ELIADES *et al.*, 1995; ELIADES, JOHNSTON e ELIADES, 1995; SWIFT, 2002; ÜŞÜMEZ, BÜYÜKYILMAZ e KARAMAN, 2004; CORRER *et al.*, 2005; PENIDO *et al.*, 2005; NIEPRASCHK *et al.*, 2007).

Os aparelhos fotopolimerizadores são compostos basicamente por lâmpada, filtro óptico e condutor de luz. Eles têm por função gerar e transmitir alta intensidade de luz azul com a finalidade de polimerizar materiais sensíveis à luz visível. Porém, não há padronização nem especificação na fabricação desses aparelhos, tornando duvidosas sua qualidade e eficiência (BERTHOLD, 2005).

Lâmpadas halógenas (QTH) são rotineiramente usadas para a polimerização de materiais dentários desde o final da década de 70. Com o desenvolvimento das tecnologias de fotoativação, surgiram, em 1995, os aparelhos fotopolimerizadores a laser argônio. No mesmo ano, o LED (diodo emissor de luz) começou a ser utilizado e, desde 1998, o PAC (arco de plasma de xenônio) também se tornou uma alternativa de polimerização na Odontologia (MILLS, JANDT e ASHWORTH, 1999; WENDL, DROSCHL e KERN, 2004).

No aparelho de fotoativação por QTH, a energia luminosa por ele produzida é incandescente e há a presença de dois eletrodos envoltos em gás halógeno que, com a passagem de corrente elétrica entre os pólos (eletrodos) através de um filamento de tungstênio, gera energia luminosa, assim emitindo todo o espectro eletromagnético, necessitando de filtros apenas para a emissão de luz azul (SWIFT, 2002; BENNETT e WATTS, 2004; CERVEIRA, 2005). Muita dessa energia luminosa incandescente gera calor e, portanto, a lâmpada se torna extremamente quente. Por essa geração de calor, ocorre perda da potência efetiva da lâmpada em cerca de 70%, e menos de 1% dessa energia elétrica é usada para a emissão de luz, exigindo a substituição da lâmpada. Além do mais, na tecnologia que usa gás halógeno, a intensidade da luz é em torno de 400mW/cm² a 900mW/cm², e 40 segundos de ativação por acessório é recomendada para adequada polimerização (DUNN e TALOUMIS, 2002; OYAMA, KOMORI e NAKAHARA, 2004; SWANSON *et al.*, 2004; YU *et al.*, 2007). Para a realização de procedimentos de colagem de bráquetes, 40 segundos por dente parece ser um tempo excessivo, tanto para o paciente quanto para o ortodontista, visto que é necessária a manutenção de isolamento relativo durante todo esse período.

A tecnologia com PAC é semelhante à por QTH. Ambas produzem energia luminosa incandescente, há a presença de dois eletrodos envoltos em gás e necessitam de sistemas de filtros, visto que o espectro emitido pelo PAC inclui a geração de luz ultravioleta, luz visível e radiação infravermelho (DEB e SEHMI, 2003). A diferença está no fato de, no PAC, a intensidade de luz ser bem maior, podendo atingir mais de 1800mW/cm^2 , o que torna a fotoativação com arco de plasma aproximadamente quatro vezes mais potente que por luz halógena (OYAMA, KOMONI e NAKAHARA, 2004). Devido a essa alta potência, as luzes PAC polimerizam resinas compostas em curto período de tempo (2 a 9 segundos por bráquete) e, quando comparadas às luzes convencionais de halogênio, economizam considerável tempo clínico, sem, contudo, afetar a união dos bráquetes ortodônticos (ISHIKAWA *et al.*, 2001; HOFMANN *et al.*, 2002; KLOCKE *et al.*, 2002).

O aparelho de arco de plasma *Apollo*[®] 95E apresenta tempos pré-fixados de ativação de 1, 2 e 3 segundos (ou combinações desses valores) e necessita de um período de recarga de dois segundos entre cada exposição (PETTEMERIDES, SHERRIFF e IRELAND, 2004). Mesmo com esse período de recarga, comparando-o com a lâmpada halógena, o tempo de trabalho é significativamente reduzido. Somente para a polimerização de ambas as arcadas dentárias de 1º molar a 1º molar, com a luz halógena, é necessário despender um tempo total de 16 minutos, por exigir exposição de 40 segundos por dente. Para a lâmpada xênon, o tempo necessário é apenas um pouco mais de 3 minutos, com uma exposição de 6 segundos por dente, incluindo os dois segundos de intervalo entre as ativações.

Entretanto, assim como a lâmpada QTH, a lâmpada PAC libera considerável energia na forma de calor. Um aumento de $5,5^{\circ}\text{C}$ na polpa dentária, ou seja, uma temperatura que excede a $42,5^{\circ}\text{C}$, pode resultar em danos irreversíveis ao tecido pulpar (HANNIG e BOTT, 1999; UZEL *et al.*, 2006). Hannig e Bott (1999) compararam o aumento de temperatura entre um aparelho QTH tradicional, com 320mW/cm^2 , e um aparelho PAC, com 1196mW/cm^2 de intensidade de luz. Encontraram aumento de somente $2,89^{\circ}\text{C}$ na fotoativação por QTH durante um tempo de exposição de 40 segundos, e um aumento de $7,83^{\circ}\text{C}$ na fotoativação por PAC, em um tempo de 10 segundos de exposição. Apesar desse resultado mostrar a possibilidade de necrose pulpar, quando a resina for fotoativada com aparelhos com alta intensidade de luz, trata-se de um estudo *in vitro*, onde não há a propagação de calor para os tecidos periodontais, os quais limitam a elevação da

temperatura pulpar. Além do mais, na colagem ortodôntica, a distância da polpa é maior em relação aos estudos que utilizam preparos cavitários, tendo o esmalte e a dentina agindo como barreiras, protegendo a câmara pulpar (ÜŞÜMEZ, BÜYÜKYILMAZ e KARAMAN, 2004). Tarle *et al.* (2002) e Uzel *et al.* (2006) compararam as variações de temperatura entre aparelhos QTH, LED e PAC e concluíram que, apesar da alta potência da lâmpada PAC, há um aumento muito pequeno de temperatura devido ao curto tempo de exposição, uma vez que somente o uso irregular poderia comprometer a vitalidade pulpar. Oesterle, Newman e Shellhart (2001) sugeriram que, para evitar o efeito do excesso de calor ao dente, as exposições à luz xênon devem ser limitadas a curtas durações, em múltiplas localizações.

O LED, ao contrário das lâmpadas halógena e PAC, não produz luz visível pelo aquecimento de filamentos metálicos, mas pelas características próprias de um semicondutor que necessita da aplicação de uma tensão para vencer a barreira da energia interna. Dessa forma, utiliza basicamente a combinação de dois semicondutores, sendo um pólo doador (N) e outro receptor (P) de elétrons que, sob ação de corrente elétrica, permitem a passagem de elétrons da camada N para a camada P, emitindo energia luminosa (DUKE, 2001; GONÇALVES *et al.*, 2004; WIGGINS *et al.*, 2004). Os LEDs para uso odontológico utilizam como semicondutor o nitreto de gálio e índio (InGaN) (DUKE, 2001; WIGGINS *et al.*, 2004). A emissão espectral pelo diodo é mais curta que pelos aparelhos convencionais (QTH), ficando na faixa da luz azul, ou seja, 450nm a 490nm, bastante próxima ao pico de absorção máximo da canforoquinona (468nm), eliminando-se a necessidade de filtros, impedindo o excesso de produção de calor e resultando num menor gasto de energia (PENIDO *et al.*, 2005; ARAVAMUDHAN, RAKOWSKI e FAN, 2006; GROMBERG *et al.*, 2006). Dessa forma, a tecnologia LED difere da convencional pela eficiência no comprimento de onda da luz emitida, produzindo efeito desejado mesmo com menor potência. Entretanto, por apresentar irradiação espectral mais estreita, comparada às lâmpadas halógenas, a utilização da fotoativação por luz LED deve ser reservada a materiais que contenham a canforoquinona como agente iniciador em sua composição, ou outros fotoiniciadores que possuam seu espectro de absorção máximo contido no mesmo intervalo (MILLS, JANDT e ASHWORTH, 1999).

O aparelho LED também apresenta tempo de vida relativamente longo, comparado ao aparelho QTH. O bulbo, o refletor e o filtro da lâmpada halógena se degradam com o passar do tempo, sendo que o bulbo dura cerca de 50 horas e deve ser trocado a cada seis meses de uso. Estudos mostram que consultórios odontológicos não realizam a manutenção periódica e verificação da intensidade de seus aparelhos, fazendo uso de aparelhos com menor intensidade de luz, o que leva à diminuição na profundidade de polimerização e nas propriedades físicas e mecânicas das resinas compostas (SWANSON *et al.*, 2004). O LED tem um tempo de vida em torno de 10.000 horas (ÜŞÜMEZ, BÜYÜKYILMAZ e KARAMAN, 2004; YU *et al.*, 2007) e não apresenta bulbo nem filtro, por isso, não necessita de manutenção periódica (SWANSON *et al.*, 2004). Outra vantagem observada nos aparelhos LED é a diminuição do tempo de polimerização, quando comparado com as luzes halógenas (SILTA, DUNN e PETERS, 2005; ARAVAMUDHAN, RAKOWSKI e FAN, 2006; YU *et al.*, 2007).

A primeira geração de aparelhos com tecnologia LED atingia potência entre 12mW/cm^2 e 400mW/cm^2 (JANDT *et al.*, 2000). Já os aparelhos classificados como segunda geração atingem potência de até 1000mW/cm^2 , possibilitando maior profundidade de polimerização da resina composta. Ademais, são compactos e possuem resistência ao impacto e vibração superior às lâmpadas incandescentes, apresentando maior durabilidade (MILLS, JANDT e ASHWORTH, 1999; JANDT *et al.*, 2000; ÜŞÜMEZ, BÜYÜKYILMAZ e KARAMAN, 2004; YU *et al.*, 2007).

Deve-se destacar que as propriedades das resinas compostas dependem tanto de sua composição quanto de uma fotoativação eficiente. Deve haver uma intensidade mínima de luz, em comprimento de onda específico - para iniciar a reação de polimerização -, em intervalo de tempo de modo que a reação se estenda às camadas mais profundas do material e atinja suas propriedades máximas (POLLACK e BLITZER, 1982; TIRTHA *et al.*, 1982; BLANKENAU *et al.*, 1991; MILLS, JANDT e ASHWORTH, 1999; JANDT *et al.*, 2000; DUNN e TALOUMIS, 2002; TARLE *et al.*, 2002).

Para atingir ótimas propriedades físicas das resinas compostas, é necessária máxima conversão do monômero em polímero, o que também dependerá da composição do material, da fonte de luz e do tempo de exposição (TIRTHA *et al.*, 1982). A polimerização incompleta tem sido associada a falhas na colagem e a propriedades físicas inferiores dos materiais fotoativados (BLANKENAU *et al.*, 1991).

Testes de dureza superficial e de resistência de união destacam-se na avaliação da profundidade de polimerização e do desempenho mecânico das resinas fotoativáveis. Todavia, para a verificação da quantidade de polimerização, essas propriedades mecânicas dependem do grau de cura da resina, sendo necessários testes como a espectrofotometria, a qual mensura o grau de conversão de monômero em polímero (ELIADES *et al.*, 1995).

O estudo de Niepraschk *et al.* (2007) comparou a profundidade de cura de uma resina ortodôntica polimerizada com três tipos de fontes de luz e diferentes tempos de irradiação: halógena ($800\text{mW}/\text{cm}^2$), por 20 segundos; arco de plasma ($2040\text{mW}/\text{cm}^2$), por 10 segundos, e LED ($1100\text{mW}/\text{cm}^2$), por 10 e 20 segundos. O grau de conversão foi analisado por meio da espectrofotometria por infravermelho, e revelou maior conversão de monômero em polímero nos grupos fotoativados com luz halógena e LED por 20 segundos. Nessa pesquisa, concluiu-se que o grau de cura da resina tem maior relação com o tempo de exposição à luz do que a seu grau de intensidade.

Tem sido bastante discutido se uma alta intensidade de irradiação em curto período de tempo é capaz de fornecer adequada polimerização. Um trabalho de Rahiotis *et al.* (2004) observou que compósitos polimerizados por arco de plasma durante 7 segundos, forneceram menor grau de conversão de monômero em polímero que compósitos polimerizados por lâmpada halógena, por 40 segundos. Este estudo ainda indica que, além de fatores como intensidade da irradiação e tempo de exposição, a energia total liberada (densidade de energia) na polimerização também é um fator que está envolvido na conversão monômero/polímero das resinas compostas.

Rueggeberg (1999) relatou que, para que ocorra adequada polimerização, o espectro de luz emitido pelo aparelho fotoativador deve ser compatível com o espectro necessário para fotoativar a resina utilizada. O autor também define um cálculo para a energia total liberada na polimerização, no qual multiplica-se a intensidade de luz da unidade fotoativadora (em mW/cm^2) pela duração do tempo de exposição (em segundos). Dessa forma, qualquer combinação de tempo de exposição e intensidade de luz que revelem o mesmo resultado deve propiciar a mesma qualidade na polimerização, ou seja, curto tempo de exposição com alta intensidade de luz pode ter a mesma densidade de energia que longo tempo de exposição com menor intensidade de luz. Nomoto, McCabe e Hirano (2004) afirmam

que a densidade de energia influencia o grau de conversão de monômero em polímero, a profundidade de polimerização e ainda as propriedades mecânicas da resina composta.

Peutzfeldt e Asmussen (2005) compararam densidade de energia, potência e tempo de exposição no grau de cura da resina e na resistência de união e observaram que, numa mesma potência, o aumento do tempo de exposição revelou aumento nos valores de resistência de união. Relataram, também, que o aumento na densidade de energia levou ao aumento no grau de cura da resina e nos valores de resistência de união.

Leinfelder (1999) afirmou que é necessária uma quantidade mínima de potência da luz para garantir uma ótima polimerização, devendo esta ser freqüentemente monitorada através de um radiômetro. Relatou ainda que, para polimerizar uma restauração de resina composta, a aplicação de irradiação de alta potência pode causar aumento do estresse gerado pela rápida contração de polimerização, podendo haver a formação de fendas. O uso de baixa potência resulta em distribuição mais uniforme dos vetores de força, e em um maior potencial para adaptação marginal.

Klocke *et al.* (2002) relataram que esse aumento na contração da polimerização da resina, em virtude da alta intensidade de irradiação em curto período de tempo, torna-se importante nos procedimentos de restauração, pois podem levar ao aumento na formação de fendas, acarretando prejuízo para o selamento da restauração. Entretanto, na colagem de bráquetes ortodônticos, a camada de resina é muito delgada, e o aumento na contração da resina não é considerado um fator crítico. Oesterle, Newman e Shellhart (2001) também relataram que a contração imediata da resina, devido a alta irradiação em período muito curto de exposição não traz prejuízos, devido à camada muito fina de resina entre o esmalte e o bráquete. Evidenciaram, também, que, geralmente, há excesso de resina nas margens do bráquete, que pode absorver um pouco dessa contração, e essa provavelmente aproximaria o bráquete do dente, o que é possivelmente uma vantagem.

Resinas compostas fotopolimerizadas por LEDs apresentam as mesmas propriedades físicas das resinas fotoativadas por lâmpadas halógenas (MILLS, JANDT e ASHWORTH, 1999). Todavia, foi demonstrado que, com a primeira geração dos aparelhos LEDs, o tempo de presa da resina teria que ser aumentado

para a obtenção de propriedades mecânicas também equivalentes (SWANSON *et al.*, 2004).

Thind, Stirrups e Lloyd (2006) compararam a fotopolimerização de uma mesma resina ortodôntica com diferentes fontes de luz - halógena, arco de plasma e LED - em dentes humanos. Os resultados obtidos não evidenciaram diferenças estatisticamente significativas na resistência à descolagem e uma adesividade satisfatória nos três grupos testados. Contudo, os aparelhos fotoativadores LED e arco de plasma apresentaram menor tempo de trabalho e, com isso, reduziram os riscos de contaminação por saliva e conseqüentes falhas na adesão bráquete-esmalte.

Um estudo *in vivo* de Manzo, Liistro e De Clerck (2004) também comparou a polimerização de uma mesma resina com lâmpada arco de plasma e halógena e não encontrou diferenças estatisticamente significativas entre os dois métodos testados. Ambos mostraram o mesmo índice de falhas, porém houve significativamente mais falhas nos bráquetes colados em dentes posteriores que nos anteriores, polimerizados com QTH, e não houve diferença entre os polimerizados por PAC. Este resultado, possivelmente, foi influenciado pela maior dificuldade para o posicionamento da ponteira do fotopolimerizador e acesso para a colagem na região posterior, maior risco de contaminação e maior ação de forças mastigatórias.

Pandis, Strigou e Eliades (2007) testaram, *in vivo*, o índice de falhas na colagem de bráquetes com o uso de fotopolimerizadores LED e PAC, ambos com intensidade de luz de aproximadamente 2000mW/cm², durante nove segundos de exposição em cada bráquete. Um total de 494 bráquetes foram colados em vinte e cinco pacientes, e mantidos sob ação de forças ortodônticas por um período de 13 a 18 meses. Os resultados indicaram um total de 2,8% de descolagens nos bráquetes fotopolimerizados por arco de plasma e 6,7% nos fotopolimerizados por LED, o que indica 2,5 vezes mais descolagens com o uso do LED. Também foram encontradas 150% mais falhas nos dentes da arcada inferior que na superior, embora não houvesse diferença entre dentes anteriores e posteriores.

Alterações no tempo de exposição a diferentes fontes de luz, e na distância do ponto de aplicação da luz à resina são bastante relatadas na literatura. Oesterle, Newman e Shellhart (2001) visaram testar a eficácia de uma luz xênon e uma halógena, na produção efetiva da resistência de união em bráquetes metálicos com três diferentes materiais de colagem ortodôntica. Os materiais de colagem foram

expostos à luz halógena por 40 segundos, e os à luz xênon por 3, 6 e 9 segundos. Os resultados mostraram maior resistência de união com tempos mais longos de exposição. Os autores ainda sugeriram o direcionamento da ponteira do arco de plasma em mais de um local durante o tempo de exposição, gerando, dessa maneira, melhor distribuição da luz na base do bráquete.

Um estudo *in vitro* de Swanson *et al.* (2004) não encontrou diferença estatisticamente significativa na resistência de união ao cisalhamento entre bráquetes polimerizados com LED por 10, 20 e 40 segundos, e todos os resultados indicaram resistência de união maior que 8MPa.

Mezzomo (2007) comparou a resistência de união ao cisalhamento de bráquetes colados quando expostos à luz LED por 5, 10 e 15 segundos, e à luz halógena, por 10, 20 e 30 segundos. Para isso, realizou a colagem de bráquetes em 126 dentes pré-molares humanos com sistema adesivo Transbond™ XT®. Os corpos-de-prova foram submetidos à tensão de cisalhamento em máquina de ensaio universal, à velocidade de 1mm/min. Os resultados mostraram maior média de resistência de união no grupo fotoativado por LED durante 15s (25,24MPa), embora este grupo não tenha se diferenciado estatisticamente dos grupos fotoativados por QTH durante 20s (23,61MPa) e 30s (21,33MPa). Entretanto, mesmo os grupos que tiveram as menores médias de resistência de união apresentaram valores adequados para uso clínico.

Yu *et al.* (2007) testaram a resistência de união ao cisalhamento de bráquetes fotopolimerizados por LED (1000mW/cm²) e PAC (1898mW/cm²), ambos nos tempos de exposição de 4, 6 e 8 segundos. Os resultados mostraram que os valores obtidos com o LED aumentaram, estatisticamente, com o aumento do tempo de exposição; sendo que a resistência de união foi considerada compatível com o tratamento ortodôntico somente quando exposto a 8 segundos de irradiação (8,95MPa). Já a resistência de união dos bráquetes fotoativados com PAC não mostrou diferenças estatisticamente significativas entre si, sendo que o menor tempo de exposição de 4 segundos (8,94MPa) mostrou ser apropriado para uso clínico. O estudo observou, ainda, que 4 segundos de exposição com PAC e 8 segundos com LED equivalem à resistência de união de 40 segundos de exposição com lâmpada halógena.

Cacciafesta *et al.* (2005) e Sfondrini *et al.* (2006) compararam a resistência de união com diferentes distâncias (0mm, 3mm e 6mm) entre a ponta do aparelho

fotopolimerizador e a resina, que poderia ser um fator influente na quantidade e qualidade da polimerização. Com distâncias de 0mm, os três fotopolimerizadores (QTH, LED e PAC) não mostraram diferenças estatisticamente significativas em testes de cisalhamento. A resistência de união também não diferiu, estatisticamente, com a aplicação de luz halógena em diferentes distâncias. Entretanto, usando a luz LED, o aumento da distância produziu diminuição na resistência, enquanto usando a luz xênon, o mesmo aumento da distância causou aumento na resistência de união. Os autores concluíram que, embora a potência da luz das três unidades fotoativadoras diminua com o aumento da distância, essa diminuição foi muito mais significativa no aparelho LED (potência da luz teve 58% e 75% de diminuição nas distâncias de 3mm e 6mm, respectivamente) que no aparelho PAC (potência da luz mostrou 11% e 21% de diminuição nas distâncias de 3mm e 6mm, respectivamente), o que pode ter contribuído para estes resultados.

Recentes estudos indicam o PAC como uma alternativa vantajosa ao QTH. Mesmo que a resistência de união da resina fotopolimerizada com arco de plasma forneça valores significativamente menores que as fotoativadas por luz halógena, eles mostraram ser clinicamente aceitáveis (SFONDRINI, CACCIAFESTA e KLERSY, 2002). Já outros estudos mostraram que o PAC fornece resultados de união semelhantes ao QTH, com significativa diminuição no tempo de exposição à luz (ISHIKAWA *et al.*, 2001; OESTERLE, NEWMAN e SHELLHART, 2001; PETTEMERIDES, IRELAND e SHERRIFF, 2001; SFONDRINI *et al.*, 2001).

Klocke *et al.* (2002) recomendaram dois ciclos de 3 segundos na colagem de bráquetes metálicos fotopolimerizados por arco de plasma. O estudo sugeriu ainda que, apenas 2 segundos de fotopolimerização seriam suficientes para produzir valores de resistência de união clinicamente aceitáveis na colagem de bráquetes em dentes anteriores, sendo que 6 segundos seriam adequados para a colagem na região de dentes posteriores.

Petteimerides, Ireland e Sherriff (2001) demonstraram, em seu experimento *in vitro*, que compósitos fotopolimerizados com arco de plasma (Apollo[®] 95E) por 1 e 2 segundos produziram redução significativa na força de descolagem, comparada com lâmpada halógena (Ortholux[™] XT) por 20 segundos. A resistência de união à descolagem encontrada com lâmpada halógena por 20 segundos representou equivalência estatística a 3 segundos com arco de plasma. Todavia, sugeriram que 2 segundos de ativação já são suficientes para a polimerização satisfatória da resina

composta. Em 2004, Petteimerides, Sherriff e Ireland realizaram outro experimento, porém *in vivo*, por um período de seis meses, e observaram a mesma proporção de falhas na colagem na resina composta fotoativada por PAC durante 3 segundos a por QTH durante 20 segundos.

3. PROPOSIÇÃO

O objetivo geral deste estudo foi verificar a resistência de união à colagem de uma resina ortodôntica fotopolimerizada por LED e por PAC, mediante diferentes tempos de exposição.

Os objetivos específicos foram:

1. Comparar a resistência de união ao cisalhamento promovida pela resina para colagem ortodôntica TransbondTM XT[®], fotoativada por LED e por PAC, nos tempos predeterminados (LED cinco, dez e quinze segundos / PAC três, seis e nove segundos);
2. Avaliar o padrão de descolagem (índice de adesivo remanescente - IAR) dos bráquetes metálicos, quando empregadas as fontes luminosas LED e PAC.

4. METODOLOGIA

4.1 Seleção da Amostra

Um total de 90 incisivos decíduos bovinos foram extraídos e mantidos congelados no tempo máximo de três meses, até o início da fase experimental. O critério de seleção dos dentes incluiu esmalte dentário intacto, sem a presença de cáries, fraturas ou trincas visíveis a olho nu.

4.2 Confeção dos Corpos-de-prova

Para a obtenção dos corpos-de-prova, os dentes foram seccionados na altura do colo dentário, sendo utilizadas apenas as coroas (Figura 1 e Figura 2, página 43). O remanescente de polpa dentária da coroa foi removido com uso de uma sonda exploradora³.



Figura 1 – Secção da raiz dentária com disco de *carborundum*⁴ em baixa rotação.

³ Sonda exploradora nº 47, ref. 12117, Duflex, SS White, Rio de Janeiro, BR.

⁴ Disco de separação de corte duplo, ref. 223, Dentorium, Nova Iorque, EUA.



Figura 2 – Dente seccionado na altura do colo dentário.

A seguir, foram realizadas retenções nas faces proximais das coroas, com disco de *carborundum* em baixa rotação. Este procedimento permitiu que, no momento da inclusão, a resina acrílica penetrasse nessas retenções, evitando o deslocamento do dente no momento dos testes mecânicos (Figura 3).



Figura 3 – Vista cérvico-incisal da coroa dentária, evidenciando as retenções em suas faces proximais.

Sobre uma placa de vidro foram posicionados recortes retangulares de lâminas de cera nº 7⁵, nos quais foram realizadas aberturas que se aproximassem ao tamanho da face vestibular da coroa dos dentes, com um esculpidor Lecron⁶ (Figura 4).

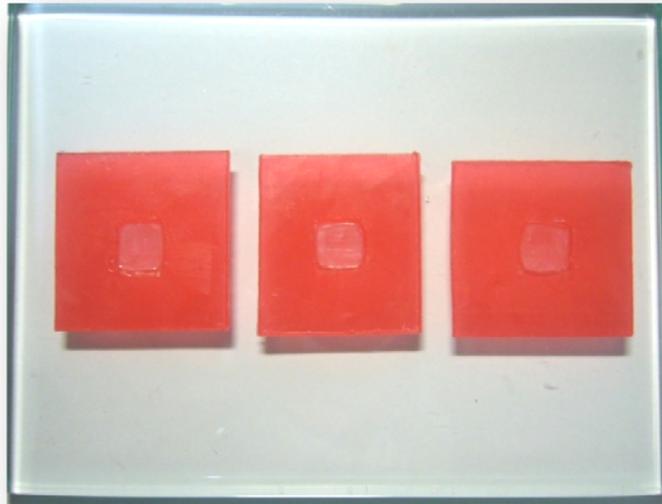


Figura 4 - Aberturas na cera nº 7, sobre uma placa de vidro.

As coroas foram posicionadas no interior das aberturas nas lâminas de cera, com a face vestibular contra a placa de vidro, para permitir que a maior parte da superfície plana de esmalte ficasse paralela ao solo e perpendicular às paredes laterais do anel. Nesta posição, as coroas foram fixadas plastificando as bordas da cera nº 7 ao redor dos dentes, com uma espátula de cera⁷ aquecida (Figura 5, página 45).

⁵ Cera rosa nº 7, ref. 2009, Horus, Rio de Janeiro, BR.

⁶ Esculpidor Lecron nº 5, ref. 11350, Duflex, SS White, Rio de Janeiro, BR.

⁷ Espátula de cera dupla nº 7, ref. 11405, Duflex, SS White, Rio de Janeiro, BR.



Figura 5 – Coroas dentárias posicionadas com a face vestibular contra a placa de vidro, no interior das aberturas na cera nº 7.

Após, anéis padronizados de PVC⁸, com 20mm de diâmetro interno e de altura, foram posicionados de forma a envolver toda a coroa dos dentes (Figura 6).



Figura 6 – Anel de PVC posicionado sobre a lâmina de cera.

⁸ Tubo de PVC, Tigre[®], Santa Catarina, BR.

Estes anéis foram fixados na posição adequada com cera plastificada, de modo a estabelecer um perfeito vedamento. Imediatamente após, resina acrílica autopolimerizável⁹ foi vertida sobre os mesmos (Figura 7).

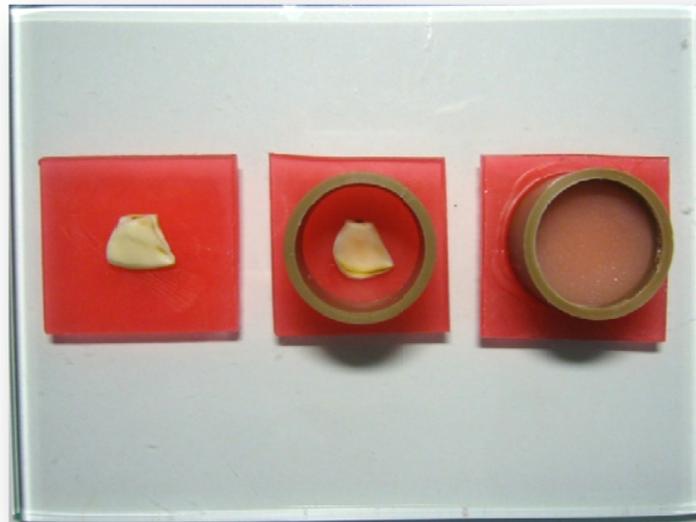


Figura 7 – Etapas da inclusão até os anéis de PVC serem preenchidos com resina acrílica autopolimerizável.

Após a presa da resina acrílica, os conjuntos dente/resina acrílica foram lavados com pressão de vapor d'água¹⁰ para remoção de toda a cera oriunda do processo de inclusão (Figura 8). Logo após, foram armazenados sob imersão em água destilada, à temperatura ambiente, em um recipiente plástico vedado, até o momento da colagem do acessório.



Figura 8 – Porção dentária incluída em resina acrílica.

⁹ Resina acrílica autopolimerizável rosa (pó + líquido), JET, São Paulo, BR.

¹⁰ Aquaclean 3[®], Degussa Dental, HOL.

A área de colagem do bráquete foi determinada clinicamente, por inspeção, na porção mais plana da superfície vestibular da coroa dentária, o mais próximo a seu centro.

As superfícies de esmalte foram preparadas para a colagem dos bráquetes, seguindo-se os passos descritos a seguir:

1) Profilaxia – Com taça de borracha¹¹, em baixa rotação, utilizando pedrapomes¹² e água, durante 10 segundos;

2) Lavagem – Com água destilada por 10 segundos, proveniente da seringa tríplice;

3) Secagem – Com jato de ar da seringa tríplice, isento de água e óleo, por 10 segundos, a uma distância de 5cm;

4) Condicionamento ácido – Com ácido fosfórico a 37%¹³, durante 15 segundos e, posteriormente, lavados com água destilada por 10 segundos, e secados com jato de ar por 10 segundos, provenientes da seringa tríplice;

5) Aplicação do adesivo do TransbondTM XT^{®14} (Figura 9, página 48) sobre o esmalte condicionado;

6) Aplicação da resina composta TransbondTM XT[®] (Figura 9, página 48) na base do bráquete e posicionamento do mesmo sobre o dente com pinça de apreensão¹⁵, com pressão manual suficiente para o escoamento do excesso de material nas margens do bráquete. Em seguida, realizou-se a remoção dos excessos com sonda exploradora¹⁶;

7) Fotoativação do adesivo e da resina composta – Os corpos-de-prova foram aleatoriamente divididos em seis grupos (n=15), conforme o tipo de fonte luminosa e o tempo de exposição determinados na distribuição da amostra (Tabela 1, página 50).

¹¹ Taça de borracha, KG Sorensen, São Paulo, BR.

¹² Pedra-pomes extra-fina, SS White, Rio de Janeiro, BR.

¹³ Ácido fosfórico a 37%, Acid Gel, Villevie, Santa Catarina, BR.

¹⁴ Sistema adesivo TransbondTM XT[®], ref. 712-035, 3M Unitek, Califórnia, EUA.

¹⁵ Pinça de apreensão Ortoply[®], Pensilvânia, EUA.

¹⁶ Sonda exploradora nº 47, ref. 12117, Duflex, SS White, Rio de Janeiro, BR.



Figura 9 – Sistema adesivo fotopolimerizável Transbond™ XT®.

Cada um dos 90 dentes utilizados na amostra foi colado com um bráquete de aço inoxidável para incisivos inferiores¹⁷, pelo mesmo operador. A base do bráquete utilizado caracteriza-se por apresentar malha simples e nenhum tratamento foi realizado sobre a mesma. A área da superfície da base do bráquete, medida com paquímetro digital, foi de 10,47mm².

4.3 Caracterização das Fontes Luminosas e Distribuição da Amostra

As duas fontes luminosas utilizadas neste estudo foram o LED (Ortholux™ LED Curing Light, 3M Unitek, EUA) e o PAC (Apollo® 95E, DenMed Technologies, EUA) (Figuras 10 e 11, página 49), e suas características estão detalhadas na Tabela 2 (página 51).

¹⁷ Bráquete metálico Edgewise, ref. 10.30.205, Morelli®, São Paulo, BR.



Figura 10 - Aparelho fotopolimerizador por LED.



Figura 11 - Aparelho fotopolimerizador por PAC.

Tabela 1 - Divisão dos grupos.

| Grupo | Fonte de Luz | Tempo de Exposição |
|---------------|----------------------------|---------------------------|
| LED 5 | Ortholux™ LED Curing Light | 5 segundos |
| LED 10 | Ortholux™ LED Curing Light | 10 segundos |
| LED 15 | Ortholux™ LED Curing Light | 15 segundos |
| PAC 3 | Apollo® 95E | 3 segundos |
| PAC 6 | Apollo® 95E | 6 segundos |
| PAC 9 | Apollo® 95E | 9 segundos |

Os bráquetes colados nos Grupos LED 5, LED 10 e LED 15 foram fotoativados pelo aparelho LED, com tempos de exposição de 5, 10 e 15 segundos, respectivamente. A luz foi posicionada somente em direção à incisal do dente no tempo de 5 segundos; em direção às faces mesial e distal do dente, por 5 segundos cada, no tempo de 10 segundos e em direção às faces mesial, distal e incisal do dente, por 5 segundos cada, no tempo de 15 segundos.

Nos Grupos PAC 3, PAC 6 e PAC 9 os bráquetes foram fotoativados pelo aparelho PAC, com tempos de exposição de 3, 6 e 9 segundos, respectivamente. A luz foi posicionada somente em direção à incisal do dente no tempo de 3 segundos; em direção às faces mesial e distal do dente, por 3 segundos cada, no tempo de 6 segundos e em direção às faces mesial, distal e incisal do dente, por 3 segundos cada, no tempo de 9 segundos.

Os procedimentos de fotoativação, tanto por LED, quanto por PAC, foram realizados mantendo-se a ponta da fibra óptica do aparelho fotopolimerizador o mais próxima do bráquete, sem deslocá-lo, formando com a face vestibular do dente um ângulo de, aproximadamente, 45° (Figura 12, página 51).

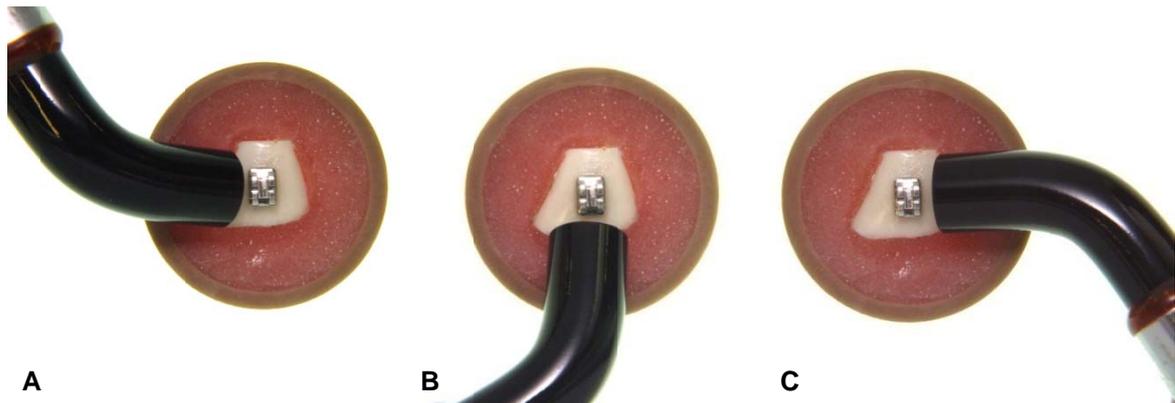


Figura 12 – Posicionamento da fibra óptica do aparelho fotopolimerizador em direção às faces mesial (A), incisal (B) e distal (C) do dente, durante a colagem dos bráquetes.

A intensidade da luz emitida pelo LED e pelo PAC foi avaliada, inicialmente, em cada grupo, através de um radiômetro específico^{18,19} para cada tipo de fonte luminosa (Figura 13, página 52). A Tabela 2 mostra a média dos resultados encontrados nas aferições com cada aparelho.

Tabela 2 – Características dos fotoativadores utilizados.

| Aparelho | Tipo | Comprimento de onda (nm) | Intensidade de luz (mW/cm²) | Diâmetro da ponteira (mm) | Fabricante |
|---|-------------|---------------------------------|---|----------------------------------|---------------------------------|
| <i>Ortholux™ LED Curing Light</i> | LED | 430 – 480* | 800 | 8 | 3M Unitek® - EUA |
| <i>Apollo® 95E</i> | PAC | 460 – 490* | 1800 | 8 | DenMed Technologies - EUA |

*Conforme especificações dos fabricantes.

¹⁸ Radiômetro analógico específico para LED, Demetron - Kerr, Califórnia, EUA.

¹⁹ Radiômetro analógico específico para PAC, Litex™, Dentamerica®, Califórnia, EUA.

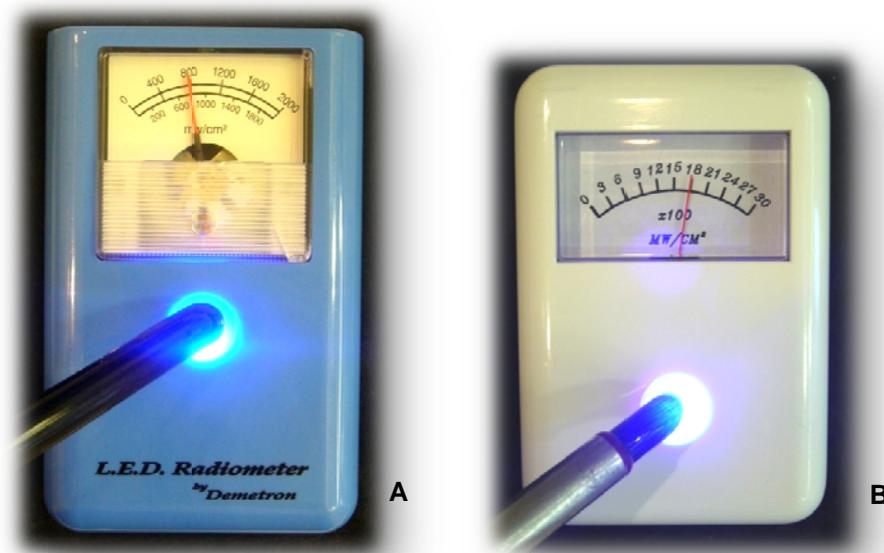


Figura 13 – Radiômetros utilizados nas aferições dos fotopolimerizadores LED (A) e PAC (B).

4.4 Armazenamento

Após a colagem dos bráquetes, os corpos-de-prova foram armazenados em recipiente fechado, imersos em água destilada, em estufa regulada a 37°C, por 24 horas.

4.5 Ensaio Mecânico

Os corpos-de-prova foram testados em máquina de ensaio mecânico²⁰ (Figura 14, página 53), sendo empregada a velocidade de 0,5mm/minuto. A máquina de ensaio estava conectada a um computador equipado com o *software* Mtest[®], sendo os valores de resistência de união registrados a partir da força máxima. Os valores da força máxima de descolagem foram obtidos em quilogramas-força (kgf),

²⁰ Emic DL2000[®], São José dos Pinhais, Paraná, BR.

convertidos para Newtons (N), e divididos pela área da base do bráquete (10,47mm²), para a obtenção de valores de resistência de união em megapascal (MPa) (1MPa = 1N/mm²).



Figura 14 – Máquina de ensaio mecânico Emic DL2000[®].

Foi utilizada uma alça de fio de aço inoxidável secção redonda de 0,018” de diâmetro²¹, posicionada de forma a segurar as aletas do bráquete voltadas à porção incisal do dente, paralelo à direção da força. As pontas do fio foram soldadas com solda de prata²² e encaixadas na parte superior da máquina de testes para descolagem do acessório (Figura 15, página 54).

²¹ Fio de aço inoxidável secção redonda .018”, ref. 211-180, 3M Unitek[®], Califórnia, EUA.

²² Solda de prata, ref. 35.30.010, Morelli[®], São Paulo, BR.

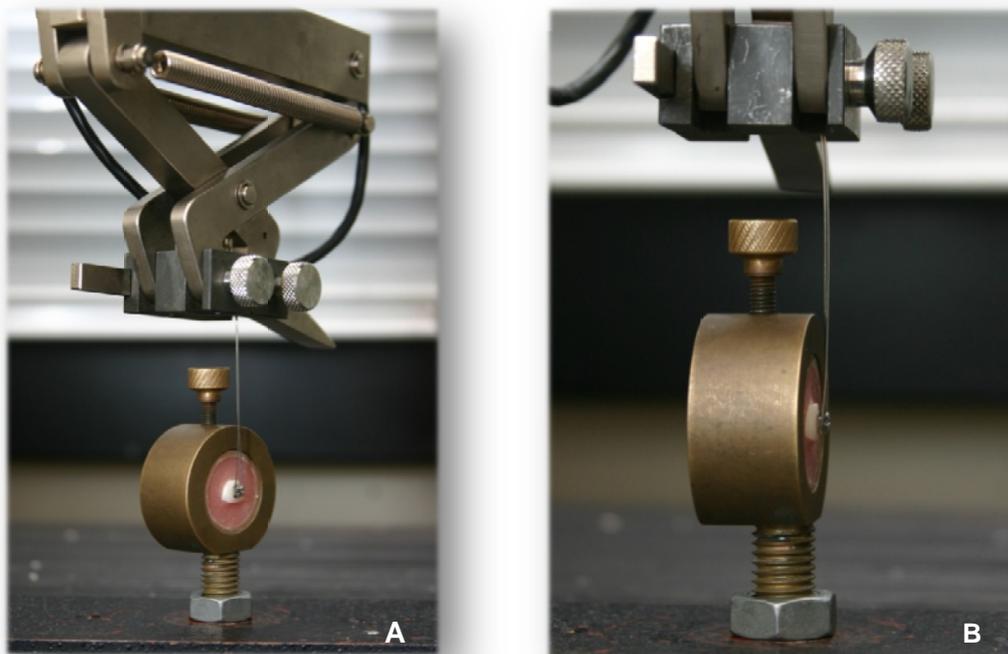


Figura 15 – Corpo-de-prova posicionado na máquina de testes (A e B).

4.6 Análise do Índice de Adesivo Remanescente

Após o ensaio mecânico, os corpos-de-prova foram submetidos a uma avaliação sob lupa estereoscópica com aumento de 10 vezes, por um único examinador calibrado, para avaliação do índice de adesivo remanescente (IAR). O IAR foi realizado de acordo com os critérios de classificação de Årtun e Bergland (1984) (Tabela 3). A resina em excesso fora da base do bráquete não foi considerada.

Tabela 3 – Índice adesivo remanescente idealizado por Årtun e Bergland (1984).

| | |
|-----------------|---|
| Score 0: | Nenhuma quantidade de resina composta aderida ao esmalte |
| Score 1: | Menos da metade da resina composta aderida ao esmalte |
| Score 2: | Mais da metade da resina composta aderida ao esmalte |
| Score 3: | Toda a resina composta aderida ao esmalte, deixando à mostra a impressão da malha do bráquete |

Como complementação, uma amostra representativa de cada índice obtido foi examinada em microscópio eletrônico de varredura²³, com aumento de 40 vezes. As amostras foram removidas do tubo de PVC e posicionadas em *stubs*²⁴, por meio de fita dupla face de carbono, e mantidas em dessecador à vácuo para remoção da umidade por sete dias. Após, foram metalizadas²⁵ pelo método de *sputtering* com uma camada de aproximadamente 3nm de ouro (Au) e levadas para observação.

4.7 Análise Estatística

Os resultados obtidos com o teste de resistência ao cisalhamento e avaliação do índice de adesivo remanescente foram analisados através do *software* estatístico SPSS 10.0 – pacote estatístico para as ciências sociais²⁶. Os resultados foram considerados significativos em nível de significância máximo de 5%.

Para a verificação da normalidade e homogeneidade dos dados referentes ao ensaio mecânico foi utilizado o teste não-paramétrico *Kolmogorov-Smirnov*.

Com o objetivo de comparar os grupos entre si foram realizados os testes estatísticos Análise de Variância (ANOVA) e o teste de comparações múltiplas de *Tukey*.

Para o IAR utilizou-se o teste não paramétrico de *Kruskal-Wallis*.

²³ Microscópio eletrônico de varredura FEI Philips® XL30, Holanda.

²⁴ Suporte de alumínio porta-amostra para microscópio eletrônico de varredura.

²⁵ Metalizadora Balzers Bal-Tec SCD 005, Suíça.

²⁶ SPSS 10.0 for Windows™, Microsoft Co., EUA.

5. RESULTADOS

As Tabelas 4 e 5, e o Gráfico 1 (página 58) apresentam a análise estatística dos valores médios de resistência de união para os seis grupos avaliados.

Tabela 4 - Análise de Variância (ANOVA).

| <i>Fontes de Variação</i> | <i>Soma de Quadrados</i> | <i>gl</i> | <i>Quadrado Médio</i> | <i>f</i> | <i>p</i> |
|---------------------------|--------------------------|-----------|-----------------------|----------|----------|
| Entre os grupos | 728,931 | 5 | 145,786 | 16.54 | ,000 |
| Dentro dos grupos | 740,505 | 84 | 8,816 | | |
| Total | 1469,436 | 89 | | | |

Fonte: Dados da pesquisa, FOPUCRS, 2007.

Tabela 5 – Comparação dos valores de resistência de união (MPa) obtidos nos seis grupos.

| <i>Grupo</i> | <i>n</i> | <i>Média (MPa)*</i> | <i>Desvio-padrão</i> | <i>IC 95%**</i> | <i>Coefficiente de Variação (%)</i> |
|--------------|----------|---------------------|----------------------|-----------------|-------------------------------------|
| LED 15 | 15 | 16,68 ^A | 4,44 | [14,23 a 19,14] | 26,60 |
| LED 10 | 15 | 14,76 ^{AB} | 2,43 | [13,41 a 16,10] | 16,47 |
| LED 5 | 15 | 13,92 ^{AB} | 2,97 | [12,27 a 15,57] | 21,36 |
| PAC 9 | 15 | 12,66 ^{BC} | 2,51 | [11,27 a 14,05] | 19,80 |
| PAC 6 | 15 | 9,96 ^{CD} | 2,53 | [8,56 a 11,35] | 25,37 |
| PAC 3 | 15 | 8,29 ^D | 2,41 | [6,96 a 9,62] | 29,03 |

*Médias seguidas de mesma letra não diferem entre si pelo teste de Tukey ao nível de significância de 5%.

**Intervalo 95% de confiança para a média.

Fonte: Dados da pesquisa, FOPUCRS, 2007.

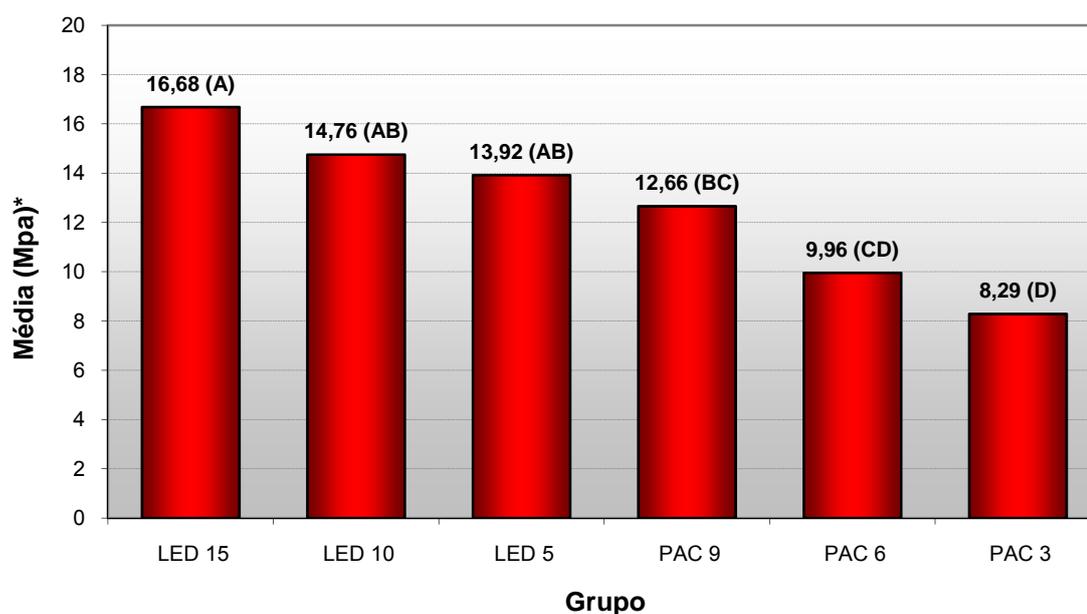


Gráfico 1 – Resultados da comparação entre os grupos.

*Médias seguidas de mesma letra não diferem entre si pelo teste de Tukey ao nível de significância de 5%.

Fonte: Dados da pesquisa, FOPUCRS, 2007.

Através dos resultados do teste Análise de Variância verificou-se que existe diferença significativa entre os grupos estudados ($p < 0,001$).

Por meio dos resultados do teste de comparações múltiplas de *Tukey*, observa-se que o grupo LED 15 (16,68MPa) apresentou maior média de resistência de união, não mostrando diferença estatisticamente significativa quando comparado aos grupos LED 10 (14,76MPa) e LED 5 (13,92MPa); seguido pelos grupos LED 10 e LED 5, que não diferiram estatisticamente do grupo PAC 9 (12,66MPa). A seguir, encontra-se o grupo PAC 9, que não diferiu estatisticamente do grupo PAC 6 (9,96MPa). Por fim, a menor média de resistência de união foi obtida com o grupo PAC 3 (8,29MPa), embora este grupo não tenha se diferenciado estatisticamente do grupo PAC 6.

A Tabela 6 (página 59) e os Gráficos 2 e 3 (página 60) apresentam a freqüência e distribuição do índice de adesivo remanescente (IAR) dos seis grupos testados. Através dos resultados do teste *Kruskal-Wallis* verificou-se que não existe

diferença significativa para os escores IAR entre os grupos estudados (estatística do teste=0,763; p=0,979).

Tabela 6 - Comparação dos escores IAR entre os grupos.

| Grupo | Índice Adesivo Remanescente | | | | Total |
|---------------|------------------------------------|-----------------|-----------------|-----------------|----------------|
| | Escore 0 | Escore 1 | Escore 2 | Escore 3 | |
| LED 5 | 0 (,0%) | 1 (6,7%) | 4 (26,7%) | 10 (66,7%) | 15 (100,0%) |
| LED 10 | 0 (,0%) | 0 (,0%) | 5 (33,3%) | 10 (66,7%) | 15 (100,0%) |
| LED 15 | 0 (,0%) | 1 (6,7%) | 4 (26,7%) | 10 (66,7%) | 15 (100,0%) |
| PAC 3 | 0 (,0%) | 0 (,0%) | 6 (40,0%) | 9 (60,0%) | 15 (100,0%) |
| PAC 6 | 0 (,0%) | 0 (,0%) | 4 (26,7%) | 11 (73,3%) | 15 (100,0%) |
| PAC 9 | 0 (,0%) | 0 (,0%) | 6 (40,0%) | 9 (60,0%) | 15 (100,0%) |
| Total | 0 (,0%) | 2 (2,2%) | 29 (32,2%) | 59 (65,6%) | 90 (100,0%) |

Fonte: Dados da pesquisa, FOPUCRS, 2007.

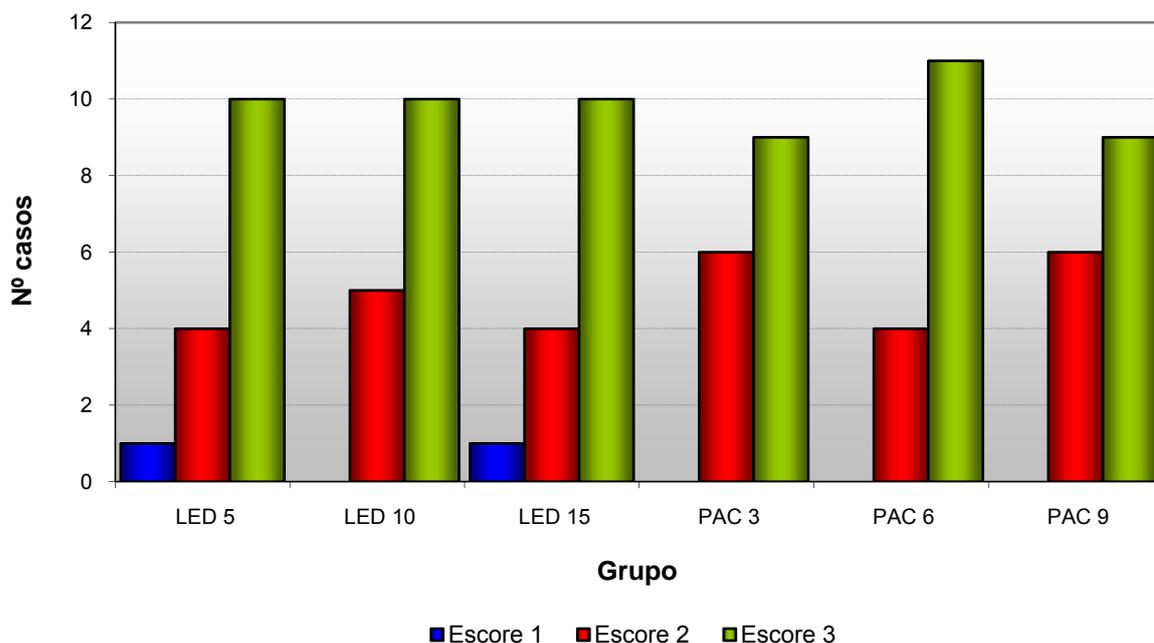


Gráfico 2 – Distribuição dos escores do IAR entre os grupos.

Fonte: Dados da pesquisa, FOPUCRS, 2007.

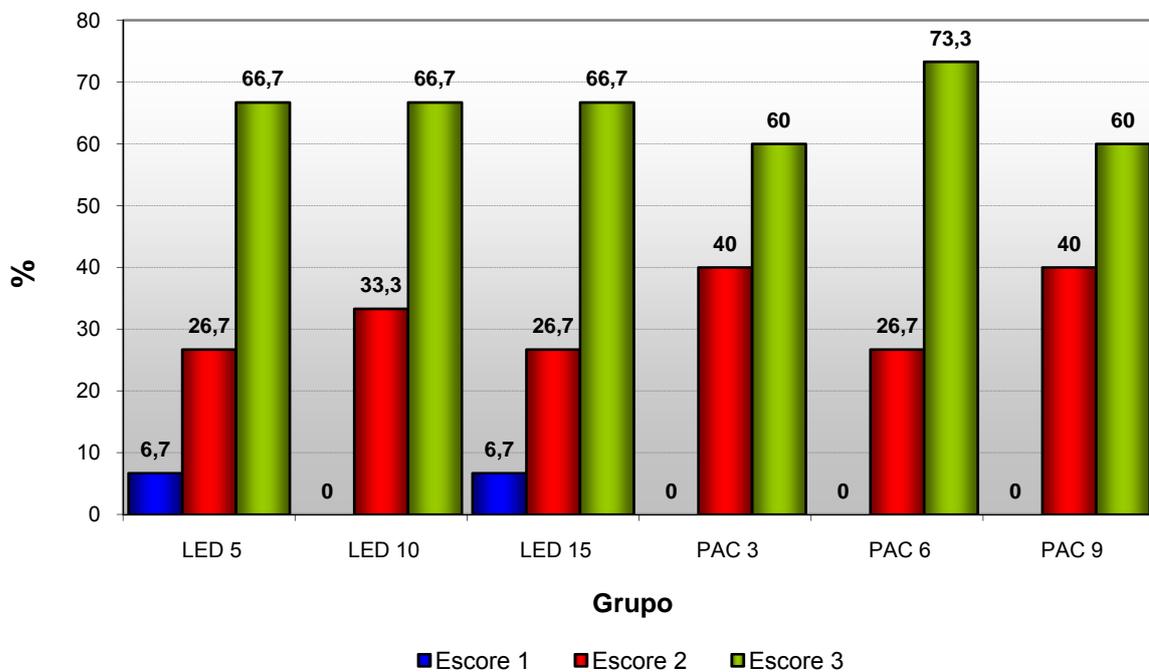


Gráfico 3 – Frequência dos escores do IAR entre os grupos.

Fonte: Dados da pesquisa, FOPUCRS, 2007.

Analisando-se os corpos-de-prova em relação ao IAR, percebe-se a predominância do índice 3 (65,6%) no padrão de descolagem em todos os grupos, ou seja, a resina composta utilizada para a colagem totalmente aderida ao esmalte; mostrando, inclusive, a impressão da malha do bráquete.

O índice 2, que representa mais da metade da resina composta aderida ao esmalte, foi observado como segunda maior frequência entre os grupos (32,2%).

Apenas em dois corpos-de-prova foram visualizados o índice 1, que representa menos da metade da resina composta aderida ao esmalte, totalizando 2,2% dos grupos.

O Gráfico 4 demonstra a distribuição dos índices de adesivo remanescente de toda a amostra. O índice zero não foi encontrado em nenhum dos corpos-de-prova testados.

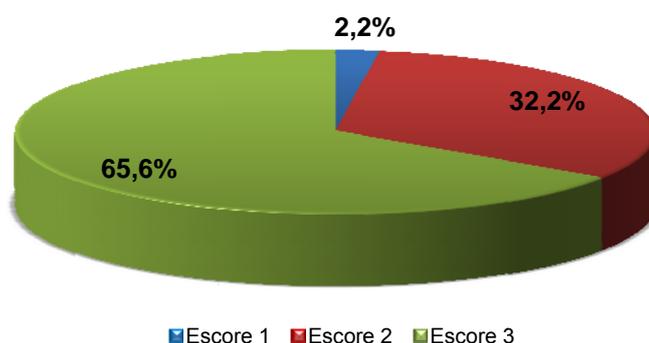


Gráfico 4 - Distribuição dos índices de adesivo remanescente de toda a amostra.

Fonte: Dados da pesquisa, FOPUCRS, 2007.

As Figuras 16, 17 e 18 (página 62) ilustram as imagens obtidas em microscópio eletrônico de varredura (MEV) dos índices de adesivo remanescente encontrados neste estudo.

Houve registro de fratura em esmalte e dentina, após a descolagem, em três corpos-de-prova, um do grupo LED 5 e dois do grupo LED 15. As Figuras 19 e 20 (páginas 63 e 64) ilustram as imagens das fraturas obtidas em MEV.

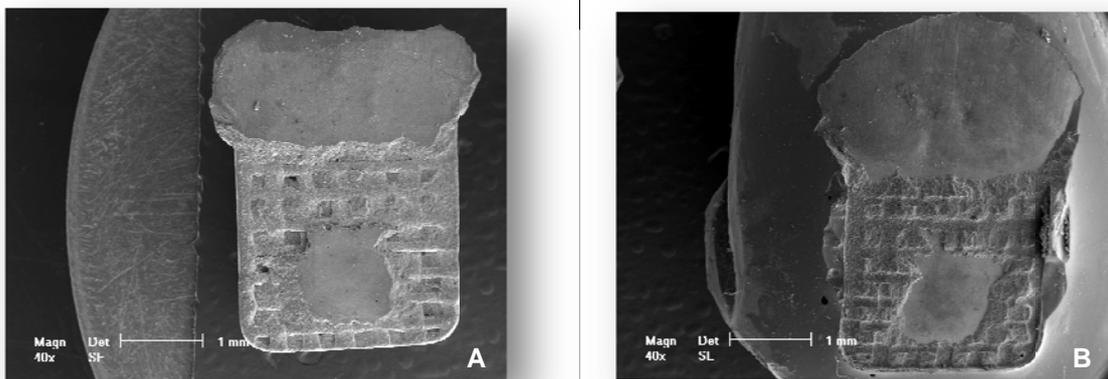


Figura 16 – Índice 1: Mais da metade da resina aderida ao bráquete (A); menos da metade da resina aderida ao esmalte (B).

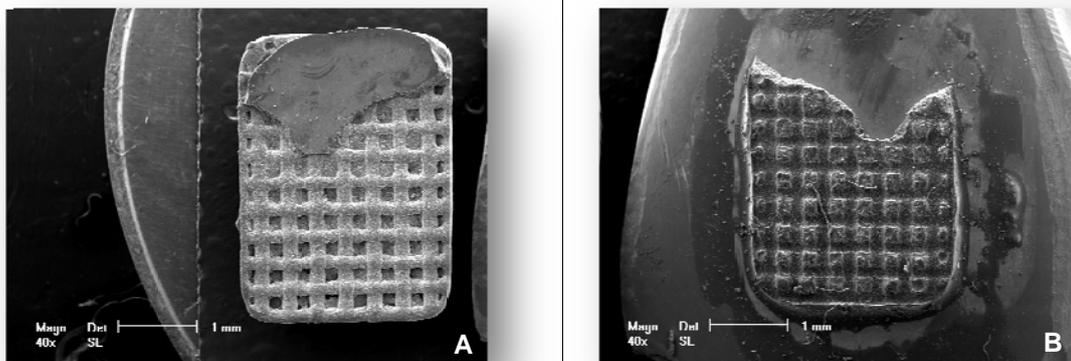


Figura 17 – Índice 2: Menos da metade da resina aderida ao bráquete (A); mais da metade da resina aderida ao esmalte (B).

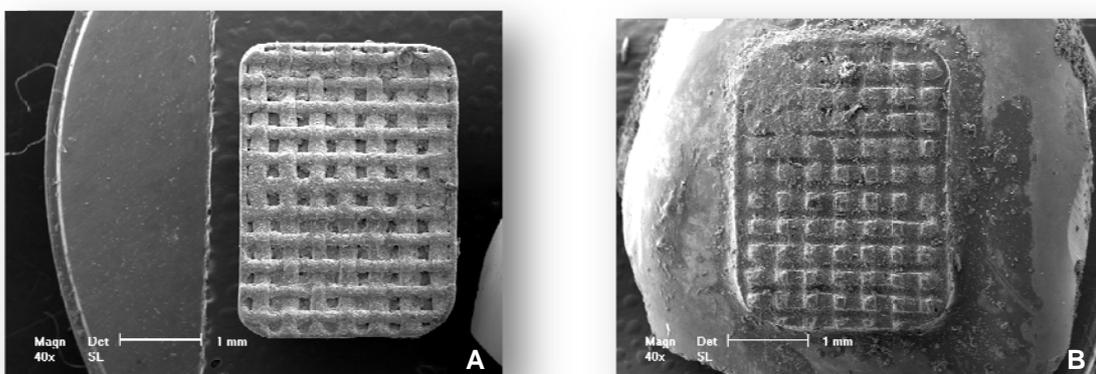


Figura 18 – Índice 3: Sem resina aderida ao bráquete (A); toda a resina aderida ao esmalte (B).

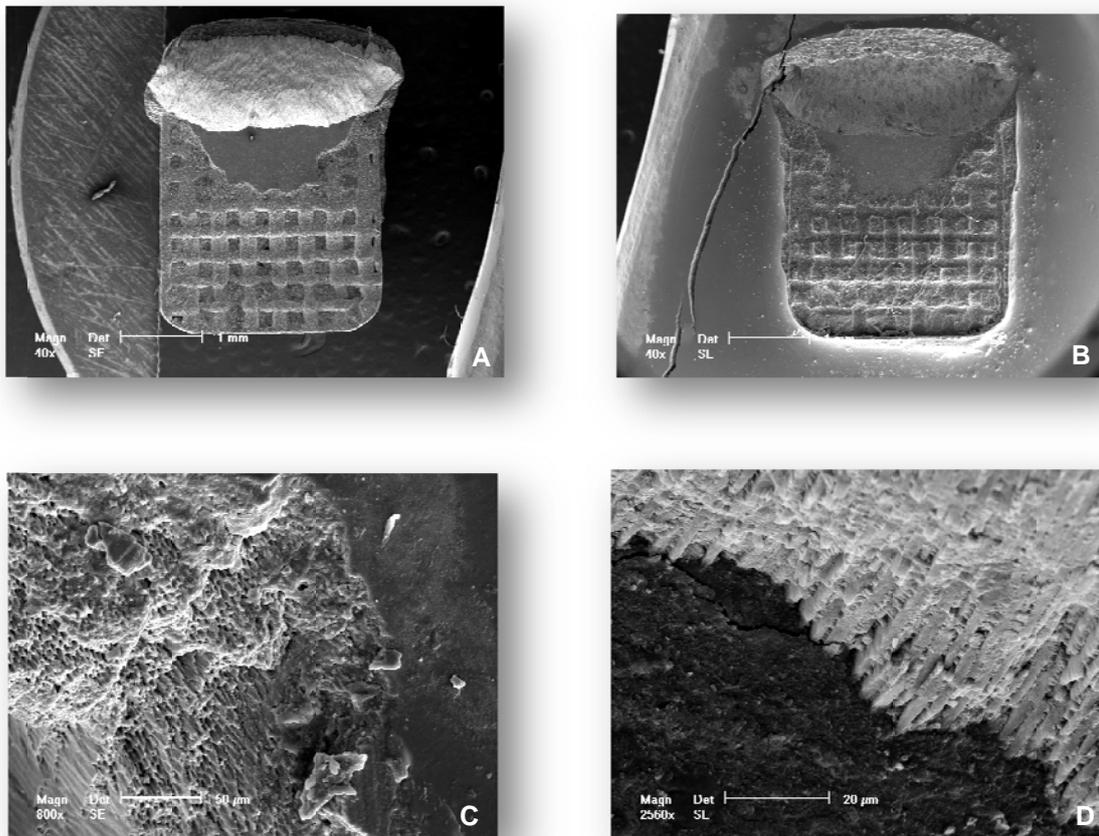


Figura 19 – Fratura dentária grupo LED 5 (índice 2): Menos da metade da resina aderida ao bráquete (A); mais da metade da resina aderida ao esmalte (B); Imagem com aumento de 800x evidenciando sinal de fratura, com esmalte, dentina e resina aderidos ao bráquete (C); Imagem com aumento de 2560x (D).

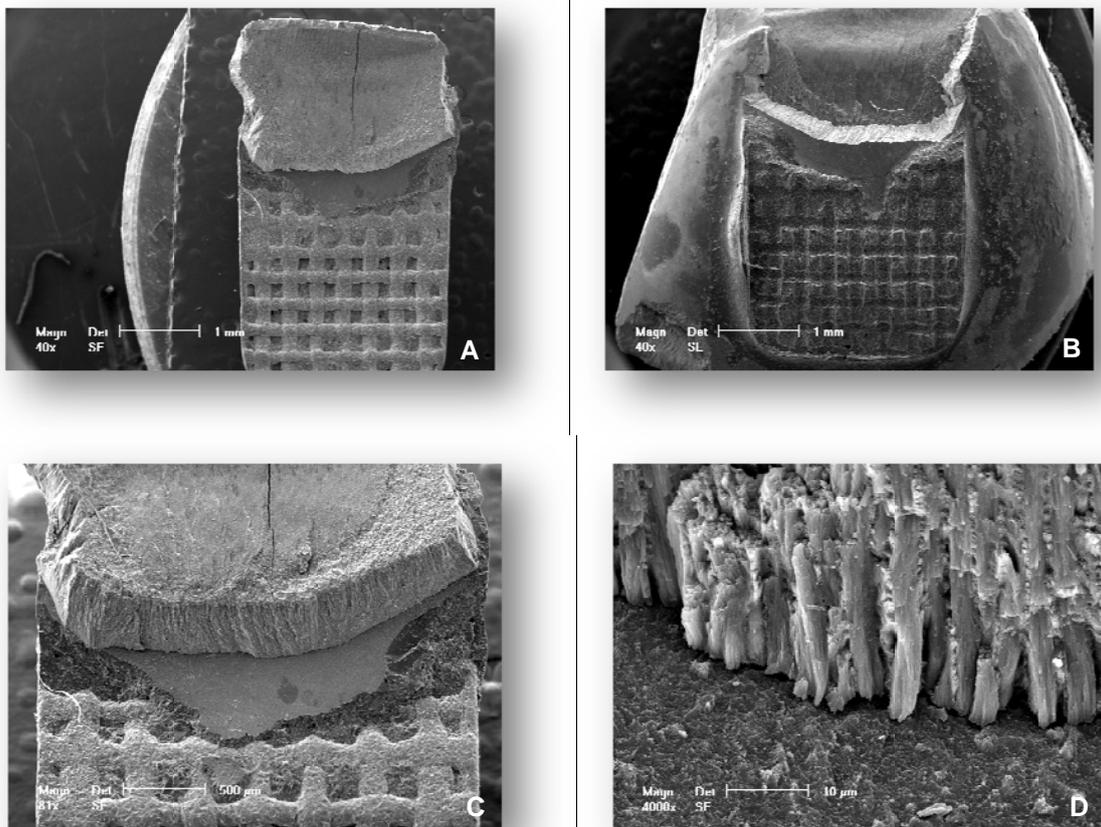


Figura 20 – Fratura dentária grupo LED 15 (índice 2): Menos da metade da resina aderida ao bráquete (A); mais da metade da resina aderida ao esmalte (B); Imagem com aumento de 81x evidenciando sinal de fratura, com esmalte, dentina e resina aderidos ao bráquete (C); Imagem com aumento de 4000x evidenciando os túbulos dentinários (D).

6. DISCUSSÃO

O intuito deste estudo *in vitro* foi avaliar, por meio do teste de resistência ao cisalhamento, a possibilidade de redução do tempo necessário para o procedimento de colagem de bráquetes ortodônticos sem perda de efetividade, através dos fotoativadores com luz emitida por diodo *Ortholux™ LED Curing Light* (3M Unitek® - EUA) e com luz de arco de plasma *Apollo® 95E* (DenMed Technologies - EUA).

Desde o surgimento da tecnologia de fotoativação por luz visível na década de 80, ainda hoje o aparelho fotoativador por lâmpada halógena (QTH) é o mais utilizado nos consultórios odontológicos. Caracteriza-se por apresentar um espectro de irradiação amplo - necessitando de filtros para a emissão do comprimento de onda da luz azul - e uma potência de luz relativamente baixa. Tais particularidades tornam necessária a fotoativação por aproximadamente 40 segundos por bráquete, o que atualmente é considerado um longo período de tempo. Outra desvantagem dessa tecnologia é a diminuição na intensidade da luz ao longo do tempo de vida útil da lâmpada, e a liberação de grande quantidade de calor em seu sistema de funcionamento (YOON *et al.*, 2002; NOMOTO, McCABE e HIRANO, 2004; OYAMA, KOMORI e NAKAHARA, 2004; SFONDRINI *et al.*, 2006; SILTA, DUNN e PETERS, 2005; STAUDT *et al.*, 2005; YU *et al.*, 2007).

O desenvolvimento da tecnologia de fotopolimerização propiciou a introdução dos fotoativadores LED e PAC, como alternativas à fotoativação por lâmpada halógena. A opção por testar as tecnologias LED e PAC deve-se ao fato de pesquisas recentes estudarem essas unidades fotoativadoras na busca por uma redução do tempo de fotoativação da resina composta durante a colagem ortodôntica, e por elas estarem se tornando comercialmente viáveis (NOMOTO, McCABE e HIRANO, 2004).

Os LEDs apresentam inúmeras vantagens comparadas à fotoativação por lâmpada halógena: são baratos, têm longa vida útil, produzem mínima quantidade de calor, são compactos e não necessitam de filtros, pois emitem luz num comprimento de onda que coincide com o pico de absorção máximo da canforoquinona (NOMOTO, McCABE e HIRANO, 2004; CACCIAFESTA *et al.*, 2005; CORRER *et al.*, 2005; SILTA, DUNN e PETERS, 2005; GRONBERG *et al.*, 2006; SFONDRINI *et al.*, 2006).

As luzes PAC emitem alta intensidade de irradiação, permitindo que a energia total possa ser liberada ao compósito em um tempo muito mais curto de exposição (SFONDRINI *et al.*, 2006) e, mesmo necessitando de um sistema de filtros, eles possibilitam que a luz seja filtrada em um estreito comprimento de onda (RUEGGEBERG, 1999). Apesar da lâmpada do PAC liberar energia na forma de calor, há aumento muito pequeno de temperatura devido ao curto tempo de exposição, uma vez que, somente o uso irregular e prolongado poderia comprometer a vitalidade pulpar (TARLE *et al.*, 2002; UZEL *et al.*, 2006). O aumento na contração de polimerização da resina, em virtude da alta intensidade de irradiação, em curto período de tempo, também é outro problema relatado na literatura, em relação aos aparelhos PAC. Entretanto, o aumento na contração da resina não afeta a colagem ortodôntica, pois a camada de resina entre o esmalte e o bráquete é muito delgada e, geralmente, há excesso de resina distribuída ao longo da margem do bráquete (OESTERLE, NEWMAN e SHELLHART, 2001; KLOCKE *et al.*, 2002). Cacciafesta, Sfondrini e Scribante (2004) relataram o alto custo dos aparelhos PAC como sendo a única desvantagem em relação aos aparelhos QTH convencionais, o que é compensado pelas vantagens da redução do tempo de uso clínico.

A seleção da amostra da presente pesquisa procurou ser padronizada, tendo sido utilizados como substrato dentes bovinos decíduos. Os critérios empregados na avaliação macroscópica das faces vestibulares dos dentes incluíram a presença de esmalte dentário intacto, sem a presença de cáries, fraturas ou trincas, estando de acordo com a maioria dos estudos que utilizam como substrato dentes bovinos (OESTERLE, SHELLHART e BELANGER, 1998; ISHIKAWA *et al.*, 2001; SÓRIA *et al.*, 2003; MAVROPOULOS *et al.*, 2005; STAUDT *et al.*, 2005; SFONDRINI *et al.*, 2006; ELEKDAG-TURK *et al.*, 2008).

O critério de escolha de dentes bovinos foi devido à disponibilidade limitada de dentes humanos para fins experimentais (RUEGGEBERG, 1991), e por estudos concluírem que o esmalte bovino pode ser usado como substituto em testes de união, embora apresente tendência de valores mais baixos. Além disso, o esmalte bovino decíduo é semelhante em propriedades físicas e em sua composição com o humano, e quase não possui irregularidades em sua superfície, fornecendo uma amostra uniforme (NAKAMICHI, IWAKI e FUSAYAMA, 1983; OESTERLE, SHELLHART e BELANGER, 1998; KAVAGUTI, GIANNINI E SOARES, 2001; MARKARIAN *et al.* 2001; BARRETO *et al.*, 2002; MAVROPOULOS *et al.*, 2005). O

estudo de Oesterle, Shelhart e Belanger (1998) comparou a resistência de união à descolagem em dentes permanentes bovinos, dentes decíduos bovinos e dentes permanentes humanos, tendo concluído que a resistência de união ao esmalte decíduo bovino é significativamente maior que ao permanente bovino. Isto torna os incisivos decíduos bovinos mais adequados para testes de colagem. Estes trabalhos contrapõem os resultados de Romano *et al.* (2004), que não encontraram diferenças estatisticamente significativas na resistência ao cisalhamento do compósito Concise™ (3M Dental Products) em esmalte humano, esmalte permanente bovino e esmalte decíduo bovino. Esta divergência se deve, provavelmente, ao tipo de material de colagem utilizado.

Oesterle, Shellhart e Belanger (1998) também justificaram a escolha de dentes incisivos para testes *in vitro*, uma vez que a larga utilização de pré-molares humanos extraídos por propósitos ortodônticos apresenta mais uma variável para os resultados de resistência de união, pois esses dentes são muito divergentes em relação à curvatura de sua face vestibular. Dessa forma, a base do bráquete pode não ficar justaposta à face vestibular do dente, apresentando diferentes espessuras de material de colagem, o que provavelmente não ocorre com o uso de incisivos, os quais apresentam a superfície vestibular mais uniforme.

Uma das principais considerações para a obtenção de boa união é a presença de superfície de esmalte sem umidade ou contaminação, levando ao aumento da energia livre de superfície. A profilaxia prévia à colagem, com a utilização de pasta de pedra-pomes e água, com taça de borracha em motor de baixa rotação, por 10 segundos, sobre a superfície dentária, tem sido adotada pela maioria dos autores (SFONDRINI, CACCIAFESTA e KLERSY, 2002; KLOCKE *et al.*, 2002; SÓRIA *et al.*, 2003; PETTEMERIDES, SHERRIFF e IRELAND, 2004; ÜŞÜMEZ, BÜYÜKYILMAZ e KARAMAN, 2004; CACCIAFESTA *et al.*, 2005; GRONBERG *et al.*, 2006; PRIETSCH *et al.*, 2007).

O sistema adesivo fotopolimerizável Transbond™ XT® foi escolhido para esta pesquisa por ser um material de colagem específico para Ortodontia, além de ser amplamente utilizado, e apresentar um desempenho satisfatório em muitos trabalhos de verificação da resistência de união à colagem. Além disso, apresenta a canforoquinona como agente fotoiniciador, que apresenta o pico de absorção máximo de energia no comprimento de onda de 468nm, coincidente com a faixa de emissão espectral das duas unidades fotoativadoras utilizadas nesta pesquisa

(PETTEMERIDES, IRELAND e SHERRIFF, 2001; SFONDRINI *et al.*, 2001; KLOCKE *et al.*, 2002; MANZO *et al.*, 2004). A utilização do sistema adesivo Transbond™ XT®, neste trabalho, foi realizada conforme a recomendação do fabricante.

Oyama, Komori e Nakahara (2004), Cacciafesta *et al.* (2005) e Sfondrini *et al.* (2006) testaram o efeito da distância na polimerização de resinas na colagem de bráquetes, com aparelhos LED, PAC e QTH, e concluíram que a intensidade de luz diminui significativamente com o aumento da distância. Na presente pesquisa, a ponta ativa do aparelho fotopolimerizador foi posicionada o mais próxima possível da superfície a ser polimerizada, formando um ângulo de 45° com a superfície dentária. Esta angulação foi utilizada por ter sido sugerida por Oyama, Komori e Nakahara, em 2004, e por Niepraschk *et al.*, em 2007, pela possibilidade de sua geometria de irradiação incidir em direção às faces inciso-cervical ou mesio-distal.

Klocke *et al.* (2002) recomendaram o direcionamento da luz do aparelho fotopolimerizador em mais de um local durante as ativações, gerando, dessa maneira, melhor distribuição da luz na base do bráquete e polimerização mais eficiente. Na presente pesquisa, nos grupos fotoativados por PAC, durante 3 segundos, e por LED, durante 5 segundos, a ponteira do fotopolimerizador foi posicionada apenas em direção à incisal do dente, no sentido inciso-cervical e, mesmo sem seguir a recomendação de mais de um ciclo de ativação em cada colagem, os resultados se mostraram satisfatórios.

Nos testes de resistência ao cisalhamento é comumente utilizada uma máquina de ensaio universal para a remoção de bráquetes com velocidade de carregamento constante de 0,5mm/min. De acordo com Eliades e Brantley (2000), essa velocidade de carregamento é a mais comumente usada, embora clinicamente a descolagem com alicates específicos provavelmente ocorra numa velocidade maior. No presente estudo, a descolagem dos bráquetes foi realizada por meio do teste de cisalhamento na máquina de ensaio universal Emic DL2000®, sob uma velocidade de carregamento de 0,5mm/min, estando em concordância com os trabalhos de Knoll, Gwinnett e Wolff (1986), Kavaguti, Giannini e Soares (2001), Gonçalves *et al.* (2004), Bishara *et al.* (2005); Gronberg *et al.* (2006), Mondelli e Feitas (2007) e Prietsch *et al.* (2007).

O instrumento utilizado para a descolagem na presente pesquisa foi uma alça de fio ortodôntico de aço inoxidável de secção redonda de 0,018" de diâmetro. A alça foi posicionada de forma a segurar as aletas do bráquete voltadas à porção

incisal da coroa dentária, paralela à direção da força, de acordo com a metodologia utilizada por Koll, Gwinnett e Wolff (1986) e Murray e Hobson (2003). Este método também foi descrito por Fox, McCabe e Buckley (1994), os quais relataram não ser uma tensão de cisalhamento pura por também incluir componentes de tração, visto que o fio ortodôntico não preenche completamente o espaço das aletas do bráquete. Todavia, de acordo com Powers, Kim e Turner (1997), para o estudo da resistência de união na colagem de bráquetes, tanto testes de tração, quanto testes de cisalhamento são eficientes, mas deve-se também levar em conta o coeficiente de variação dos resultados, que não deve ultrapassar 30%. Na presente pesquisa, o coeficiente de variação nos seis grupos teve como resultado máximo 29,03%.

O uso da termociclagem é também uma variável, que pode afetar o resultado dos testes de colagem. Elekdag-Turk *et al.* (2008), na tentativa de simular, *in vitro*, as variações de temperatura presentes no meio bucal, testaram o uso da termociclagem, não encontrando variações de resultados com corpos-de-prova submetidos ou não à termociclagem. Por esta razão, no presente estudo não foi realizada a termociclagem e, após a colagem dos bráquetes, os corpos-de-prova foram imersos em água destilada a 37°C por 24 horas, de acordo com a metodologia utilizada por Oesterle, Shellart e Belanger (1998), Sfondrini, Cacciafesta e Klersy (2001), Sinhoreti *et al.* (2001), Dunn e Taloumis (2002), Üşümez, Büyükyilmaz e Karaman (2004) e Gronberg *et al.* (2006). Fox, McCabe e Buckley (1994) também recomendaram tal armazenamento dos corpos-de-prova como forma de padronização nos testes de colagem.

Na metodologia da presente pesquisa, os grupos foram divididos em fotoativados por LED durante 5 segundos (LED 5), 10 segundos (LED 10) e 15 segundos (LED 15); e fotoativados por PAC durante 3 segundos (PAC 3), 6 segundos (PAC 6) e 9 segundos (PAC 9). A escolha dos tempos dos grupos para essa pesquisa LED 5 (5 segundos), LED 10 (10 segundos) e LED 15 (15 segundos) levou em consideração a existência de trabalho semelhante para comparação, e pelo aparelho LED testado dispor de apenas seqüências de tempo múltiplas de cinco. Os tempos escolhidos estão de acordo com o trabalho de Mezzomo (2007), que utilizou o mesmo aparelho Ortholux™ LED (3M Unitek® - EUA). Os tempos dos grupos PAC 3 (3 segundos), PAC 6 (6 segundos) e PAC 9 (9 segundos) também foram escolhidos por motivo de comparação com outros trabalhos, e pelo aparelho PAC testado dispor de períodos de tempo de um, dois e três segundos, ou

combinações desses valores. Os tempos escolhidos estão de acordo com os trabalhos de Oesterle, Newman e Shellhart (2001 e 2002), que utilizaram o mesmo aparelho Apollo[®] 95E (DenMed Technologies - EUA).

Por meio da análise estatística, verificou-se que existem diferenças significativas nas médias de resistência de união ao cisalhamento, em relação ao tipo de fonte de luz, e ao tempo de exposição. A maior média foi encontrada no grupo LED 15 (16,68MPa), sendo que este valor não diferiu, do ponto de vista estatístico, da média encontrada nos grupos LED 10 (14,76MPa) e LED 5 (13,92MPa). Mezzomo (2007) encontrou comportamento semelhante em sua pesquisa nos grupos fotoativados por 5 e 10 segundos; entretanto, o grupo fotoativado por 15 segundos demonstrou diferença estatisticamente significativa.

Considerando-se os grupos fotopolimerizados por PAC, os grupos PAC 9 (12,66MPa) e PAC 6 (9,96MPa) não demonstraram diferença estatisticamente significativa entre si. A menor média de resistência de união foi obtida com o grupo PAC 3 (8,29MPa), embora este grupo não tenha se diferenciado estatisticamente do grupo PAC 6. Oesterle, Newman e Shellhart (2001 e 2002), em estudos com o mesmo aparelho Apollo[®] 95E, e nos mesmos tempos de exposição à luz (3, 6 e 9 segundos), não observaram diferença estatística nos valores de resistência de união entre os grupos.

Os resultados da presente pesquisa demonstraram que houve aumento gradativo nas médias de resistência de união, à medida que o tempo de exposição aumentou, tanto no grupo fotopolimerizado com LED, quanto com PAC. Peutzfeldt e Asmussen (2005) também encontraram, numa mesma potência, um aumento na resistência de união com o aumento do tempo de exposição, em concordância com o presente estudo. Esta relação tempo e resistência de união se deve, provavelmente, às maiores taxas de conversão monômero/polímero ocorridas com o aumento nos tempos de fotoativação. Os dados estão de acordo com os trabalhos de Oesterle, Newman e Shellhart (2001 e 2002), Swanson *et al.* (2004), Üşümez, Büyükyilmaz e Karaman (2004), Mavropoulos *et al.* (2005), Staudt *et al.* (2005), Gronberg *et al.* (2006), Mezzomo (2007) e Yu *et al.* (2007), os quais encontraram comportamento semelhante em suas pesquisas.

Um fator que também contribui para o grau de polimerização é a potência de luz. Deve haver uma potência mínima de luz, em um comprimento de onda específico para iniciar a reação de polimerização, além de um intervalo de tempo de

modo que a reação se estenda às camadas mais profundas do material e atinja suas propriedades máximas (POLLACK e BLITZER, 1982; TIRTHA *et al.*, 1982; BLANKENAU *et al.*, 1991; MILLS, JANDT e ASHWORTH, 1999; JANDT *et al.*, 2000; DUNN e TALOUMIS, 2002; TARLE *et al.*, 2002). Rueggeberg (1999) relata que, quanto maior a potência de luz, maior a quantidade de fótons atingindo a resina composta, e maior o número de radicais livres para a conversão de monômero em polímero. No presente trabalho, o aparelho LED utilizado apresentou média de potência de 800mW/cm², e o aparelho PAC média de potência de 1800mW/cm².

As aferições das fontes luminosas dessa pesquisa foram realizadas por meio de radiômetros, como demonstrado em diversos estudos (BISHARA, AJLOUNI e OONSOMBAT, 2003; EMAMI e SÖDERHOLM, 2003; NOMOTO, McCABE e HIRANO, 2004; OYAMA, KOMORI e NAKAHARA, 2004; SFONDRINI *et al.*, 2004; ÜŞÜMEZ, BÜYÜKYILMAZ e KARAMAN, 2004; CACCIAFESTA *et al.*, 2005; THIND, STIRRUPS e LLOYD, 2006; MEZZOMO, 2007; YU *et al.*, 2007). FAN *et al.* (2002) indicaram que radiômetros devem ser usados para medir a potência de luz emitida pelas unidades fotoativadoras e alertaram que a profundidade de cura das resinas fotoativáveis diminui com a diminuição dessa potência. É importante enfatizar que o aparelho fotoativador LED, utilizado nesta pesquisa, emitiu intensidade de luz menor que a informada no catálogo do fabricante, demonstrando a importância da aferição, a fim de garantir credibilidade à pesquisa.

Pôde-se observar que todas as médias de resistência de união apresentaram valores mais baixos nos grupos PAC, quando comparados aos valores dos grupos LED. Do ponto de vista estatístico, os valores de resistência de união foram considerados equivalentes entre os grupos LED 5 e LED 10 com o grupo PAC 9. Comportamento diferente foi observado por Thind, Stirrups e Lloyd (2006), no qual o grupo fotoativado por LED durante 10 segundos demonstrou valores equivalentes estatisticamente ao grupo fotoativado por PAC durante 6 segundos. O estudo de Yu *et al.* (2007), com tempos de exposição diferentes dessa pesquisa (de 4, 6 e 8 segundos, tanto para LED, quanto para PAC), relatou equivalência estatística entre 4 segundos de fotoativação com PAC e 8 segundos com LED.

Rueggeberg (1999) e Rahiotis *et al.* (2004) relataram que, além da intensidade de irradiação e tempo de exposição, a energia total liberada (densidade de energia) na polimerização também é um fator que está envolvido na conversão de monômero em polímero nas resinas compostas. Na presente pesquisa, a energia

total liberada no grupo ativado por LED foi menor que no grupo ativado por PAC, e as médias de resistência de união apresentaram valores maiores no grupo LED. Estes resultados contrapõem os trabalhos de Rueggeberg (1999), Rahiotis *et al.* (2004) e Peutzfeldt e Asmussen (2005), que observaram maiores valores de resistência de união quanto maior energia total liberada na polimerização. Entretanto, o estudo de Niepraschk *et al.* (2007) avaliou o grau de conversão de monômero em polímero por meio da espectrofotometria por infravermelho, e concluiu que o grau de cura da resina tem maior relação com o tempo de exposição à luz do que à sua potência, confirmando o mesmo resultado dessa pesquisa.

O grupo PAC 3, com o menor tempo de exposição, apresentou a menor média de valores de resistência de união (8,29MPa), não demonstrando diferença estatisticamente significativa com o grupo PAC 6 (9,96MPa). Entretanto, mesmo com a menor média, esse grupo demonstrou valores de resistência de união adequados para a maioria das situações clínicas, de acordo com os valores propostos por Reynolds (1975), que estão entre 6MPa e 8MPa.

Vários trabalhos testaram, *in vitro*, a resistência de união de bráquetes fotopolimerizados por PAC e relataram que a mínima exposição por um tempo de 2 segundos (SFONDRINI *et al.*, 2001), 3 segundos (ISHIKAWA *et al.*, 2001; OESTERLE, NEWMAN e SHELLHART, 2001; PETTEMERIDES, IRELAND E SHERRIFF, 2001) ou 4 segundos (YU *et al.*, 2007) produziu valores de resistência de união aceitáveis. Esses achados também confirmam o estudo *in vivo* de Cacciafesta, Sfondrini e Scribante (2004). Em contraponto, Klocke *et al.* (2002) recomendaram a fotoativação mínima de dois ciclos de 3 segundos para reduzir o risco de descolagens de bráquetes. Oesterle, Newman e Shellhart (2001) relataram ainda que, mesmo sendo efetiva a polimerização por apenas 3 segundos, 6 a 9 segundos de ativação com PAC produzem o mesmo ou maior grau de resistência de união que 40 segundos com lâmpada halógena.

A menor média, entre os grupos fotoativados por LED, também está em concordância com os resultados encontrados por Mavropoulos *et al.* (2005), Gronberg *et al.* (2006) e Mezzomo (2007), nos quais o mínimo tempo de 5 segundos apresentou valores de resistência de união suficientes para suportar as forças exercidas tanto pela mecânica ortodôntica quanto pela mastigação. Resultado divergente foi encontrado no estudo de Yu *et al.* (2007), no qual a fotopolimerização com LED por 4 e 6 segundos mostrou valores de resistência de união inferiores e,

somente quando a fotoativação foi por um período de 8 segundos, os valores foram considerados satisfatórios.

Contudo, é difícil estabelecer um valor numérico como referência para testes de resistência de união, uma vez que esses valores estão na dependência de inúmeras variáveis, tais como:

- O tipo de teste utilizado (FOWLER *et al.*, 1992; FOX, McCABE e BUCKLEY, 1994; ELIADES e BRANTLEY, 2000);
- O instrumento utilizado para descolagem (FOWLER *et al.*, 1992; SINHORETI *et al.*, 2001; PRIETSCH *et al.*, 2007);
- O tipo de substrato (NAKAMICHI, IWAKU e FUSAYAMA, 1983; FOWLER *et al.*, 1992; OESTERLE, SHELLHART e BELANGER, 1998; ELIADES e BRANTLEY, 2000; ROMANO *et al.*, 2004);
- O sistema adesivo (PETTEMERIDES, IRELAND e SHERRIFF, 2001; BISHARA *et al.*, 2002);
- O uso ou não da termociclagem (FOX, McCABE e BUCKLEY, 1994; ISHIKAWA *et al.*, 2001; ELEKDAG-TURK *et al.*, 2008);
- A fonte de luz utilizada (OESTERLE, NEWMAN e SHELLHART, 2001; SFONDRINI, CACCIAFESTA e KLERSY, 2001; KLOCKE *et al.*, 2002; BISHARA, AJLOUNI e OOSOMBAT, 2003; CACCIAFESTA, SFONDRINI e SCRIBANTE, 2004; PETTEMERIDES, SHERRIFF e IRELAND, 2004; RAHIOTIS *et al.*, 2004; SFONDRINI *et al.*, 2004; ÜŞÜMEZ, BÜYÜKYILMAZ e KARAMAN, 2004; MAVROPOULOS *et al.*, 2005; THIND, STIRRUPS e LLOYD, 2006; UZEL *et al.*, 2006; ZANCHI *et al.*, 2006; MEZZOMO, 2007);
- O tempo de polimerização (CORRER SOBRINHO *et al.*, 2002; EMAMI e SÖDERHOLM, 2003; BENNETT e WATTS, 2004; SWANSON *et al.*, 2004; MAVROPOULOS *et al.*, 2005; PENIDO *et al.*, 2005; SILTA, DUNN e PETERS, 2005; STAUDT *et al.*, 2005; GRONBERG *et al.*, 2006; MEZZOMO, 2007; YU *et al.*, 2007);
- A distância da ponteira do fotopolimerizador ao material de colagem (BENNETT e WATTS, 2004; CACCIAFESTA *et al.*, 2005; ARAVAMUDHAN, RAKOWSKI e FAN, 2006; GRONBERG *et al.*, 2006);
- O diâmetro da ponta ativa do fotopolimerizador (OESTERLE, NEWMAN e SHELLHART, 2002);

- O desenho ou tratamento da base do bráquete (NKENKE *et al.*, 1997; BISHARA *et al.*, 2004; MONDELLI e FEITAS, 2007);
- O tempo de armazenamento (FOX, McCABE e BUCKLEY, 1994);
- A velocidade de carregamento do ensaio mecânico (BISHARA *et al.*, 2005);
- O local de aplicação da tensão no bráquete (FOX, McCABE e BUCKLEY, 1994); entre outros.

Desta forma, não há consenso nos materiais e métodos utilizados em testes de resistência de união à colagem. Valores mínimos necessários para o desempenho clínico favorável dos materiais de colagem ortodôntica continuam desconhecidos (FOX, McCABE e BUCKLEY, 1994).

A análise da superfície do esmalte, após o ensaio de cisalhamento, foi avaliada através do IAR (índice adesivo remanescente), proposto por Årtun e Bergland (1984). O estudo estatístico mostrou que não houve diferença significativa para os escores IAR entre os grupos estudados, e o escore predominante foi o índice 3 (65,6%), que indica toda a resina composta aderida ao esmalte, mostrando inclusive a impressão da malha do bráquete. Este escore revela que a maioria das falhas após a descolagem ocorreu na interface bráquete/adesivo. Os resultados deste trabalho estão de acordo com a maioria dos trabalhos da literatura, nos quais, predominantemente, permaneceu material aderido à superfície, permitindo a remoção adequada da resina composta e, conseqüentemente, preservando-se o esmalte de eventuais traumas (CORRER SOBRINHO *et al.*, 2002; ROMANO *et al.*, 2004; ÜŞÜMEZ, BÜYÜKYILMAZ e KARAMAN, 2004; CACCIAFESTA *et al.*, 2005; THIND, STIRRUPS e LLOYD, 2006; PRIETSCH *et al.*, 2007; YU *et al.*, 2007). Este resultado contrasta com os estudos de Sória *et al.* (2003), Mavropoulos *et al.* (2005) e Mezzomo (2007), que encontraram uma tendência ao índice 1 no IAR, caracterizando um padrão de falhas mistas.

Diferentes estudos relataram fraturas em esmalte quando valores de resistência de união excederam 13,5MPa (RETIEF, DREYER E GAVRON, 1970), 10 MPa (NKENKE *et al.*, 1997) ou 9,7 MPa (RETIEF, 1974). Em contraponto, o estudo de Thind, Stirrups e Lloyd (2006) não revelou nenhum sinal de fratura em esmalte mesmo com valores de resistência de união de 15,7MPa. Mezzomo (2007) encontrou fraturas em esmalte com valores de resistência de união próximo a

30MPa, sendo que outros resultados acima de 30MPa não apresentaram sinais de fraturas. No presente estudo, foi observado fratura em esmalte e dentina quando se atingiu valor de resistência de união acima de 20MPa. Thind, Stirrups e Lloyd (2006) relataram que a combinação da direção da linha de fratura ao longo da interface esmalte/adesivo, a presença de defeitos na superfície do esmalte e altas forças de resistência de união, podem aumentar o risco de fraturas durante a descolagem de acessórios ortodônticos. Zachrisson (1977) também citou que diferenças na composição do esmalte podem ser uma das razões de falhas na colagem. Dessa forma, nesta pesquisa, a presença de defeitos na superfície do esmalte pode ser um dos fatores que contribuiu para a ocorrência da fratura em esmalte e dentina.

A eficiência da união e a durabilidade das colagens estão diretamente ligadas, não só às qualidades físico-químico-mecânicas dos materiais envolvidos, mas também às características físicas dos bráquetes. Assim, é importante que a malha da base do bráquete esteja satisfatória, a fim de que esta não comprometa a qualidade da adesão. Com o objetivo de melhorar a ligação acessório metálico/resina, vários métodos têm sido citados, como a modificação na área da base do bráquete, o uso de malha dupla, o aumento no diâmetro da malha e, mais recentemente, o jateamento de partículas metálicas ou cerâmicas a essa base (BISHARA *et al.*, 2004; MONDELLI e FEITAS, 2007). O'Brien, Watts e Read (1988) sugerem que o IAR também depende de vários fatores, os quais incluem o *design* da base do bráquete e o tipo de adesivo utilizado, e não somente a resistência de união nas interfaces bráquete/adesivo e adesivo/esmalte. O presente estudo utilizou um bráquete com malha simples, e nenhum tratamento foi aplicado à sua base, o que pode ser um fator de contribuição para o índice de adesivo remanescente ser predominantemente o escore 3, sem resina aderida na base do bráquete.

Gronberg *et al.* (2006) relataram que a transiluminação pelo esmalte pode permitir que a luz do fotopolimerizador alcance a interface esmalte/resina mais facilmente que a interface resina/bráquete. Dessa forma, os bráquetes irradiados por curtos períodos de tempo demonstram maior tendência em deixar altas porcentagens de resina sobre a superfície do esmalte, o que pode também ser responsável pela predominância do escore 3 no IAR.

Os resultados deste estudo sugerem, em relação ao IAR, que o tipo de fonte de luz não afeta a localização das falhas na colagem ortodôntica, visto que as falhas ocorreram na interface bráquete/resina composta (escore 3 do IAR) com ambas as

fontes de luz. Gronberg *et al.* (2006) e Yu *et al.* (2007) relataram que essa localização das falhas pode indicar uma incompleta polimerização da resina na base do bráquete, como resultado do curto período de exposição à luz. Entretanto, isso pode diminuir a probabilidade de danos ao esmalte durante a descolagem, o que é uma vantagem para o ortodontista.

Os resultados da presente pesquisa sugerem que tanto a tecnologia LED, quanto a tecnologia PAC podem ser utilizadas na colagem de bráquetes, com tempos de fotoativação reduzidos, sem afetar a resistência de união entre bráquetes e esmalte dentário.

Sob o ponto de vista clínico, esta redução do tempo de uso das fotoativações por LED e PAC é vantajosa, pelo menor tempo despendido com cada paciente, possibilitando ao ortodontista maior número de atendimentos e compensando, com isto, o maior custo empregado na compra dos aparelhos. Além disso, essa redução no tempo de presa da resina proporciona menor risco de contaminação por saliva, assim aumentando a resistência à colagem e reduzindo o índice de descolagens de bráquetes ortodônticos.

Esforços futuros devem ser dirigidos para a padronização de testes *in vitro* e *in vivo*, a fim de que a comparação dos resultados possa ser interpretada e aplicada pelo clínico.

7. CONCLUSÃO

Com base na análise dos dados obtidos na presente pesquisa, pode-se concluir que:

1. Em relação aos valores de resistência de união ao cisalhamento:

A) Houve equivalência estatística dos valores de resistência de união entre os grupos LED 5 (5 segundos) e LED 10 (10 segundos) com o grupo PAC 9 (9 segundos);

B) A utilização dos fotoativadores LED e PAC permitem a redução do tempo de fotopolimerização da resina composta Transbond™ XT® para 5 segundos com o LED e para 3 segundos com o PAC, com valores de resistência clinicamente aceitáveis no tratamento ortodôntico.

2. Em relação ao padrão de descolagem:

A) O tipo de descolagem mais freqüente foi o escore 3 do índice de adesivo remanescente (IAR), ocorrendo em 65,6% da amostra.

8. REFERÊNCIAS

ALTHOFF, O.; HARTUNG, M. Advances in light curing. **Am. J. Dent.**, San Antonio, v. 13, Special Issue, p. 77D-81D, Nov. 2000.

ARAVAMUDHAN, K.; RAKOWSKI, D.; FAN, P.L. Variation of depth of cure and intensity with distance using LED curing lights. **Dent. Mater.**, Oxford, v. 22, n. 11, p. 988-994, Nov. 2006.

ARTUN, J.; BERGLAND, S. Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acid etch enamel pretreatment. **Am. J. Orthod.**, St. Louis, v. 85, n. 4, p. 333-340, Apr. 1984.

BARRETO, L.; CARVALHO, R.V.; LAMAS, A.; ROSAR, J.V.; DEMARCO, F.F. Avaliação quantitativa e qualitativa da composição mineral de dentes humanos e bovinos. **Pesqui. Odontol. Bras.**, São Paulo, v. 16, p. 106, set. 2002. Supl.

BENNETT, A.W.; WATTS, D.C. Performance of two blue light-emitting diode dental light curing units with distance and irradiation time. **Dent. Mater.**, Oxford, v. 20, n. 1, p. 72-79, Jan. 2004.

BERTHOLD, T.B. Influência dos fotoativadores PAC e QTH na polimerização da resina composta e na geração de calor. **Tese (Doutorado) – Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul. Faculdade de Odontologia. Programa de Pós-Graduação em Cirurgia e Traumatologia Bucocomaxilofacial – Cirurgia Bucocomaxilofacial**, Porto Alegre, 119 f., 2005.

BISHARA, S.E.; AJLOUNI, R.; LAFFOON, J.; WARREN, J.J. Effect of fluoride-releasing self-etch acidic primer on the shear bond strength of orthodontic brackets. **Angle Orthod.**, Appleton, v. 72, n. 3, p. 199-202, June 2002.

BISHARA, S.E.; AJLOUNI, R.; OONSOMBAT, C. Evaluation of a new curing light on the shear bond strength of orthodontic brackets. **Angle Orthod.**, Appleton, v. 73, n. 4, p. 431-435, Aug. 2003.

BISHARA, S.E.; SOLIMAN, M.M.A.; OONSOMBAT, C.; LAFFOON, J.F.; AJLOUNI, R. The effect of variation in mesh-base designs on the shear bond strength of orthodontic brackets. **Angle Orthod.**, Appleton, v. 74, n. 3, p. 400-404, June 2004.

²⁷ De acordo com NBR 6023: Informação e Documentação-Referências-Elaboração, de 2002, da ABNT, e abreviaturas dos títulos de periódicos segundo BBO, LILACS e MEDLINE.

BISHARA, S.E.; SOLIMAN, M.; LAFFOON, J.; WARREN, J.J. Effect of changing a test parameter on the shear bond strength of orthodontic brackets. **Angle Orthod.**, Appleton, v. 75, n. 5, p. 832-835, Sept. 2005.

BLANKENAU, R.J.; KELSEY, W.P.; POWELL, G.L.; SHEARER, G.O. Degree of composite resin polymerization with visible light and argon laser. **Am. J. Dent.**, San Antonio, v. 4, n. 1, p.40-42, Feb. 1991.

BUONOCORE, M.G. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filing materials to enamel surfaces. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 34, n. 6, p. 849-853, Dec. 1955.

CACCIAFESTA, V.; SFONDRINI, M.F.; SCRIBANTE. A.; BOEHME, A.; JOST-BRINKMANN, P.G. Effect of light-tip distance on the shear bond strengths of composites resin. **Angle Orthod.**, Appleton, v. 75, n. 3, p. 386-391, May 2005.

CACCIAFESTA, V.; SFONDRINI, M.F.; SCRIBANTE. A. Plasma arc versus halogen light-curing of adhesive-precoated orthodontic brackets: a 12-month clinical study of bond failures. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v. 126, n. 2, p. 194-199, Aug. 2004.

CERVEIRA, G.P. Grau de polimerização e microdureza de resina ortodôntica com o uso de Light Emitting Diode e luz halógena. **Dissertação (Mestrado) – Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul. Faculdade de Odontologia. Programa de Pós-Graduação em Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial - Ortodontia e Ortopedia Facial**, Porto Alegre, 92 f., 2005.

CORRER, A.B.; SINHORETI, M.A.C.; CORRER SOBRINHO, L.; TANGO, R.N.; SCHNEIDER, L.F.J.; CONSANI, S. Effect of the increase of energy density on knoop hardness of dental composites light-cured by conventional QTH, LED and xenon plasma arc. **Braz. Dent. J.**, Ribeirão Preto, v. 16, n. 3, p. 218-224, set./dez. 2005.

CORRER SOBRINHO, L.; CORRER, G.M.; SINHORETI, M.A.C.; CONSANI, R.L.X. Influência do tempo pós-fixação na resistência ao cisalhamento de bráquetes colados com diferentes materiais. **Pesqui. Odontol. Bras.**, São Paulo, v. 16, n. 1, p. 43-49, jan./mar. 2002.

DEB, S.; SEHMI, H. A comparative study of the properties of dental resin composites polymerized with plasma and halogen light. **Dent. Mater.**, Oxford, v. 19, n. 6, p. 517-522, Sept. 2003.

DUKE, E.S. Light-emitting diodes in composite resin photopolymerization. **Compend. Contin. Educ. Dent.**, Jamesburg, v. 22, n. 9, p. 722-725, Sept. 2001.

DUNN, W.J.; TALOUMIS, L.J. Polymerization of orthodontic resin cement with light-emitting diode curing units. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v. 122, n. 3, p. 236-341, Sept. 2002.

ELEKDAG-TURK, S.; TURK, T.; ISCI, D.; OZKALAYCI, N. Termocycling effects on shear bond strength of a self-etching primer. **Angle Orthod.**, Appleton, v. 78, n. 2, p. 351-356, Mar. 2008.

ELIADES, T.; BRANTLEY, W.A. The inappropriateness of conventional orthodontic bond strength assessment protocols. **Eur. J. Orthod.**, London, v. 22, n. 1, p. 13-23, Feb. 2000.

ELIADES, T.; ELIADES, G.; BRANTLEY, W.A.; JOHNSTON, W.M. Polymerization efficiency of chemically cured and visible light-cured orthodontic adhesives: degree of cure. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v. 108, n. 3, p. 294-301, Sept. 1995.

ELIADES, T.; JOHNSTON, W.M.; ELIADES, G. Direct light transmittance through ceramic brackets. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v. 107, n. 1, p. 11-19, Jan. 1995.

EMAMI, N.; SÖDERHOLM, K.M. How light irradiance and curing time affect monomer conversion in light-cured resin composites. **Eur. J. Oral Sci.**, Copenhagen, v. 111, n. 6, p. 536-542, Dec. 2003.

FAN, P.L.; SCHUMACHER, R.M.; AZZOLIN, K.; GEARY, R.; EICHMILLER, F.C. Curing-light intensity and depth of cure of resin-based composites tested according to international standards. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v. 133, n. 4, p. 429-434, Apr. 2002.

FOX, N.A.; McCABE, J.F.; BUCKLEY, J.G. A critique of bond strength testing in orthodontics. **Br. J. Orthod.**, Oxford, v. 21, n. 1, p. 33-43, Feb. 1994.

FOWLER, C.S.; SWARTZ, M.L.; MOORE, B.K.; RHODES, B.F. Influence of selected variables on adhesion testing. **Dent. Mater.**, Oxford, v. 8, n. 4, p. 265-269, July 1992.

GONÇALVES, P.F.; PANZERI, F.C.; PANZERI, H.; SINHORETI, M.A.C. Avaliação da resistência à flexão de compósitos restauradores diretos fotoativados por luz halógena e por doido emissor de luz (LED). **Rev. Fac. Odontol. Univ. Passo Fundo**, Passo Fundo, v. 9, n. 2, p. 88-91, jul./dez. 2004.

GRONBERG, K.; ROSSOUW, P.E.; MILLER, B.H.; BUSCHANG, P. Distance and time effect on shear bond strength of brackets cured with a second-generation light-emitting diode unit. **Angle Orthod.**, Appleton, v. 76, n. 4, p. 682-688, July 2006.

HANNIG, M.; BOTT, B. In-vitro pulp chamber temperature rise during composite resin polymerization with various light-curing sources. **Dent. Mater.**, Oxford, v. 15, n. 4, p. 275-281, July 1999.

HOFMANN, N.; RENNER, J.; HUGO, B.; KLAIBER, B. Elution of leachable components from resin composites after plasma arc vs standard or soft-start halogen light irradiation. **J. Dent.**, Oxford, v. 30, n. 5/6, p. 223-232, July/Aug. 2002.

ISHIKAWA, H.; KOMORI, A.; KOJIMA, I.; ANDO, F. Orthodontic bracket bonding with a plasma-arc light and resin-reinforced glass ionomer cement. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v. 120, n. 1, p. 58-63, July 2001.

JANDT, K.D.; MILLS, R.W.; BLACKWELL, G.B.; ASHWORTH, S.H. Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs). **Dent. Mater.**, Oxford, v. 16, n. 1, p. 41-47, Jan. 2000.

KAVAGUTTI, A.F.; GIANNINI, M.; SOARES, C.J. Resistência adesiva em substrato de esmalte humano, bovino e suíno. **Pesqui. Odontol. Bras. Supl.**, São Paulo, v. 15, p. 30, set. 2001.

KLOCKE, A.; KORBMACHER, H.M.; HUCK, L.G.; KAHL-NIEKE, B. Plasma arc curing lights for orthodontic bonding. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v. 122, n. 6, p. 643-648, Dec. 2002.

KNOLL, M.; GWINNETT, A.J.; WOLFF, M.S. Shear strength of brackets bonded to anterior and posterior teeth. **Am. J. Orthod.**, St. Louis, v. 89, n. 6, p. 476-479, June 1986.

LEE, H.L.; ORLOWSKI, J.A.; ROGERS, B.J. A comparison of ultraviolet-curing and self-curing polymers in preventive, restorative and orthodontic dentistry. **Int. Dent. J.**, London, v. 26, n. 2, p. 134-151, June 1976.

LEINFELDER, K.F. What intensity is best in light curing? **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v. 130, n. 3, p. 534, Apr. 1999.

MANZO, B.; LIISTRO, G.; DE CLERCK, H. Clinical trial comparing plasma arc and conventional halogen curing lights for orthodontic bonding. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v. 125, n. 1, p. 30-35, Jan. 2004.

MARKARIAN, R.A.; OLIVEIRA, T.R.C.; MORI, M.; ADDED, N.; VILELA, M.M.; RIZZUTTO, M.A. Comparação entre elementos químicos do esmalte dentário humano e bovino. **Pesqui. Odontol. Bras. Supl.**, São Paulo, v. 15, p. 29, set. 2001.

MAVROPOULOS, A.; STAUDT, C.B.; KILIARIDIS, S.; KREJCI, I. Light curing time reduction: in vitro evaluation of new intensive light-emitting diode curing units. **Eur. J. Orthod.**, London, v. 27, n. 4, p. 408-412, Aug. 2005.

MEZZOMO, C.S. Avaliação *in vitro* da resistência de união ao cisalhamento na colagem de bráquetes por duas fontes de luz. **Dissertação (Mestrado) – Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul. Faculdade de Odontologia. Programa de Pós-Graduação em Cirurgia e Traumatologia Bucomaxilofacial - Ortodontia e Ortopedia Facial**, Porto Alegre, 112 f., 2007.

MILLS, R.W.; JANDT, K.D.; ASHWORTH, S.H. Dental composite of cure with halogen and blue light emitting diode technology. **Br. Dent. J.**, London, v. 186, n. 8, p. 388-391, Apr. 1999.

MONDELLI, A.L.; FEITAS, M.R. Estudo comparativo da resistência adesiva da interface resina/bráquete, sob esforços de cisalhamento, empregando três resinas compostas e três tipos de tratamento na base do bráquete. **R. Dental Press Ortodon. Ortop. Facial**, Maringá, v. 12, n.2, p. 111-125, maio/jun. 2007.

MORIWAKI, Y; KANI, T.; KOZATANI, T.; TSUTSUMI, S.; SHIMONE, N.; YAMAGA, R. The crystallinity change of bovine enamel during maturation. **Jpn. J. Dent. Mat.**, Tokyo, v. 9, p. 78-85, 1968.

MURRAY, S.D.; HOBSON, R.S. Comparison of in vivo and in vitro shear bond strength. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v. 123, n. 1, p. 1-9, Jan. 2003.

NAKAMICHI, I.; IWAKU, M.; FUSAYAMA, T. Bovine teeth as possible substitutes in the adhesion test. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 62, n. 10, p. 1076-1081, Oct. 1983.

NIEPRASCHK, M.; RAHIOTIS, C.; BRADLEY, G.; ELIADES, T.; ELIADES, G. Effect of various curing lights on the degree of cure of orthodontic adhesives. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v. 132, n. 3, p. 382-384, Sept. 2007.

NKENKE, E.; HIRSCHFELDER, U.; MARTUS, P.; EBERHARD, H. Evaluation of the bond strength of different bracket-bonding systems to bovine enamel. **Eur. J. Orthod.**, London, v. 19, n. 3, p. 259-270, June 1997.

NOMOTO, R.; McCABE, J.F.; HIRANO, S. Comparison of halogen, plasma and LED curing units. **Oper. Dent.**, Seattle, v. 29, n. 3, p. 287-294, May/June 2004.

O'BRIEN, K.D.; WATTS, D.C.; READ, M.J. Residual debris and bond strength – is there a relationship? **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v. 94, n. 3, p. 222-230, Sept. 1988.

OESTERLE, L.J.; NEWMAN, S.M; SHELLHART, W.C. Rapid curing of bonding composite with a xenon plasma arc curing. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v. 119, n. 6, p. 610-606, June 2001.

OESTERLE, L.J.; NEWMAN, S.M; SHELLHART, W.C. Comparative bond strength of brackets cured using a pulsed xenon curing light with 2 different light-guide sizes. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v. 122, n. 3, p. 242-250, Sept. 2002.

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

OYAMA, N.; KOMORI, A.; NAKAHARA, R. Evaluation of light curing units used for polymerization of orthodontic bonding agents. **Angle Orthod.**, Appleton, v. 74, n. 6, p. 808-813, Dec. 2004.

PANDIS, N.; STRIGOU, S.; ELIADES, T. Long-term failure of brackets bonded with plasma and high-intensity light-emitting diode curing lights. **Angle Orthod.**, Appleton, v. 77, n. 4, p. 707-710, July 2007.

PENIDO, S.M.M.O.; PENIDO, C.V.S.R.; SAKIMA, T.; SANTOS-PINTO, A. Efeito de diferentes fontes de luz e tempos de polimerização na resistência ao cisalhamento de adesivo ortodôntico. **15º Livro Anual do Grupo Brasileiro de Professores de Ortodontia e Odontopediatria**, Santos: Comunicar, v. 15, p. 92-97, 2005.

PETTEMERIDES, A.P.; IRELAND, A.J.; SHERRIFF, M. An ex vivo investigation into the use of a plasma arc lamp when using a visible light-cured composite and a resin-modified glass poly (alkenoate) cement in orthodontic bonding. **J. Orthod.**, London, v. 28, n. 3, p. 237-244, Sept. 2001.

PETTEMERIDES, A.P.; SHERRIFF, M.; IRELAND, A.J. An in vivo study to compare a plasma arc light and conventional quartz halogen curing light in orthodontic bonding. **Eur. J. Orthod.**, London, v. 26, n. 6, p. 573-577, Dec. 2004.

PEUTZFELDT, A.; ASMUSSEN, E. Resin composite properties and energy density of light cure. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 84, n. 7, p. 659-662, July 2005.

PICKETT, K.L.; SADOWSKY, P.L.; JACOBSON, A.; LACEFIELD, W. Orthodontic in vivo Bond strength: comparison with in vitro results. **Angle Orthod.**, Appleton, v. 71, n. 2, p. 141-148, Apr. 2001.

POLLACK, B.F.; BLITZER, M.H. The advantages of visible light curing resins. **N. Y. St. Dent. J.**, New York, v. 48, n. 4, p. 228-230, Apr. 1982.

POWERS, J.M.; KIM, H.B.; TURNER, D. Orthodontic adhesives and bond strength testing. **Semin. Orthod.**, Philadelphia, v. 3, n. 3, p. 147-156, Sept. 1997.

PRIETSCH, J.R.; SPOHR, A.M.; SILVA, I.N.L.; BECK, J.C.P.; OSHIMA, H.M.S. Development of a device to measure bracket debonding force in vivo. **Eur. J. Orthod.**, London, v. 29, n. 6, p. 564-570, Dec. 2007.

PROFFITT, W.R.; FIELDS, H.W.; SARVER, D.M. **Contemporary Orthodontics**. 4th ed. St. Louis: Mosby, 751 p., 2007.

RAHIOTIS, C.; KAKABOURA, A.; LOUKIDIS, M.; VOUGIOUKLAKIS, G. Curing efficiency of various types of light-curing units. **Eur. J. Oral Sci.**, Copenhagen, v. 112, n. 1, p. 89-94, Feb. 2004.

RETIEF, D.H. Failure at the dental adhesive etched enamel interface. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 1, n. 3, p. 265-284, July 1974.

RETIEF, 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.**, St. Louis, v. 58, n. 1, p. 21-40, July 1970.

RETIEF, D.H.; SADOWSKY, P.L. Clinical experience with the acid-etch technique in orthodontics. **Am. J. Orthod.**, St. Louis, v. 68, n. 6, p. 645-654, Dec. 1975.

REYNOLDS, I.R. A review of direct orthodontic bonding. **Br. J. Orthod.**, Oxford, v. 2, n. 2, p. 171-178, Apr. 1975.

ROMANO, F.L.; TAVARES, S.W.; RAMALLI, E.L.; MAGNANI, M.B.B.A.; NOUER, D.F. Análise in vitro da resistência ao cisalhamento de bráquetes metálicos colados em incisivos bovinos e humanos. **R. Dental Press Ortodon. Ortop. Facial**, Maringá, v. 9, n.6, p. 63-69, nov./dez. 2004.

RUEGGEBERG, F.A. Substrate for adhesion testing to tooth structure - review of the literature. **Dent. Mater.**, Oxford, v. 7, n. 1, p. 2-10, Jan. 1991.

RUEGGEBERG, F.A. Contemporary issues in photocuring. **Compend. Contin. Educ. Dent. Suppl.**, Jamesburg, v. 20, n. 25, p. 4-15, Nov. 1999.

SFONDRINI, M.F.; CACCIAFESTA, V.; KLERSY, C. Halogen versus high intensity light-curing of uncoated and pre-coated brackets: a shear bond strength study. **J. Orthod.**, London, v. 29, n. 1, p. 45-50, Mar. 2002.

SFONDRINI, M.F.; CACCIAFESTA, V.; SCRIBANTE, A.; KLERSY, C. Plasma arc versus halogen light curing of orthodontic brackets: a 12-month clinical study of bond failures. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v. 125, n. 3, p. 342-347, Mar. 2004.

SFONDRINI, M.F.; CACCIAFESTA, V.; SCRIBANTE, A.; BOEHME, A.; JOST-BRINKMANN, P.G. Effect of light-tip distance on the shear bond strengths of resin-modified glass ionomer cured with high-intensity halogen, light-emitting diode, and plasma arc lights. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v. 129, n. 4, p. 541-546, Apr. 2006.

SFONDRINI, M.F.; CACCIAFESTA, V.; PISTORIO, A.; SFONDRINI, G. Effects of conventional and high-intensity light-curing on enamel shear bond strength of composite resin and resin-modified glass-ionomer. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v. 119, n. 1, p. 30-35, Jan. 2001.

SILTA, Y.T.; DUNN, W.J.; PETERS, C.B. Effect of shorter polymerization times when using the latest generation of light-emitting diodes. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v. 128, n. 6, p. 744-748, Dec. 2005.

SINHORETI, M.A.C.; CONSANI, S.; GOES, M.F.; CORRER SOBRINHO, L. KNOWLES, J.C. Influence of loading types on the shear strength of the dentin-resin interface bonding. **J. Mater. Sci. Mater. Med.**, Netherlands, v. 12, n. 1, p. 39-44, Jan. 2001.

SORIA, M.L.; MENEZES, L.M.; OSHIMA, H.M.S.; RIZZATTO, S.M.D. Resistência de união de bráquetes ao esmalte bovino: avaliação de três cimentos de ionômero de vidro. **R. Dental Press Ortodon. Ortop. Facial**, Maringá, v. 8, n. 6, p. 89-97, nov./dez. 2003.

STAUDT, C.B.; MAVROPOULOS, A.; BOUILLAGUET, S.; KILIARIDIS, S.; KREJCI, I. Light-curing time reduction with a new high-power halogen lamp. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v. 128, n. 6, p. 749-754, Dec. 2005.

SWANSON, T.; DUNN, W.J.; CHILDERS, D.E.; TALOUMIS, L.J. Shear bond strength of orthodontic brackets bonded with light-emitting diode curing units at various polymerization times. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.**, St. Louis, v. 125, n. 3, p. 337-341, Mar. 2004.

SWIFT Jr., E.J. LED curing lights. **J. Esthet. Restor. Dent.**, Hamilton, v. 14, n. 4, p. 206-207, 2002.

TARLE, Z.; MENIGA, A.; KNEZEVIC, A.; SUTALO, J.; RISTIC, M.; PICHLER, G. Composite conversion and temperature rise using a conventional, plasma arc, and an experimental blue LED curing unit. **J. Oral Rehabil.**, Oxford, v. 29, n. 7, p. 662-627, July 2002.

TIRTHA, R.; FAN, P.L.; DENNISON, J.B.; POWERS, J.M. In vitro depth of cure of photo-activated composites. **J. Dent. Res.**, Washington, v. 61, n. 10, p. 1184-1187, Oct. 1982.

THIND, B.S.; STIRRUPS, D.R.; LLOYD, C.H. A comparison of tungsten-quartz-halogen, plasma arc and light-emitting diode light sources for the polymerization of an orthodontic adhesive. **Eur. J. Orthod.**, London, v. 28, n. 1, p. 78-82, Feb. 2006.

ÜŞÜMEZ, S.; BÜYÜKYILMAZ, T.; KARAMAN, A.I. Effect of light-emitting diode on bond strength of orthodontic brackets. **Angle Orthod.**, Appleton, v. 74, n. 2, p. 259-263, Apr. 2004.

UZEL, A.; BUYUKYILMAZ, T.; KAYALIOGLU, M.; UZEL, I. Temperature rise during orthodontic bonding with various light-curing units – an in vitro study. **Angle Orthod.**, Appleton, v. 76, n. 2, p. 330-334, Mar. 2006.

WENDL, B.; DROSCHL, H. A comparative in vitro study of the strength of directly bonded brackets using different curing techniques. **Eur. J. Orthod.**, London, v. 26, n. 5, p. 535-544, Dec. 2004.

WENDL, B.; DROSCHL, H.; KERN, W. A comparative study of polymerization lamps to determine the degree of cure of composites using infrared spectroscopy. **Eur. J. Orthod.**, London, v. 26, n. 5, p. 545-551, Dec. 2004.

WIGGINS, K.M.; HARTUNG, M.; ALTHOFF, O.; WASTIAN, C.; MITRA, S.B. Curing performance of a new-generation light-emitting diode dental curing unit. **J. Am. Dent. Assoc.**, Chicago, v. 135, n. 10, p. 1471-1479, Oct. 2004.

YOON, TH; LEE, YK; LIM, BS e KIM, CW. Degree of polymerization of resin composites by different light sources. **J. Oral. Rehabil.** Oxford. v. 29, n. 12, p. 1165-1173, Dec. 2002.

YU, H.S.; LEE, K.J.; JIN, G.C.; BAIK, H.S. Comparison of the shear bond strength of brackets using the LED curing light and plasma arc curing light: polymerization time. **World J. Orthod.**, v. 8, n. 2, p. 129-135, Summer 2007.

ZACHRISSON, B.U. A posttreatment evaluation of direct bonding in orthodontics, **Am. J. Orthod**, St. Louis, v. 71, n. 2, p. 173-189, Feb. 1977.

ZACHRISSON, B.U. Bonding in orthodontics. In. **Orthodontics: Current Principles and Techniques** - Graber, T.; Vanarsdall, R. St. Louis: Mosby, 2^a ed., 1994, p. 542-626.

ZANCHI, C.H.; CARVALHO, R.V.; RODRIGUES JÚNIOR, S.A.; DEMARCO, F.F.; BURNETT JÚNIOR, L.H. Shrinkage stress of three composites under different polymerization methods. **Braz. Oral Res.**, São Paulo, v. 20, n. 2, p.137-142, Apr./June 2006.

ANEXO 1 – Carta de aprovação da Comissão Científica e de Ética da FOPUCRS

*Comissão Científica e de Ética
Faculdade da Odontologia da PUCRS*

Porto Alegre 17 de abril de 2007

O Projeto de: Dissertação

Protocolado sob nº: 0001/07
Intitulado: Efeito do tempo de polimerização na colagem de braquetes com o uso dos fotoativadores PAC e LED
Pesquisador Responsável: Prof. Dr. Ernani Menezes Marchioro
Pesquisadores Associados: Carine Maccarini Dall'Igna
Nível: Mestrado

Foi **aprovado** pela Comissão Científica e de Ética da Faculdade de Odontologia da PUCRS em 06 de março de 2007.

Profa. Dra. Marília Gerhardt de Oliveira
Presidente da Comissão Científica e de Ética da
Faculdade de Odontologia da PUCRS