

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

**INFLUÊNCIA DOS FOTOATIVADORES
LED E PAC NA COLAGEM DE
BRÁQUETES METÁLICOS EM
SUPERFÍCIES DE CERÂMICA**

ANA MARIA DOS SANTOS BAUMGARTEN

Porto Alegre
2007

Ana Maria dos Santos Baumgarten

**INFLUÊNCIA DOS FOTOATIVADORES LED E PAC NA COLAGEM DE
BRÁQUETES METÁLICOS EM SUPERFÍCIES DE CERÂMICA**

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

Orientador: Prof. Dr. Ernani Menezes Marchioro

Porto Alegre

2007

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

B348i Baumgarten, Ana Maria dos Santos
Influência dos fotoativadores LED e PAC na colagem de bráquetes metálicos em superfícies de porcelana / Ana Maria dos Santos Baumgarten. — Porto Alegre, 2007.
103 f. : il.

Diss. (Mestrado) – Faculdade de Odontologia. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. Mestrado em Ortodontia e Ortopedia Facial. PUCRS, 2007.

Orientador: Prof. Dr. Ernani Menezes Marchioro

1. Ortodontia. 2. Resinas - Colagens Ortodônticas. 3. Resistência dos Materiais (Odontologia). 4. Cerâmica Dentária. 5. Materiais Dentários. I. Título.

CDD 617.643

DEDICATÓRIA

***A minha família, Carlos Alexandre, Maria Leny e Maria Cristina,
que estiveram ao meu lado, me incentivaram e apoiaram
em todos os momentos da minha formação
pessoal e profissional.***

Agradecimientos

A Deus, pela vida.

Aos meus pais, Carlos Alexandre e Maria Leny, pela presença constante, dedicação e amor à nossa família. Obrigada pelo incentivo e apoio incondicional durante toda a minha caminhada.

A minha irmã, Maria Cristina, pelo amor, companheirismo e paciência durante essa etapa da minha vida.

A Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, onde concluí a graduação em Odontologia e onde novamente, pude retornar para realizar o curso de Mestrado, aperfeiçoando meu crescimento profissional.

A CAPES pelo financiamento da bolsa de estudo.

Ao Prof. Dr. Ernani Menezes Marchioro, pela disponibilidade e generosidade na orientação deste trabalho. Obrigada por sua amizade e confiança depositada em mim durante todo o curso de Mestrado.

Aos professores da disciplina de Materiais Dentários, Profa. Dra. Ana Maria Sphor, Profa. Dra. Luciana Mayumi Hirakata, Profa. Dra. Rosemary Sadami Ari Shinkai, Prof. Dr. Hugo Oshima e Prof. Eduardo Mota pela orientação na condução da parte experimental deste trabalho. Obrigada pela dedicação e disponibilidade.

Aos professores do Mestrado em Ortodontia, Profa. Dra. Luciane Macedo de Menezes, Profa. Susana Deon Rizzatto, Prof. Dr. Eduardo Martinelli de Lima, Prof. Dr. Ernani Menezes Marchioro e Prof. Dr. Telmo Bandeira Berthold. Exemplos de excelência na conduta profissional. Obrigada pelos ensinamentos, pela convivência e pela dedicação à Ortodontia.

Ao Prof. Dr. Eduardo Martinelli de Lima, por sua amizade, por sua dedicação aos alunos e à pesquisa, por sua generosidade e compreensão. Obrigada pela convivência alegre e por todos os ensinamentos recebidos.

Ao Centro de Microscopia e Microanálises da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul pela presteza na análise dos resultados desta pesquisa.

Aos professores do Departamento de Ortodontia e Ortopedia Facial da Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Dr. Carlos Alberto Mundstock, Dr. Enio Barcellos Ferreira, Dr. Telmo Bandeira Berthold, Dr. Eduardo Silveira Ferreira, Dr. José

Renato Prietsch e Dr. Breno Boeira Júnior pelos ensinamentos durante o período do programa de Internato, que muito contribuíram para minha formação profissional.

Aos meus colegas da IX turma de Mestrado, Ariadna Vecchi, Carine Maccarini Dall'Igna, Luciano Dias Giollo, Maíra Massuia de Souza e Ricardo Damo Meneguzzi. Pessoas especiais que tive a sorte de conhecer. Obrigada pela amizade, pelo companheirismo e pela generosidade em compartilhar conhecimentos, dificuldades e realizações.

Aos colegas da X turma de Mestrado, André Weissheimer, Daniela Marchiori, Janise Porto, Maurício Mezzomo, Patrícia Picolli e Stefan Cardon. Obrigada pela convivência e pela disponibilidade em auxiliar em todos os momentos.

Aos funcionários da Faculdade de Odontologia da PUCRS, pela atenção dispensada aos alunos e pacientes durante todo o curso de Mestrado.

A Labor Dental pela confiança, que prontamente cedeu o radiômetro para LED utilizado nesta pesquisa.

BAUMGARTEN, Ana Maria dos Santos. **Influência dos fotoativadores LED e PAC na colagem de bráquetes metálicos em superfícies de cerâmica**. Orientador: Prof. Dr. Ernani Menezes Marchioro. Porto Alegre, PUCRS, Faculdade de Odontologia, 2007, 102p., Dissertação (Mestrado em Ortodontia e Ortopedia Facial).

RESUMO

O objetivo do presente estudo foi avaliar e comparar, por meio do teste de resistência ao cisalhamento, a colagem de bráquetes em superfícies de cerâmica expostas a duas fontes luminosas (Ortholux™ LED e o Apollo® 95E), mediante diferentes tempos de exposição. Noventa discos de cerâmica foram divididos em seis grupos de acordo com a fonte de luz e o tempo de exposição utilizado. Para os grupos fotoativados com o LED foram usados os tempos de 10, 15 e 20 segundos e para os grupos polimerizados com o PAC, 4, 6 e 9 segundos. Após 24h de armazenamento em água destilada a 37°C, os corpos-de-prova foram submetidos ao teste de cisalhamento por meio da máquina de ensaio universal (Emic DL 2000®), numa velocidade de carregamento de 0,5 mm/min. De acordo com os testes estatísticos ANOVA e *Tukey*, houve diferença significativa entre os grupos estudados ($p < 0,05$). Houve equivalência estatística das médias de resistência de união dos grupos LED (10s, 15s e 20s) com os correspondentes grupos PAC (6s e 9s). O grupo PAC 4s apresentou média inferior aos demais grupos, não sendo indicado para colagem ortodôntica em cerâmica. Segundo o teste *Kruskal-Wallis*, houve diferença significativa na distribuição dos escores do Índice Adesivo Remanescente (IAR) entre os grupos ($p < 0,05$). Os grupos LED 20s, PAC 6s e PAC 9s apresentaram predominantemente índice 0. Comportamento oposto foi observado nos grupos LED 10s e PAC 4s, onde o escore 3 prevaleceu. O grupo LED 20s demonstrou a maior incidência de fraturas da cerâmica (53,3%). De modo geral, o tipo de descolagem mais freqüente foi o escore 3 do IAR, ocorrendo em 36,7% da amostra seguidos do escore 0 (35,6%), do qual não diferiu estatisticamente. Os resultados obtidos na presente pesquisa sugerem que as fontes luminosas de alta intensidade como o Ortholux™ LED e o Apollo® 95E são eficazes na fotoativação da

resina composta Transbond XT®, reduzindo o tempo necessário de polimerização durante a colagem de bráquetes metálicos em superfícies de cerâmica.

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

¹ BIREME: Centro Latino – Americano e do Caribe de Informações em Ciências da Saúde. DECS: Descritores em ciência da saúde. Disponível em <http://decs.bvs.br>. Acesso em 22 de outubro de 2007.

BAUMGARTEN, Ana Maria dos Santos. **Influence of light-curing units LED and PAC on bond strength of metallic brackets on porcelain surfaces**. Orientador: Prof. Dr. Ernani Menezes Marchioro. Porto Alegre, PUCRS, Faculdade de Odontologia, 2007, 102p., Dissertação (Mestrado em Ortodontia e Ortopedia Facial).

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate and compare by means of shear bond strength test, the performance of bracket bonding on porcelain, using different kinds of curing-light (Ortholux™ LED and Apollo 95E®), with different polymerization times. 90 ceramic discs were divided into six groups according to the source of light and exposure time. For LED groups, 10, 15 and 20 seconds were applied while for PAC groups 4, 6 and 9 seconds. After 24 hours of distilled water at 37°C storage, samples were submitted to the shear bond strength test using a universal testing machine (Emic DL 2000®) with a crosshead speed of 0,5 mm/min. According to the ANOVA and Tukey tests, there were statistical differences between the groups ($p < 0,05$). There was no statistical difference between LED groups when compared to PAC 6s and 9s groups. The 4s PAC group showed lower average shear bond strength when compared to the other groups, therefore this exposure time should be not indicated for bracket bonding on ceramic surfaces. According to Kruskal-Wallis test, there was statistical difference on the Adhesive Remnant Index (ARI) scores' distribution between the groups ($p < 0,05$). The groups LED 20s, PAC 6s and PAC 9s predominantly showed 0 index. On the other hand, the groups LED 10s and PAC 4s showed mainly score 3. The LED 20s group showed a major incidence of fractures on the porcelain surface (53,3%). Generally the most frequent ARI index obtained was 3 (36,7%) followed by index 0 (35,6%), with no statistical difference between them. These results suggest that high intensity light sources such as Ortholux™ LED and Apollo 95E® are effective on the polymerization of Transbond XT®, reducing the curing time necessary for bonding of metallic brackets on porcelain surfaces.

Key words²: Orthodontics. Dental bonding. Orthodontic brackets. Dental Porcelain. Light. Shear strength.

² BIREME: Centro Latino – Americano e do Caribe de Informações em Ciências da Saúde. DECS: Descritores em ciência da saúde. Disponível em <http://decs.bvs.br>. Acesso em 22 de outubro de 2007.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1A – Face vestibular do disco de cerâmica glazeada.....	46
Figura 1B – Altura do disco de cerâmica (5,5cm).....	46
Figura 2 – Discos de cerâmica posicionados na lâmina de cera utilidade.....	47
Figura 3 – Anéis de PVC posicionados sobre a lâmina de cera utilidade envolvendo os discos de cerâmica.....	48
Figura 4A – Resina acrílica autopolimerizável utilizada no preenchimento dos anéis de PVC para a inclusão dos discos de cerâmica.....	48
Figura 4B – Anéis de PVC posicionados sobre a lâmina de cera utilidade, envolvendo cada um dos discos de cerâmica, sendo preenchidos com resina acrílica autopolimerizável.....	48
Figura 5 – Disco de cerâmica incluído em anel de PVC.....	49
Figura 6 – Ácido fluorídrico a 10%.....	50
Figura 7 – Sistema adesivo Transbond XT®.....	51
Figura 8 – Aparelho de fotopolimerização por <i>Light Emitting Diode</i> (LED).....	52
Figura 9 – Aparelho de fotopolimerização por arco de plasma (PAC).....	52
Figura 10A – Radiômetro analógico para PAC.....	53
Figura 10B – Radiômetro analógico para LED.....	53
Figura 11 – Posicionamento da fibra óptica dos aparelhos fotopolimerizadores durante a colagem dos bráquetes.....	56
Figura 12 – Corpo-de-prova.....	56

Figura 13 – Descolagem dos bráquetes por cisalhamento pela máquina de ensaio universal.....	57
Figura 14 – Índice 0: a) Sem resina composta aderida à superfície de cerâmica b) Toda resina composta aderida ao bráquete.....	68
Figura 15 – Índice 1: a) Menos da metade da resina composta aderida à superfície de cerâmica b) Mais da metade da resina composta aderida ao bráquete.....	68
Figura 16 – Índice 2: a) Mais da metade da resina composta aderida à superfície de cerâmica b) Menos da metade da resina composta aderida ao bráquete....	69
Figura 17 – Índice 3: a) Toda resina composta aderida à superfície de cerâmica, inclusive a impressão da malha do bráquete b) Sem resina composta aderida ao bráquete.....	69
Figura 18 – Corpo de prova n° 13 do grupo LED 10s. Sinal de fratura da cerâmica (setas).....	70
Figura 19 – Corpo de prova n° 7 do grupo LED 15s. Sinal de fratura da cerâmica (setas), porém com dano pequeno à sua superfície.....	70
Figura 20 – Corpo de prova n° 1 do grupo LED 20s. Sinal de fratura da cerâmica (setas), com danos irreparáveis à sua superfície.....	71
Figura 21 – Corpo de prova n° 4 do grupo LED 20s. Fratura da cerâmica (setas).....	71

LISTA DE TABELAS E GRÁFICOS

Tabela 1 – Descrição das fontes luminosas.....	51
Tabela 2 – Valores médios da intensidade de luz obtidos com o uso de radiômetros específicos para cada fonte luminosa.....	53
Tabela 3 – Distribuição da amostra conforme o tipo de fonte luminosa e tempo de exposição.....	54
Tabela 4 – Análise de Variância (ANOVA).....	62
Tabela 5 – Comparação dos valores de resistência de união (MPa) obtidos dos seis grupos.....	62
Tabela 6 – Frequência e distribuição dos escores do Índice Adesivo Remanescente entre os seis grupos avaliados.....	64
Tabela 7 – Distribuição das frequências do IAR em toda a amostra.....	65
Gráfico 1 – Resultados para o teste de resistência de união.....	63
Gráfico 2 – Distribuição e frequência dos escores do Índice Adesivo Remanescente entre os grupos testados.....	65
Gráfico 3 – Distribuição dos escores do Índice Adesivo Remanescente de toda a amostra.....	67

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 – Índice Adesivo Remanescente idealizado por Årtun e Bergland.....	58
---	----

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

ANOVA	Análise de Variância
ARI	<i>Adhesive Remnant Index</i>
BR	Brasil
cm	Centímetro
cm ²	Centímetro quadrado
CP	Corpo-de-prova
<i>et al.</i>	Abreviatura de <i>et alli</i> = e outros
EUA	Estados Unidos da América
HFA	Ácido hidrofúorídrico
h	Hora
IAR	Índice Adesivo Remanescente
kg	Quilograma
kgf	Quilograma força
LED	<i>Light Emitting Diode</i>
MEV	Microscópio eletrônico de varredura
MPa	Megapascal
min.	Minutos
mm	Milímetro
mm/min	Milímetro por minuto
mm ²	Milímetros quadrados
mV	Milivolts
mW/cm ²	Miliwatt por centímetro quadrado
N	Newtons

NY	Nova York
n°	Número
nm	Nanômetro
PAC	<i>Plasma Arc</i> = Arco de plasma
PUCRS	Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul
PVC	Polivinil cloreto rígido
Ref.	Referência
QTH	<i>Quartz Tungsten Halogen Lamp</i> = Lâmpada de quartzo tungstênio-halogênio
RJ	Rio de Janeiro
s	Segundo
SP	São Paulo
SPSS	<i>Statistical Package for Social Sciences</i>
°	Graus
°C	Graus Celsius
%	Por cento
x	Veze
±	Desvio padrão
®	Marca registrada
™	<i>Trade mark</i>

SUMÁRIO

1. Introdução.....	20
2. Revisão de Literatura.....	24
2.1 Aparelhos Fotoativadores.....	24
2.2 Colagem ortodôntica em superfícies de cerâmica.....	33
3. Proposição.....	44
4. Metodologia.....	46
4.1 Composição da Amostra.....	46
4.2 Confeção dos Corpos-de-prova.....	47
4.2.1 Inclusão dos discos de cerâmica.....	47
4.2.2 Preparo da superfície de cerâmica e colagem dos bráquetes.....	49
4.3 Caracterização das Fontes Luminosas.....	51
4.4 Distribuição da Amostra.....	54
4.5 Armazenamento.....	56
4.6 Ensaio Mecânico.....	57
4.7 Análise dos Tipos de Fraturas.....	58
4.8 Análise Estatística.....	59
5. Resultados.....	62
6. Discussão.....	73
7. Conclusão.....	85

Referências Bibliográficas.....	88
Apêndices.....	100
Apêndice A – Valores da intensidade de luz com o uso de radiômetros específicos para cada tipo de fonte luminosa.....	100
Anexos.....	102
Anexo 1 – Carta de aprovação da Comissão de Ética da Faculdade de Odontologia da PUCRS.....	102

1. Introdução

No tratamento ortodôntico com aparelho fixo, um dos principais requisitos para o sucesso é o correto posicionamento dos bráquetes. A introdução da técnica de colagem com condicionamento do esmalte proporcionou mudanças definitivas na prática ortodôntica, como o aumento da resistência de união, a eliminação dos anéis em todos os dentes, o posicionamento preciso dos bráquetes, maior rapidez e praticidade, menor desconforto para o paciente e melhores condições periodontais, uma vez que há melhor acesso para a higiene dental (GRABER e VANARSDALL, 1996).

A fotopolimerização das resinas compostas foi introduzida no final dos anos 70 como alternativa ao sistema autopolimerizável do adesivo. Alguns anos depois, as lâmpadas de quartzo-tungstênio-halogênio (QTH) começaram a ser utilizadas na polimerização dos acessórios ortodônticos (TAVAS e WATTS, 1979; READ, 1984). As lâmpadas halógenas emitem luz quando a energia elétrica aquece um pequeno filamento de tungstênio, aumentando a temperatura. A maior parte da energia colocada no sistema é transformada em calor e uma pequena porção é liberada como luz. Moléculas fotoiniciadoras sensíveis à luz azul são ativadas, criando radicais livres que iniciam o processo de polimerização (DUNN e TALOUMIS, 2002).

Os sistemas fotopolimerizáveis exigem pelo menos 20 segundos para atingirem a resistência de união suficiente para a colagem de bráquetes com compósitos ortodônticos e 40 segundos para a polimerização de resinas fotopolimerizáveis modificadas por ionômeros, quando utilizamos as lâmpadas halógenas convencionais, devido a sua baixa densidade (WANG e MENG, 1992).

Recentemente, um grande número de sistemas fotopolimerizáveis tem sido proposto numa tentativa de reduzir o tempo de polimerização das resinas sem que haja redução nos valores de resistência de união. Pesquisas realizadas utilizando-se fotoativação através do laser de Argônio, ativação por luz de xênon (arco de plasma) e ativação por diodo (LED) têm demonstrado resultados estimulantes para os

ortodontistas, uma vez que o tempo de polimerização é reduzido para até um terço do tempo obtido com as lâmpadas de QTH (THIND, STIRRUPS e LLOYD, 2006).

A lâmpada de arco de plasma (PAC) possui alta potência, transmite grande intensidade de luz, com mais de 1000 mW/cm², propiciando rápida polimerização, gerando, por outro lado, considerável aumento de temperatura (NOMOTO, McCABE e HIRANO, 2004).

Os LEDs operam com comprimento de onda de 470 nm sem o uso de filtros para desencadear a reação de polimerização das resinas ortodônticas, não utilizam resistência para gerar a luz, além das vantagens de possuírem grande vida útil e poderem usar baterias (CERVEIRA, 2005). Esses dois tipos de aparelhos foram introduzidos como alternativas eficientes aos aparelhos de luz halógena e têm se tornado viáveis comercialmente.

Outro aspecto a ser considerado, tendo em vista o grande número de adultos que buscam o tratamento ortodôntico, é a colagem de bráquetes em superfícies de cerâmica. O glazeamento presente nas cerâmicas não permite a penetração das resinas durante a polimerização (SMITH *et al.*, 1988), sendo de fundamental importância um pré-tratamento, mecânico ou químico, dessas superfícies para que haja a adesão dos acessórios ortodônticos. Entretanto, a técnica convencional de condicionamento ácido do esmalte e adesivo é ineficiente nas restaurações de cerâmica (TÜRKKAHRAMAN e KÜÇÜKESMEN, 2006). Nesse sentido, muitas técnicas têm sido estudadas com o objetivo de obter adequada resistência de união, suficiente para suportar as forças ortodônticas, sem prejuízos às restaurações de cerâmica.

Os métodos de condicionamento das superfícies de cerâmica podem ser mecânicos ou químicos. Entre os métodos mecânicos, podem ser citados os seguintes: asperização da cerâmica com pontas diamantadas ou discos de lixa (KAO, BOLTZ e JOHNSTON, 1988; GILLIS e REDLICH, 1998) e jateamento da superfície com óxido de alumínio (ZACHRISSON, ZACHRISSON e BÜYÜKYILMAZ, 1996). Considerando os métodos químicos de pré-tratamento das cerâmicas, são encontrados na literatura os seguintes procedimentos: condicionamento com ácido fluorídrico com amplas variações

em relação à sua concentração (ZACHRISSON e BÜYÜKYILMAZ, 1993; KOCADERELI, CANAY e ACKA, 2001), condicionamento com ácido fosfórico a 35% ou 37% (AJLOUNI *et al.*, 2005) e a aplicação de silanos (MAJOR, KOEHLER e MANNING, 1995).

Os efeitos desses métodos de condicionamento e a utilização de adesivos têm sido comparados em várias pesquisas realizadas sobre colagem ortodôntica em cerâmica. Entretanto, o tipo de fotopolimerizador e o tempo de exposição não são citados como fatores que influem diretamente sobre a resistência de união de bráquetes nas superfícies cerâmicas.

Por esta razão, realizou-se um estudo comparativo entre os fotoativadores LED e PAC, em relação ao tempo de exposição e à resistência de união dos bráquetes às superfícies de cerâmica, utilizando-se como pré-tratamento da cerâmica o condicionamento com ácido fluorídrico a 10% durante 1 minuto, seguido da colagem com o Sistema adesivo Transbond XT®.

2. Revisão de Literatura

2.1 APARELHOS FOTOATIVADORES

Um fator de grande importância nas propriedades mecânicas do material restaurador é a sua polimerização (GONÇALVES, 2004). Muitos materiais usados em Odontologia, como, por exemplo: as resinas compostas para restauração e colagem ortodôntica, os adesivos dentinários e os cimentos de ionômero de vidro ou resinosos necessitam de uma polimerização feita especialmente por meio da fotoativação.

O fotopolimerizador é composto basicamente por lâmpada, filtro óptico e condutor de luz. Ele tem 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 (MONTENEGRO, 2003).

As lâmpadas halógenas (QTH) são as mais utilizadas na polimerização das resinas compostas. Esses aparelhos fotoativadores usam a maior parte de sua energia, produzida por uma corrente elétrica, para aquecer um filamento de tungstênio, que funciona como um resistor, até que ele brilhe, gerando luz. Apenas 1% do total da energia gerada é convertida em luz, sendo o restante transformado em calor (SWANSON *et al.*, 2004).

Atualmente, outros métodos de polimerização estão sendo usados na prática clínica, entre os quais, luz halógena pulsátil, luz emitida por arco de plasma de xenônio, luz de laser de argônio e, mais recentemente, a polimerização por meio da lâmpada LED (*Light Emitting Diode*). Os fotopolimerizadores variam em seu espectro de emissão e na energia de densidade (BERTHOLD, 2005).

O mecanismo de funcionamento dos aparelhos de fotoativação por luz halógena e por xênon ou arco de plasma (*PLASMA ARC - PAC*) é semelhante, pois a energia luminosa por eles produzida é incandescente. Em ambos há a presença de dois eletrodos envoltos em gás, halógeno ou xênon, e, com a passagem de corrente elétrica entre os pólos (eletrodos) através de filamentos, é gerada energia luminosa que emite todo o espectro eletromagnético, ou seja, produz luz branca, necessitando de filtros apenas para a emissão de luz azul (faixa de 450-490nm) (SWIFT, 2002; CERVEIRA, 2005). Entretanto, na polimerização produzida por arco de plasma, a intensidade da luz é maior (1600 - 2000 mW/cm²) e o espectro emitido é mais estreito, devido à natureza do gás (DEB e SEHMI, 2003).

A luz nos aparelhos de arco de plasma é obtida do gás conduzido eletricamente (plasma) que se forma entre dois eletrodos de tungstênio sob pressão. A emissão é filtrada para minimizar a transmissão de energias infravermelha e ultravioleta. A energia transmitida está na faixa visível entre 380-500 nm, com um pico de rendimento próximo a 480 nm. (CACCIAFESTA, SFONDRINI e SFONDRINI, 2000; CRAIG e POWERS, 2004). Devido a sua alta intensidade de potência, as luzes PAC polimerizam resinas compostas em curto período de tempo (1-10s) e, quando comparadas às luzes convencionais de halogênio, economizam considerável tempo clínico, sem contudo, afetar a resistência ao cisalhamento dos bráquetes ortodônticos (HOFMANN, 2002; ISHIKAWA *et al.*, 2001).

Segundo Rahiotis *et al.* (2004), quanto maior a intensidade de luz, maior a eficiência e a profundidade de polimerização, sendo menor o tempo de exposição necessário para a fotoativação das resinas ortodônticas. A alta intensidade de luz produzida pelos aparelhos PAC, de um lado, acelera a reação de polimerização, de outro, resulta na liberação de altas temperaturas na ponta do aparelho.

Devido à alta intensidade da luz, o tempo de polimerização das resinas compostas é bem menor com o arco de plasma. De acordo com os fabricantes, a exposição de um a três segundos de irradiação do arco de plasma (xênon) é suficiente para polimerizar resinas compostas, sendo que seriam necessários aproximadamente cinco minutos para a polimerização completa de ambas as arcadas dentárias. Um

período menor de fotoativação apresenta as vantagens de reduzir o risco de contaminação por saliva durante a colagem e, conseqüentemente, diminuir a incidência de falhas na resistência de união dos bráquetes ortodônticos (THIND, STIRRUPS e LLOYD, 2006).

Apesar de inúmeros estudos terem sido realizados sobre colagem ortodôntica com arco de plasma, o tempo de fotoativação ainda é o fator que apresenta resultados mais conflitantes.

A qualidade da polimerização, ou cura da resina, está na dependência da conversão do monômero em polímero. Nas resinas fotoativadas, para que haja a polimerização, precisa-se da interação entre o agente fotoiniciador – geralmente a canforoquinona e a amina iniciadora, induzida pelos aparelhos fotoativadores, num comprimento de onda específico. A faixa de absorção da canforoquinona varia de 370 nm a 500 nm, sendo o pico por volta de 470 nm (HAMMESFAHR, O'CONNOR e WANG, 2002). Nesse sentido, a interação dos agentes iniciadores e fotoativadores está na dependência da excitação pela luz. Essa luz pode ser ineficiente para a polimerização ou não atingir de forma adequada toda a massa de resina composta, prejudicando a polimerização (CERVEIRA, 2005). Pettemerides, Ireland e Sherriff em 2001, sugeriram que 2 segundos de ativação são suficientes para a polimerização satisfatória da resina composta, assim como Sfondrini *et al.* (2001), que recomendaram apenas 2 segundos para a fotoativação de resinas modificadas por ionômeros de vidro. Contudo, tempos de exposição maiores seriam mais indicados para que as propriedades mecânicas do material não sejam prejudicadas e a conversão monômero/polímero seja apropriada. Munksgaard, Peutzfeldt e Asmussen (2000) demonstraram que 3 segundos de polimerização com PAC resultou na eluição do monômero nas amostras de resina estudadas, sendo quatro vezes maior que os resultados obtidos com a luz halógena convencional. A qualidade da polimerização pode alterar a biocompatibilidade do adesivo (SHARKEY *et al.*, 2001), resultando em falhas de colagem. Ainda, a presença de monômero residual em grandes quantidades apresenta potencial tóxico aos tecidos adjacentes (DIETSHI, MARRET e KREJCI, 2003; PETTEMERIDES, SHERRIFF e IRELAND, 2004). Embora Cacciafesta *et al.* (2005)

tenham encontrado resultados promissores na colagem de bráquetes utilizando o arco de plasma por 4 segundos, Oesterle, Newman e Shellhart em 2001, e Signorelli *et al.*, em 2006, sugeriram que dois ciclos de 3 segundos seriam mais indicados do que apenas um ciclo de 6 segundos, gerando, dessa maneira, melhor distribuição da luz na base do bráquete e conseqüentemente, polimerização mais adequada.

Em um estudo realizado por Klocke *et al.* (2002), foi analisada a colagem de bráquetes em 150 dentes - 75 incisivos centrais e 75 pré-molares. Foram utilizados dois aparelhos PAC (Apollo 95E, DenMed e Wavelight, Dental Communications) e um aparelho QTH (Ortholux XT®, 3M Unitek) durante a colagem ortodôntica. Entre os aparelhos PAC, o tempo de polimerização variou entre 2 e 6 segundos, divididos em dois ciclos de 1 segundo e dois ciclos de 3 segundos, respectivamente. Os resultados demonstraram que apenas 2 segundos de polimerização representaram altos índices de falhas na colagem, em ambos os aparelhos testados. Os autores recomendaram o tempo de 6 segundos de fotoativação como sendo o mais adequado.

A resistência de união associada ao tempo de polimerização também foi estudada por Thind, Stirrups e Lloyd (2006), comparando a polimerização das resinas compostas com luz halógena, arco de plasma e LED. Para a pesquisa, foram utilizados 60 pré-molares divididos em três grupos. A colagem de bráquetes foi realizada com a resina Transbond XT®. No primeiro grupo – grupo controle – a polimerização foi feita por luz halógena (Ortholux XT™, 3M Unitek) durante 20 segundos; no segundo, foi usado o aparelho Ortho Lite™ (arco de plasma) por 6 segundos e, no terceiro grupo, utilizou-se Ortholux™ LED durante 10 segundos. Os resultados obtidos evidenciaram uma resistência de união satisfatória nos três grupos testados. Contudo, os aparelhos fotoativadores LED e PAC apresentaram menor tempo de trabalho.

Petterimedez, Sheriff e Ireland (2004), em estudo clínico com 20 pacientes, compararam a efetividade da colagem ortodôntica utilizando PAC e QTH. Dez pacientes tiveram os bráquetes colados com Transbond XT® e os outros dez pacientes, com Fuji Ortho™ LC, no total de 176 dentes colados em cada grupo. Os bráquetes foram fotopolimerizados por 20 segundos com a luz halógena e por 3 segundos com o arco de plasma. Os pacientes foram acompanhados por seis meses, sendo usadas como

parâmetro de comparação, as falhas de colagem. Não houve diferença estatística significativa entre os grupos testados, independente do sistema adesivo utilizado. Concluíram que o uso clínico do PAC representa um método seguro de fotoativação, porém seu alto custo deve ser considerado.

Em estudo clínico recente, Pandis, Strigou e Eliades (2007) avaliaram o percentual de falhas de colagem com duas diferentes fontes luminosas: LED e PAC. O tempo de exposição usado na pesquisa foi de 9 segundos para os dois aparelhos testados (Satelec mini Ortho LED – Satelec Acteon Group e Ortho Lite Plasma – 3M Unitek). Os pacientes da amostra foram acompanhados por um período de 13 a 18 meses, quando se submeteram a avaliação das falhas de colagem. Os resultados revelaram que o aparelho LED apresentou maior número de falhas de colagem (2,5 vezes) quando comparado ao PAC.

Outros fatores a serem considerados quando utilizamos a luz xênon são o calor gerado pela luz de alta intensidade e a possibilidade de atingir o tecido pulpar. Em um estudo com primatas, realizado por Üsümez, Büyükyilmaz e Karaman (2003), foram observados danos à polpa quando a temperatura excedeu a 42,5°C. Nesse sentido, nenhum aumento na temperatura da polpa deve exceder a 5°C ou 6°C. Os autores verificaram que, durante a polimerização com luz convencional, o aumento na temperatura pulpar foi de 3,3°C e, de apenas 0,9°C com o arco de plasma. Recentemente, Uzel *et al.* (2006) investigaram o aumento da temperatura pulpar durante a fotopolimerização da resina composta Transbond XT®. Dois fatores foram considerados: 1º) o tipo de fotopolimerizador (QTH, LED e PAC); 2º) a distância do aparelho ao dente no momento da fotoativação. Os autores concluíram que a luz halógena foi responsável pelo maior aumento de temperatura, embora nenhum dos aparelhos usados tenha alcançado o nível crítico de elevação da temperatura da polpa.

Yazici *et al.* (2006) compararam as mudanças na temperatura da polpa induzidas por diferentes fotoativadores: QTH, LED e PAC; com tempos de polimerização de 40 segundos para os aparelhos QTH e LED e de 3 segundos para o PAC. Foram realizadas cavidades ocluso-distais (Classe II) em molares humanos e, em seguida polimerizada uma fina camada de resina composta (2mm). Durante a fotoativação da

resina foi medida a temperatura da polpa dentária, que sofreu variações entre 1,4°C e 3,8°C. Os resultados obtidos na pesquisa indicaram que o maior aumento da temperatura pulpar foi com a luz halógena – 3,8°C e o menor, com o aparelho LED (1,4°C). Entretanto, nenhum dos aparelhos testados atingiu o nível crítico de elevação da temperatura pulpar de 5,5°C.

Nas colagens de bráquetes ortodônticos, a distância da polpa é maior em relação aos estudos que utilizam preparos cavitários, o esmalte e a dentina agem como barreiras protegendo a câmara pulpar. Portanto, o uso da luz arco de plasma (xênon) por seis segundos na colagem de bráquetes parece ser um método seguro de fotopolimerização (ÜSÜMEZ, BÜYÜKYILMAZ e KARAMAN, 2003).

Nos aparelhos LED, o diodo é constituído por semicondutores, sendo um pólo doador (N) e outro receptor (P) de elétrons, que, sob ação de corrente elétrica, emitem energia luminosa. A natureza do semicondutor determina o comprimento de onda (cor da luz) a ser emitido (DUKE 2001; CERVEIRA, 2005). A tecnologia dos aparelhos LED é conhecida desde a década de 60, entretanto, os comprimentos de onda emitidos por esses aparelhos correspondiam somente às cores vermelho, amarelo e verde, não apropriados para o uso odontológico. Na Odontologia, o semicondutor utilizado é de nitrito de gálio e índio (InGaN) (DUKE, 2001; WIGGINS *et al.*, 2004).

A energia luminosa emitida pelo diodo fica na faixa espectral da luz azul, qual seja, 450-490 nm (LEONARD *et al.*, 2002; NOMOTO, McCABE e HIRANO, 2004). Esse comprimento de onda é ideal para a absorção da canforoquinona, fotoiniciador presente na maioria das resinas compostas. Portanto, não há necessidade do uso de filtros, o aquecimento é menor e a vida útil maior, tendo durabilidade estimada em milhares de horas (SWIFT, 2002). Alguns autores demonstram que o tempo de duração da “lâmpada” varia em torno de 10.000 horas (MILLS, JANDT e ASHWORTH, 1999). Contudo, para Davidson e de Gee (2000), essa durabilidade é indeterminada.

A tecnologia utilizada nos aparelhos de emissão por LED dispensa o uso de filamentos e gases, utilizando-se de camadas cristalinas de semicondutores que, através de um processo conhecido por “epistaxe”, são sobrepostas. Por isso, esses

aparelhos são considerados artefatos sólidos (CERVEIRA, 2005). Desse modo, eles podem ser fabricados com tamanho menor, com maior durabilidade, baixa produção de calor e resistentes a choques e vibrações (MILLS, JANDT e ASHWORTH, 1999; SWIFT, 2002; BISHARA, AJLOUNI e OONSOMBAT, 2003; UHL, SIGUSCHI e JANDT, 2004).

Recentemente, Judy *et al.* (2006) avaliaram a durabilidade da lâmpada e a eficiência na colagem ortodôntica dos aparelhos LED: L. E. Demetron e Ortholux™ LED – 3M Unitek. Para a pesquisa, foram utilizados 166 molares humanos extraídos, divididos em dois grupos. O tempo de polimerização foi de 20 segundos para cada bráquete dividido em dois ciclos de 10 segundos, para ambos os grupos. Ao todo, 155 minutos foram utilizados para a polimerização da resina, sem a recolocação dos aparelhos nos seus carregadores. Ao final do estudo, a resistência de união dos bráquetes foi satisfatória nos dois grupos, sendo que os aparelhos demonstraram uma adequada potência por mais de 2 horas de utilização, sem necessidade de recarga, comprovando a alta durabilidade da lâmpada dos aparelhos LED.

Numerosos fatores estão envolvidos na conversão monômero/polímero de resinas compostas, incluindo o comprimento de onda, a intensidade de irradiação (potência - medida em mW/cm^2) e a duração da exposição (RUEGGENBERG, HASHINGER e FAIRHURST, 1990).

A primeira geração de aparelhos com tecnologia LED, com potência entre 12 e $400 \text{ mW}/\text{cm}^2$ e comprimento de onda de 450 nm, apresentava índices semelhantes em relação à profundidade da polimerização e o teste de dureza *Knoop*, quando comparado às lâmpadas QTH ($100 \text{ mW}/\text{cm}^2$). Ainda assim, o LED era tido como uma tecnologia promissora para a fotoativação (JANDT, *et al.*, 2000; KURACHI *et al.*, 2001). Entretanto, os novos aparelhos disponíveis, de alta potência ($1000 \text{ mW}/\text{cm}^2$), também chamados de segunda geração, com comprimento de onda de aproximadamente 470 nm exibem melhores resultados em relação à qualidade da polimerização, mantendo as propriedades físicas da resina, observadas durante a polimerização com luzes halógenas, sugerindo menor tempo de exposição (MILLS, JANDT e ASHWORTH, 1999).

Em sua dissertação de mestrado, Cerveira (2005) avaliou o grau de conversão monômero/polímero e a microdureza da resina Transbond XT®, através dos testes de microdureza superficial *Knoop* e espectrofotometria de Infravermelho (FTIR). Foram utilizadas as seguintes fontes luminosas: Curing Light XL3000 – 3M Unitek (luz halógena) e Ortholux™ LED – 3M Unitek. O estudo concluiu que a microdureza da resina apresenta correlação entre os tempos e as fontes luminosas analisadas e o percentual da conversão de monômero/polímero é semelhante em ambos os aparelhos. Contudo, a fotoativação com LED permite a redução em 50% do tempo em relação à luz halógena.

Muitas pesquisas têm sido desenvolvidas no sentido de estabelecer uma redução do tempo de fotoativação, durante a colagem de bráquetes, que propicie valores adequados de resistência de união, capazes de suportar as forças provenientes da mastigação e as exercidas pela mecânica ortodôntica. Nesse sentido, o tempo de polimerização reduzido é relatado como uma das principais vantagens dos aparelhos LED. Bishara, Ajlouni e Oonsombat (2003) relacionam, como vantagem da ponta turbo de um aparelho de LED, a diminuição do tempo de polimerização, por efetuar o procedimento em dois bráquetes ao mesmo tempo.

Segundo Vanderwalle *et al.* (2004) a alta intensidade de luz emitida pelos aparelhos LED é responsável pela disponibilização de mais fótons para a absorção, tornando a fotoativação da resina composta mais eficiente, pela maior conversão monômero/polímero. Desse modo, um maior número de moléculas de canforoquinona é excitado e reage com a amina terciária, formando radicais livres para a polimerização.

Swanson *et al.* (2004) testaram a resistência de união de bráquetes ao esmalte dentário de 240 molares utilizando as fontes luminosas: 1) QTH - Ortholux™ XT- 3M Unitek; 2) diodo – GC e-light – GC America, Elipar Free Light – 3M ESPE Dental Products e UltraLume™ LED – Ultradent. Todos os bráquetes foram fotoativados nos tempos de 40, 20 e 10 segundos. Os índices de resistência de união ultrapassaram 8 MPa em todos grupos estudados. Os autores verificaram a eficiência dos aparelhos LED na colagem ortodôntica e a possibilidade de redução no tempo de fotoativação. Resultado semelhante foi apontado no estudo de Üşümez, Büyükyılmaz e Karaman

(2004). Embora a polimerização com o LED tenha alcançado valores de resistência aceitáveis em todos os grupos, os autores recomendaram a fotoativação com LED por 20 segundos.

Em estudo realizado por Mavropoulos *et al.* (2005), foram usados 75 dentes bovinos decíduos para a colagem ortodôntica. Os bráquetes de incisivo central superior foram colados com resina Transbond XT®. Os corpos de prova foram divididos em cinco grupos, de acordo com o aparelho fotoativador e o tempo de polimerização: 1) Ortholux™ LED – 3M Unitek por 5 segundos; 2) Ortholux™ LED – 3M Unitek por 10 segundos; 3) Ultra-Lume™ LED- Ultradent por 5 segundos; 4) Ultra-Lume™ LED- Ultradent por 10 segundos e 5) Optilux™ 501 – Kerr por 40 segundos. Os resultados demonstraram que todos os aparelhos testados obtiveram médias de resistência de união satisfatórias – entre 9,5 MPa e 19,2 MPa. O aparelho Optilux™ 501 apresentou a maior resistência de união. Entretanto, os aparelhos LED, no tempo de exposição de 10 segundos, apresentaram índices semelhantes aos obtidos pela lâmpada halógena. Os autores recomendaram o tempo de exposição de 10 segundos para a colagem ortodôntica utilizando-se aparelhos LED, reduzindo o tempo de exposição para ¼ do tempo preconizado para a luz halógena.

Considerando-se ainda a utilização dos aparelhos LED e a redução do tempo de polimerização, Silta, Dunn e Peters (2005) realizaram uma pesquisa envolvendo 180 molares humanos extraídos, testando a colagem de bráquetes com dois aparelhos LED e um aparelho de luz halógena convencional. Os tempos de exposição variaram entre 6, 10 e 20 segundos para todos os aparelhos testados: Ortholux™ LED – 3M Unitek, Ultra-Lume™ LED – Ultradent e Optilux™ 501 – Kerr. Os índices de resistência de união diminuíram de acordo com a redução do tempo de exposição – 7,98 MPa (20 segundos) a 2,67 MPa (6 segundos), considerando-se o maior e o menor valores obtidos, respectivamente. Os autores concluíram que a fotoativação nos tempos de 10 e 20 segundos são as mais eficientes na utilização dos aparelhos LED.

Gronberg *et al.* (2006) relacionaram a fotoativação com o LED, na colagem de bráquetes com o tempo de polimerização e a distância da fibra ótica do aparelho até o acessório ortodôntico (1 mm a 10 mm). Os tempos testados foram 5, 10, 20 e 40

segundos. Todos os grupos experimentais apresentaram médias de resistência de união clinicamente aceitáveis, contudo os autores recomendaram o tempo de 10 segundos de fotopolimerização com LED de alta potência. Por outro lado, Mezzomo (2007), em sua dissertação de mestrado, investigando a eficiência do aparelho Ortholux™ LED na redução do tempo de polimerização, mediante diferentes tempos de exposição: 5, 10 e 15 segundos, encontrou altos valores de resistência, clinicamente aceitáveis, com o tempo de fotoativação de 5 segundos.

2.2 COLAGEM ORTODÔNTICA EM SUPERFÍCIES DE CERÂMICA

Muitos pacientes que procuram o tratamento ortodôntico possuem facetas e coroas de cerâmica. Por esta razão, a colagem ortodôntica nas superfícies cerâmicas tornou-se um procedimento comum na prática clínica. Nesse sentido, o ortodontista deve considerar dois aspectos importantes: de um lado, a colagem dos bráquetes, que deve oferecer boa resistência de união durante o período de tratamento; de outro, a descolagem – onde a integridade das restaurações deve ser mantida.

Muitos fatores influenciam a incidência de danos ocorridos nas restaurações de cerâmica após a descolagem de bráquetes, entre os quais podemos citar: (1) o tipo de cerâmica; (2) se a superfície da restauração é áspera ou glazeada; (3) o sistema de condicionamento da cerâmica utilizado para a colagem dos acessórios; (4) o tipo de adesivo ortodôntico usado e (5) o método de descolagem dos bráquetes (KAO e JOHNSTON, 1991).

A cerâmica surgiu como um material para a restauração dentária na década de 60, atingindo rapidamente grande aceitação pelos cirurgiões-dentistas e pacientes. Isto se deve à excelente estética alcançada com as restaurações de cerâmica, que possuem ampla faixa de sombras e translucências, conferindo naturalidade à restauração. A

maioria das cerâmicas possui o composto mineral feldspato, formado pelo óxido de potássio (K_2O), alumina (Al_2O_3) e sílica (SiO_2). O feldspato é misturado a outros óxidos metálicos e queimado em altas temperaturas, dando origem a duas fases: fase cristalina ou leucita e fase vítrea líquida, denominada eutética. Essa combinação proporciona durabilidade, biocompatibilidade e alta resistência à degradação química desse material no meio bucal. Entretanto, a cerâmica tem grande potencial abrasivo, provocando desgastes nos dentes antagonistas - devido à sua dureza, sendo também, como o esmalte dentário, um material bastante friável (PHILLIPS, 1998).

Numerosos métodos de condicionamento das cerâmicas têm sido propostos para o pré-tratamento dessas superfícies. As abordagens sugeridas na literatura para a preparação da cerâmica durante a colagem de bráquetes podem ser agrupadas em três categorias: condicionamentos mecânico, químico e uma combinação destes.

A finalidade do condicionamento mecânico da cerâmica é remover o glazeamento e asperizar a superfície para promover uma retenção mecânica suficiente para a adesão, possibilitando a colagem dos acessórios ortodônticos. Essa alteração na superfície da cerâmica pode ser alcançada através da microabrasão ou jateamento com óxido de alumínio (ZACHRISSON, ZACHRISSON e BÜYÜKYILMAZ, 1996; ANDREASEN e STIEG, 1988), asperização com pontas diamantadas (GILLIS e REDLICH, 1998) ou discos de lixa (BARBOSA *et al.*, 1995). Embora esses métodos proporcionem um aumento da resistência de união dos bráquetes, eles causam, também, danos irreversíveis à superfície da cerâmica (AJLOUNI *et al.*, 2005).

As alterações nas cerâmicas produzidas pelo condicionamento químico podem ser associadas aos procedimentos mecânicos ou, individualmente, podem alterar a superfície glazeada a fim de aumentar a resistência de união das resinas ortodônticas.

O condicionamento da superfície cerâmica com ácido fosfórico a 37% já foi utilizado em estudos prévios relatados na literatura (PANNES *et al.*, 2003). Entretanto, vários autores relatam uma resistência insuficiente, quando utilizado esse procedimento (ZACHRISSON e BUYUKYILMAZ, 1993; BARBOSA *et al.*, 1995; COCHRAN *et al.*, 1997; GILLIS e REDLICH, 1998; KOCADERELI, CANAY e ACKA, 2001).

Considerando ainda o pré-tratamento das superfícies de cerâmica, a literatura sugere a aplicação de silanos, individualmente ou após o condicionamento da cerâmica com ácido fluorídrico ou ácido fosfórico. A ação dos silanos é observada de duas maneiras: o grupo hidrolisado do agente de união reage com a porção inorgânica da cerâmica, enquanto o grupo orgânico-funcional reage com a resina e intensifica o processo de adesão (NEWMAN, DRESSLER e GRENADIER, 1984). A porção da molécula de silano que não é absorvida apresenta uma superfície livre que é umedecida pelos adesivos ortodônticos, formando uma ponte entre a resina e a cerâmica (HIGHTON, CAPUTO e MATYAS, 1979; NEWMAN, DRESSLER e GRENADIER, 1984). Contudo, comparando diferentes tipos de agentes de união, inúmeros autores provaram que a utilização do silano aumenta consideravelmente a resistência de união à cerâmica, provocando fraturas coesivas no material no momento da ruptura da união (KAO, BOLTZ e JOHNSTON, 1988; EUSTÁQUIO, GARNER e MOORE, 1988; GILLIS e REDLICH, 1998; JARDEL *et al.*, 1999). Ainda, Andreasen e Stieg (1988) encontraram fraturas nas cerâmicas durante os testes de tração e cisalhamento, nas superfícies onde foram utilizados silanos para a promoção da adesão bráquete-cerâmica. A maioria das fraturas observadas foi no grupo onde foi realizado o teste de cisalhamento. Newman, Dressler e Grenadier (1984) também relataram que a força de união entre a resina e a superfície de cerâmica obtida com o uso de silanos é suficiente para produzir fraturas nas restaurações. Por esta razão, sugeriram que na descolagem o alicate fosse posicionado nas faces mesial e distal do bráquete, de maneira a deformá-lo, removendo-o cuidadosamente. O restante da resina aderida à cerâmica poderia ser retirado com a ajuda de lâminas de bisturi ou brocas multilaminadas.

Com o objetivo de suprir as falhas ocasionadas pelo condicionamento com ácido fosfórico, o ácido hidrófluorídrico (HFA) é freqüentemente usado no condicionamento da cerâmica, com amplas variações em relação a sua concentração e ao tempo de aplicação. Ele aumenta a resistência de união dos acessórios ortodônticos à cerâmica, entretanto, a perda do glazeamento da cerâmica, fraturas no momento da descolagem, toxicidade, irritação dos tecidos bucais e o risco de queimaduras decorrentes da sua

utilização devem ser considerados (ZACHRISSON e BÜYÜKYILMAZ, 1993; TYLKA e STEWART, 1994; AIDA, HAYAKAWA e MIZUKAWA, 1995; ZACHRISSON, 2000).

Revisando a literatura, observa-se que o ácido fluorídrico a 9,6% já foi aplicado por 2 minutos (ZACHRISSON e BÜYÜKYILMAZ, 1993; TÜRKKAHRAMAN e KÜÇÜKEŞMEN, 2006; ELEKDAG-TURK *et al.*, 2007; KARAN, BÜYÜKYILMAZ e TOROĞLU, 2007) e por somente 20 segundos (KOCADERELI, CANAY e ACKA, 2001). Chung *et al.* (1999) aplicaram o ácido fluorídrico a 9% por 3 minutos, enquanto Schmage *et al.* (2003) o utilizaram com a concentração de 5% por 90 segundos. Ainda sobre as variações na concentração de ácido fluorídrico, este foi utilizado na concentração de 8% em diferentes tempos de aplicação: 3 minutos (KAO, BOLTZ e JOHNSTON, 1988), 2 minutos (GILLIS e REDLICH, 1998) e durante 1 minuto (HARARI *et al.*, 2003). Por outro lado, Valverde (2003) encontrou os melhores resultados com o ácido fluorídrico a 10%, aplicado tanto por 15 quanto por 30 segundos. Tomando como base a metodologia aplicada por Valverde (2003), Mattos e Capelli Júnior (2006) aplicaram ácido fluorídrico a 10% nos tempos de 15 segundos e 1 minuto. Os autores concluíram que o condicionamento com ácido fluorídrico a 10% durante 1 minuto produziu uma força de união adequada e, ao mesmo tempo, não causou qualquer dano à cerâmica durante a descolagem dos bráquetes. A aplicação do ácido fluorídrico por 15 segundos não forneceu uma resistência de união suficiente para suportar as forças geradas durante o tratamento ortodôntico. Diferentemente do esmalte, estudos prévios encontrados na literatura odontológica, consideram valores entre 6 MPa e 10 MPa como adequados para a colagem ortodôntica em cerâmica (EUSTÁQUIO, GARNER e MOORE, 1988; SMITH *et al.*, 1988; MAJOR, KOEHLER e MANNING, 1995; COCHRAN *et al.*, 1997; BOURKE e ROCK, 1999; CHUNG *et al.*, 1999)

Em um estudo realizado por Sampaio e Pacheco (2001), foi avaliada a influência do tempo de aplicação de ácido fluorídrico comparado ao jateamento com óxido de alumínio no condicionamento da cerâmica. Foram utilizadas 50 placas de cerâmica divididas em cinco grupos: os quatro primeiros grupos foram expostos a tempos diferentes de ácido fluorídrico a 4% - 1, 2, 3 e 4 minutos. O último grupo foi exposto a 5 segundos de jateamento com óxido de alumínio. Os resultados demonstraram que não

houve diferenças significativas referentes à resistência de união entre os cinco grupos estudados. Os autores sugeriram que o tempo de condicionamento com ácido fluorídrico não é um fator determinante na resistência da união cerâmica/adesivo.

Ao observar a estrutura morfológica da cerâmica ao microscópio, quando condicionada com ácido hidrófluorídrico a 9,6% durante 20 segundos, Akova *et al.* (2005) verificaram, na superfície da cerâmica, pequenas fissuras, micro sulcos e penetração profunda do HFA, demonstrando, neste estudo, a maior resistência de união dos grupos não-silanizados analisados. Gillis e Redlich (1998) relataram que o condicionamento ácido com HFA produz uma alteração uniforme em profundidade na superfície cerâmica, semelhante àquela produzida pelo ácido fosfórico no esmalte dentário. Entretanto, macroscopicamente, o tratamento com ácido hidrófluorídrico não modifica a estrutura da cerâmica, deixando sua superfície praticamente intacta, apesar dos índices de resistência de união, com essa técnica, serem os mais elevados dentre os grupos estudados. Avaliando a morfologia da cerâmica tratada com HFA a 10% durante 4 minutos, Sant'anna *et al.* (2002) observaram o entrelaçamento de sulcos e lacunas ao lado de ilhas de cerâmica glazeada que não foram afetadas pelo condicionamento ácido. Este mesmo padrão da superfície de cerâmica foi relatado por Tylka e Stewart (1994) em estudo prévio. Em ambos os estudos foi comprovada a efetividade do ácido hidrófluorídrico no pré-tratamento da cerâmica. Pesquisas têm demonstrado que, dependendo da concentração de ácido hidrófluorídrico, existe dissolução preferencial da fase vítrea ou da fase cristalina da cerâmica. Os diferentes tamanhos das partículas de cerâmica parecem ser outro fator que contribui também para a divergência dos padrões encontrados na literatura, das superfícies de cerâmica condicionadas com HFA (EDRIS *et al.*, 1990).

Por outro lado, num estudo que comparou a estrutura morfológica da cerâmica condicionada com ácido hidrófluorídrico a 4%, nos tempos de aplicação de 1, 2, 3 e 4 minutos, foi observado que quanto maior o tempo de preparo da cerâmica, maiores e mais profundas são as alterações em sua superfície. Contudo, no teste de resistência de união, os valores não foram diretamente proporcionais ao tempo de condicionamento, como foi descrito anteriormente. Por isso, os autores indicaram uma

utilização mais rápida do HFA no preparo da cerâmica, resultando em menor alteração morfológica (SAMPAIO e PACHECO, 2001).

A outra questão relacionada à colagem ortodôntica em facetas ou coroas de cerâmica, e diretamente ligada ao pré-tratamento dessas superfícies, se refere à integridade das restaurações após a descolagem, uma vez que elas permanecem em boca após o tratamento ortodôntico (ZACHRISSON e BÜYÜKYILMAZ, 1993).

A descolagem dos bráquetes, nos estudos *in vitro*, é realizada usualmente por meio do teste de resistência ao cisalhamento (WINCHESTER e ORTH, 1991; ZACHRISSON e BÜYÜKYILMAZ, 1993; ZACHRISSON, ZACHRISSON e BÜYÜKYILMAZ, 1996; BOURKE e ROCK, 1999). De acordo com Millett e McCabe (1996) ambos os testes, de tração e cisalhamento, podem ser utilizados, entretanto a resistência ao cisalhamento é preferível por representar uma situação clínica usualmente observada, uma vez que os dentes estão mais sujeitos às forças mastigatórias do que às forças de tração.

Por outro lado, a distribuição não uniforme do estresse gerado durante a descolagem e as variações na direção da força de descolagem, são relatadas como fatores determinantes na obtenção dos valores de resistência de união nas pesquisas laboratoriais (NEWMAN, DRESSLER e GRENADIER, 1984; WINCHESTER e ORTH, 1991). 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 no qual foi colado. Segundo Powers, Kim e Turner (1997), uma força de cisalhamento pura é difícil de ser conseguida, uma vez que a maioria dos testes de resistência incluem componentes de tensão, torção e tração.

Klocke e Kahl-Nieke (2006) determinaram a influência da direção da força de cisalhamento na resistência de união dos bráquetes por meio de um estudo envolvendo 150 dentes bovinos embutidos em anéis de PVC, preparados para colagem com resina Transbond XT®. O ensaio mecânico foi realizado empregando uma alça confeccionada com fio ortodôntico posicionado nas haletas inferiores dos acessórios. Os grupos foram divididos de acordo com a direção empregada na descolagem: Grupo A – forças

direcionadas à superfície do esmalte; Grupo B – forças paralelas à base do bráquete; Grupo C – desviando 15° da base do bráquete; Grupo D – desviando 30° e Grupo E – desviando 45°. Os valores de resistência de união foram significativamente influenciados pela direção da força de descolagem, diminuindo na medida em que a alça foi inclinada.

O modo de fratura da interface bráquete – esmalte/cerâmica obtido na descolagem fornece informações sobre a resistência coesiva do material testado, a resistência de união entre o material e a estrutura dentária e entre o material e a base do bráquete (FOX, McCABE e BUCKLEY, 1994). Beech e Jalaly (1981) relataram que as falhas associadas ao teste de cisalhamento ocorreram, em sua maioria, na interface adesivo – esmalte, semelhantes às observadas por Zachrisson (1977) em estudo clínico.

Durante a remoção dos bráquetes, as falhas na descolagem podem ser adesivas, quando entre dois materiais diferentes, ou coesivas, quando no âmbito de um mesmo material. Uma descolagem ortodôntica ideal deveria ter uma falha adesiva entre o adesivo e a cerâmica, de tal maneira que todo o adesivo fosse removido com o bráquete, deixando a superfície da cerâmica livre de resíduos resinosos. Uma falha coesiva só seria aceitável se ocorresse dentro da camada do adesivo resinoso (MATTOS e CAPELLI JÚNIOR, 2006). As falhas coesivas estão associadas a fraturas nas superfícies de cerâmica (SMITH *et al.*, 1988). Thurmond, Barkmeier e Wilwerding (1994) relataram que uma resistência de união maior que 13 MPa está diretamente relacionada a fraturas coesivas. Outros fatores têm influência no aparecimento de falhas coesivas, como as apontadas nos seguintes estudos: o adesivo utilizado na colagem ortodôntica (ZACHRISSON e BÜYÜKYILMAZ, 1993; GILLIS e REDLICH, 1998; JOST-BRINKMANN e BÖHME, 1999), o tipo de cerâmica, o pré-tratamento desta e a remoção da *glaze* (KAO e JOHNSTON, 1991; LU *et al.*, 1992).

O condicionamento da superfície de cerâmica deve ser feito preferencialmente sem a remoção da camada de *glaze*, uma vez que a maioria das falhas observadas e fraturas da cerâmica ocorrem em superfícies que sofreram aplicação de silanos, asperização e remoção do glazeamento da cerâmica (KAO e JOHNSTON, 1991;

NEBBE e STEIN, 1996; BOURKE e ROCK, 1999). Ainda, o desgaste da camada superficial da cerâmica (*glaze*) reduz a resistência transversa da cerâmica pela metade. Portanto, a camada de *glaze* age como uma barreira protetora, diminuindo efetivamente a propagação de fendas e sulcos durante a descolagem dos acessórios ortodônticos e mantendo a integridade da superfície de cerâmica (PHILLIPS, 1998).

A ocorrência de falhas adesivas e coesivas durante a descolagem de bráquetes por cisalhamento em superfícies de cerâmica é bastante freqüente, embora, segundo relatos presentes na literatura odontológica, existe maior incidência de falhas adesivas (HARARI *et al.*, 2003; SCHMAGE *et al.*, 2003)

O método de análise das falhas na colagem ortodôntica é um parâmetro crucial nos estudos sobre adesão bráquete - esmalte/cerâmica (AKOVA *et al.*, 2005).

A comparação dos resultados obtidos a partir do índice de adesivo remanescente - IAR, descrito por Årtun e Bergland (1984), é bastante útil na determinação percentual dos locais das falhas da colagem através da quantidade de resina remanescente na superfície da amostra (SCHANEVELDT e FOLEY, 2002).

Sant'anna *et al.* (2002) analisaram o tipo de falha durante a descolagem de bráquetes ortodônticos em superfícies de cerâmica. Após a descolagem por cisalhamento, um grande número de fraturas coesivas da cerâmica foi encontrado em todos os grupos estudados: 36% das amostras no grupo que não recebeu nenhum tipo de tratamento, somente aplicação de silano; 68% no grupo abrasionado com brocas diamantadas; 54% no grupo condicionado com ácido fluorídrico a 10% por 4 minutos e 50% no grupo submetido ao jateamento com óxido de alumínio.

Em outro estudo, Harari *et al.* (2003) avaliaram a descolagem de bráquetes em superfícies de cerâmica. No grupo onde foi utilizado ácido fluorídrico a 8% por 1 minuto seguido da aplicação de silano, as falhas foram principalmente adesivas – 70% entre adesivo e cerâmica e 25% entre bráquete e adesivo. Falhas coesivas foram verificadas dentro da camada de adesivo nos grupos condicionados com ácido fluorídrico associado ao silano e no grupo submetido ao jateamento com óxido de alumínio sem silano (5% em cada grupo). Nenhuma falha coesiva ocorreu dentro da camada de

cerâmica. Schmage *et al.* (2003) também analisaram a superfície da cerâmica após a descolagem. As falhas adesivas na interface adesivo/cerâmica foram observadas principalmente nos grupos tratados com pontas diamantadas, nos dois grupos tratados com ácido fluorídrico a 5% e no grupo que recebeu jateamento com óxido de alumínio sem silano. Entretanto, todas as falhas foram coesivas dentro da camada de cerâmica no grupo que recebeu sílica e silanização. Em 2006, Mattos e Capelli Júnior encontraram em seu estudo, utilizando ácido fluorídrico na concentração de 10% seguido da aplicação de silano, 70% de falhas coesivas dentro da camada de resina composta e 30% de falhas adesivas entre a resina e o bráquete, ficando toda a resina remanescente na superfície cerâmica. Nenhuma falha coesiva dentro da camada de cerâmica foi verificada. Comportamento semelhante foi descrito por Zachrisson, Zachrisson e Büyükyilmaz (1996) em estudo prévio.

Considerando o efeito da polimerização com aparelhos LED na colagem de bráquetes em superfícies de cerâmica, Türkkahraman e Küçükeşmen (2006), em dois estudos, concluíram que o tipo de luz usada na polimerização de bráquetes em cerâmica é um importante fator a ser considerado. Os autores indicaram, também, que o aparelho fotoativador LED é mais efetivo que os aparelhos QTH convencionais na colagem de bráquetes cerâmicos em superfícies de cerâmica. Elekdag-Turk *et al.* (2007) analisaram 96 placas de cerâmica feldspática, as quais receberam o seguinte tratamento antes da colagem ortodôntica: 1) jateamento com óxido de alumínio por 4 segundos; 2) condicionamento com HFA 9,6% por 2 minutos; 3) aplicação de silano. As pastilhas de cerâmica foram divididas em oito grupos de acordo com o aparelho fotoativador usado: Grupos 1 e 2 foram polimerizados com lâmpada halógena convencional por 10 e 20 segundos; Grupos 3, 4 e 5 foram polimerizados com diodo – intensidade de 1200 mW/cm^2 - por 3, 5 e 10 segundos; Grupos 6, 7 e 8, o LED foi utilizado em modo rápido (*fast mode*) – intensidade de 1500 mW/cm^2 - pelos tempos de 3, 5 e 10 segundos, respectivamente. Altos índices de resistência de união foram verificados em todos os grupos, em média, 15 MPa. Os autores encontraram grande incidência de escore ARI = 0 em todos os grupos estudados, indicando que as falhas foram principalmente adesivas (interface adesivo/cerâmica). Contudo, 50% das facetas de cerâmica sofreram algum dano em sua superfície.

Durante a realização de pesquisas envolvendo colagem de bráquetes, há que se levar em consideração o grande número de variáveis que podem influenciar os resultados obtidos, visto que estes são dependentes de vários fatores, os quais podem ser citados: o tempo de fotopolimerização e a fonte de luz utilizada (ÜSÜMEZ, BÜYÜKYILMAZ e KARAMAN, 2004; MAVROPOULOS *et al.*, 2005, THIND, STIRRUPS e LLOYD, 2006), o tipo de substrato (OESTERLE, SHELLHART e BALANGER, 1998), o sistema adesivo (SHAMSI *et al.*, 2006), o tempo de armazenamento e termociclagem (ZACHRISSON, ZACHRISSON e BÜYÜKYILMAZ, 1996), o tipo de ensaio mecânico realizado (BEECH e JALALY, 1981; MILLET e McCABE, 1996) a velocidade de carregamento no ensaio mecânico (BISHARA *et al.*, 2005) e a direção de aplicação da força no bráquete (KLOCKE e KAHL-NIEKE, 2006).

A presença do acessório no momento da colagem ortodôntica deve ser considerada como uma barreira à passagem da luz, principalmente no caso de bráquetes metálicos. Por esta razão, Chevitaese e Ruellas (2005) recomendam a aplicação da luz em torno do bráquete.

Oyama, Komori e Nakahara (2004) relataram que a intensidade de luz diminui significativamente com o aumento da distância. Por isso, os autores sugeriram posicionar a fibra ótica do aparelho o mais próximo possível da interface dente/bráquete, formando um ângulo de 45° com a superfície dentária. Por outro lado, Cacciafesta *et al.*, em 2005, demonstraram que a distância da ponta do aparelho ao bráquete não é um fator decisivo nos valores de resistência de união, independente do tipo de fonte luminosa utilizada.

Como podemos observar na revisão bibliográfica realizada, as pesquisas até aqui desenvolvidas vêm levando em consideração os fatores referentes ao condicionamento prévio da cerâmica e à resistência de união alcançada na colagem de bráquetes. Entretanto, o aparelho fotoativador não é mencionado, na maioria dos estudos, como um fator que exerce grande influência na qualidade da polimerização obtida e na redução do tempo total da consulta em uma das fases mais importantes do tratamento ortodôntico que é a montagem do aparelho fixo.

3. Proposição

O objetivo geral deste estudo foi verificar a resistência de união à superfície de cerâmica, de acessórios ortodônticos polimerizados por LED e PAC.

Objetivos específicos:

1. Comparar, *in vitro*, os valores de resistência de união ao cisalhamento de bráquetes metálicos colados com resina composta Transbond XT®, fotopolimerizados por duas fontes de luz (LED e PAC) com diferentes tempos de exposição (10s, 15s e 20s; 4s, 6s e 9s) respectivamente;
2. Testar a viabilidade da redução do tempo de fotoativação, comparando-se as fontes luminosas LED e PAC;
3. Avaliar os tipos de fraturas obtidas no momento da descolagem.

4. Metodologia

4.1 COMPOSIÇÃO DA AMOSTRA

A amostra do presente trabalho foi composta por 90 discos de cerâmica, totalmente planos, cada um com 9mm de diâmetro e 5,5mm de altura (Figura 1A e 1B). Primeiramente, foi aplicada cerâmica feldspática de corpo Vita Omega³ sendo empregada, posteriormente, uma camada de *glaze* em apenas uma das superfícies dos discos de cerâmica⁴, simulando a face vestibular de uma coroa de cerâmica.

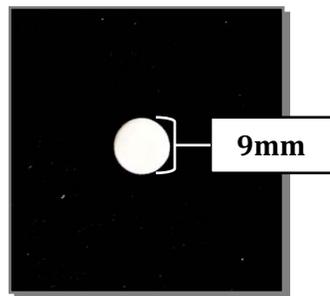


Figura 1A

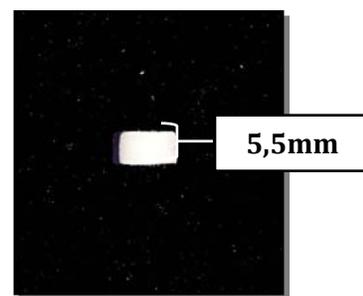


Figura 1B

Figura 1A – Face vestibular do disco de cerâmica glazeada.

Figura 1B – Altura do disco de cerâmica (5,5 mm).

³ Vita Omega, Bad Sackingen, Germany.

⁴ Vita Omega, Bad Sackingen, Germany.

4.2 CONFECÇÃO DOS CORPOS-DE-PROVA

4.2.1 Inclusão dos discos de cerâmica

Para a realização do teste de cisalhamento, os 90 discos de cerâmica foram incluídos em anéis padronizados de PVC⁵ com 20 mm de diâmetro e altura.

A área de colagem do bráquete foi determinada na porção central do disco de cerâmica.

Sobre uma lâmina de cera utilidade⁶ foram posicionados os discos de cerâmica, com a face glazeada voltada para a lâmina de cera, de modo que a área de colagem, previamente determinada, ficasse paralela ao solo (Figura 2). As pastilhas de cerâmica foram pressionadas contra a lâmina de cera utilidade. Com uma espátula de cera nº 31⁷ aquecida, as bordas de cera utilidade foram plastificadas afim de fixar os discos de cerâmica.

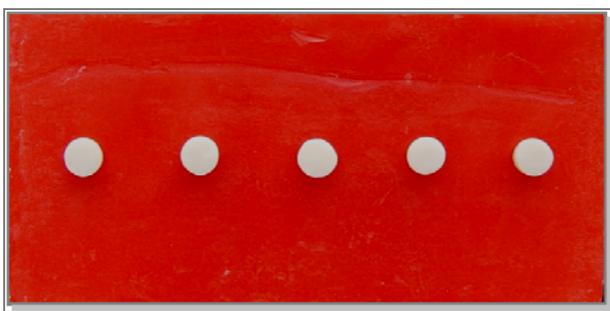


Figura 2 – Discos de cerâmica posicionados na lâmina de cera utilidade.

⁵ PVC Tigre®, BR.

⁶ Cera utilidade, Cera Clássico, SP, BR.

⁷ Espátula de cera nº 31, Duflex, BR.

Após, os anéis de PVC foram posicionados sobre a lâmina de cera utilidade, de forma a envolver todo o disco de cerâmica e, em seguida, pressionados, estabelecendo-se um perfeito vedamento (Figura 3). Estando os anéis fixados nas posições adequadas, os mesmos foram preenchidos com resina acrílica autopolimerizável⁸ (Figura 4A e 4B).



Figura 3 – Anéis de PVC posicionados sobre a lâmina de cera utilidade envolvendo os discos de cerâmica.



Figura 4A



Figura 4B

Figura 4A – Resina acrílica autopolimerizável utilizada no preenchimento dos anéis de PVC para a inclusão dos discos de cerâmica.

Figura 4B – Anéis de PVC posicionados sobre a lâmina de cera utilidade, envolvendo cada um dos discos de cerâmica, sendo preenchidos com resina acrílica autopolimerizável.

⁸ Resina autopolimerizável rosa. Pó e líquido, JET, SP, BR.

Em seguida, após a presa da resina acrílica, os discos de cerâmica embutidos nos anéis de PVC foram removidos da lâmina de cera utilidade e lavados com vapor de água⁹ para eliminar os resíduos deixados pela cera durante o processo de inclusão (Figura 5).



Figura 5 – Disco de cerâmica incluído em anel de PVC.

4.2.2 Preparo da superfície de cerâmica e colagem dos bráquetes

Esta etapa obedeceu à seguinte seqüência de procedimentos:

- a) Profilaxia – Com taça de borracha, em baixa rotação, utilizando pedrapomes e água, durante 10 segundos;
- b) Lavagem – Com água destilada por 10 segundos;
- c) Secagem – Com jato de ar da seringa tríplice, isento de água e óleo, por 10 segundos a uma distância de 5,0 cm;

⁹ Aquaclean 3, Degussa Dental.

- d) Condicionamento da cerâmica – Com ácido fluorídrico a 10%¹⁰ (Figura 6) durante 1 minuto e, posteriormente, lavado com água destilada por 30 segundos;
- e) Secagem – Com jato de ar da seringa tríplice, isento de água e óleo, por 10 segundos a uma distância de 5,0 cm;
- f) Aplicação do adesivo do Transbond XT®¹¹ sobre a cerâmica condicionada;
- g) Aplicação da resina composta Tranbond XT® na base do bráquete e posicionamento do mesmo sobre a superfície de cerâmica com leve pressão manual, seguido de remoção dos excessos;
- h) Fotoativação do adesivo e da resina composta – Foi realizada de acordo com o tipo de fonte luminosa e os tempos de exposição determinados na distribuição da amostra, que será relatada a seguir.

Para a colagem, foram utilizados 90 bráquetes metálicos de incisivo lateral superior¹², sendo, portanto, um bráquete para cada corpo-de-prova. A área de cada bráquete foi calculada em 14,8 mm².

O Sistema Adesivo Transbond XT® foi utilizado em todas as colagens (Figura 7, página 52). Estas foram executadas pelo mesmo operador, usando uma pinça de apreensão¹³ e, em seguida, os excessos foram removidos com sonda exploradora¹⁴.



Figura 6 – Ácido fluorídrico a 10%.

¹⁰ Ácido fluorídrico 10%, Condicionador de Porcelanas, Dentsply, RJ, BR.

¹¹ Sistema Adesivo Transbond XT®, 3M-UNITEK, Monrovia, CA, USA.

¹² Ref. 10.30.202, Morelli®, SP, BR.

¹³ Pinça de apreensão, ref. 137, Duflex, BR.

¹⁴ Sonda exploradora nº 5, Duflex, BR.



Fonte: 3M - Unitek

Figura 7 – Sistema adesivo Transbond XT®.

4.3 CARACTERIZAÇÃO DAS FONTES LUMINOSAS

Neste estudo foram utilizados dois fotoativadores, um com lâmpada de xênon (PAC) e outro com lâmpada LED (diodo) (Figuras 8 e 9, página 53). As duas fontes luminosas estão descritas na Tabela 1.

Tabela 1 – Descrição das fontes luminosas

Tipo	Nome Comercial	Comprimento de onda (nm)	Diâmetro da ponteira (mm)	Fabricante
LED	Ortholux™ LED Curing Light	430 – 480	8	3M - Unitek
PAC	Apollo® 95E	460 – 490	8	DenMed Technologies USA



Figura 8 – Aparelho de fotopolimerização por *Light Emitting Diode* (LED).



Figura 9 – Aparelho de fotopolimerização por arco de plasma (PAC).

A intensidade de luz dos aparelhos foi monitorada através da utilização de radiômetros específicos para cada tipo de fonte luminosa. Para o aparelho Apollo® 95E, foi usado radiômetro analógico¹⁵ (Figura 10A, página 54) assim como para o LED, onde também foi utilizado um radiômetro analógico¹⁶ (Figura 10B, página 54) A Tabela 2, página 54, mostra os resultados médios encontrados para essas medidas. A tabela com

¹⁵ Litex, Califórnia, EUA.

¹⁶ Demetron, Califórnia, EUA.

os valores de cada aferição dos aparelhos com seus respectivos radiômetros pode ser observada no Apêndice A (página 101).



Figura 10A



Figura 10B

Figura 10A – Radiômetro analógico para PAC.

Figura 10B – Radiômetro analógico para LED.

Tabela 2 – Valores médios da intensidade de luz obtidos com o uso de radiômetros específicos para cada fonte luminosa

	Radiômetro para LED	Radiômetro para PAC
LED	816 mW/cm ²	
PAC		1810 mW/cm ²

Fonte: Dados da pesquisa, PUCRS, 2007.

As aferições da intensidade da luz dos aparelhos foram realizadas, com seus respectivos radiômetros, inicialmente, a cada 15 colagens de bráquetes, obedecendo a ordem dos grupos previamente determinados.

4.4 DISTRIBUIÇÃO DA AMOSTRA

Para a realização deste estudo, os 90 corpos-de-prova foram divididos em seis grupos de acordo com a fonte luminosa e com o tempo de exposição utilizado para a fotopolimerização da resina na colagem dos bráquetes. O desenho esquemático deste estudo pode ser visto, a seguir, na Tabela 3.

Tabela 3 – Distribuição da amostra conforme o tipo de fonte luminosa e tempo de exposição

<i>Light Emitting Diode (LED)</i>			<i>Arco de Plasma (PAC)</i>		
10 segundos n = 15	15 segundos n = 15	20 segundos n = 15	4 segundos n = 15	6 segundos n = 15	9 segundos n = 15
<i>Grupo I</i> <i>LED 10s</i>	<i>Grupo II</i> <i>LED 15s</i>	<i>Grupo III</i> <i>LED 20s</i>	<i>Grupo IV</i> <i>PAC 4s</i>	<i>Grupo V</i> <i>PAC 6s</i>	<i>Grupo VI</i> <i>PAC 9s</i>

Fonte: Dados da pesquisa, PUCRS, 2007.

Os tempos propostos nos grupos foram selecionados entre os disponíveis em cada fotoativador.

Os bráquetes colados nos *Grupos LED 10s, LED 15s e LED 20s* foram fotoativados com o aparelho Ortholux™ LED Curing Light (3M – UNITEK) com tempos de exposição de 10, 15 e 20 segundos, respectivamente.

Os *Grupos PAC 4s, PAC 6s e PAC 9s* foram polimerizados com o aparelho Apollo® 95E (DenMed Technologies USA) com tempos de exposição de 4, 6 e 9 segundos, respectivamente.

Os procedimentos de fotoativação, tanto com PAC quanto com o LED, foram realizados mantendo-se a ponta da fibra ótica do aparelho fotopolimerizador

posicionada próxima às arestas laterais do bráquete, obedecendo à posição de 3 e 9 horas para a fotoativação em dois ciclos e de 3, 9 e 12 horas para a fotoativação em três ciclos.

Para os grupos fotoativados com o LED, os tempos referidos anteriormente foram divididos de acordo com a seqüência a seguir descrita:

- 1) *Grupo LED 10s*: dois ciclos de 5 segundos;
- 2) *Grupo LED 15s*: três ciclos de 5 segundos;
- 3) *Grupo LED 20s*: dois ciclos de 10 segundos.

Nos grupos polimerizados com o PAC, os tempos de exposição de 4, 6 e 9 segundos obedeceram à seguinte divisão de ciclos de fotoativação:

- 1) *Grupo PAC 4s*: dois ciclos de 2 segundos;
- 2) *Grupo PAC 6s*: dois ciclos de 3 segundos;
- 3) *Grupo PAC 9s*: três ciclos de 3 segundos.

Os tempos de fotoativação da resina foram divididos dessa forma afim de proporcionar uma melhor distribuição da luz na base do bráquete e, assim, obter uma polimerização mais adequada.

A ponta da fibra ótica dos aparelhos foi posicionada o mais próximo do bráquete, sem deslocá-lo, formando com a face vestibular da faceta de cerâmica um ângulo de 45° (Figura 11, página 57).

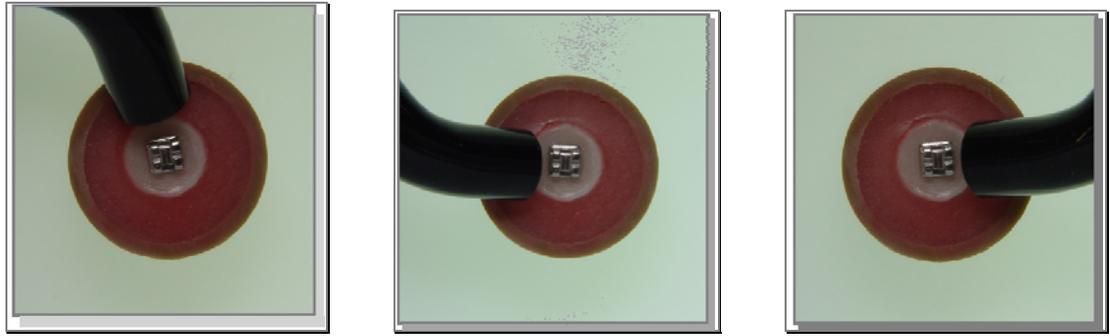


Figura 11 – Posicionamento da fibra óptica dos aparelhos fotopolimerizadores durante a colagem dos bráquetes.

4.5 ARMAZENAMENTO

Após a colagem dos bráquetes (Figura 12), toda a amostra foi armazenada em recipiente fechado e imersa em água destilada a 37°C por 24 horas. Após este período realizou-se a descolagem dos bráquetes por meio do ensaio mecânico de cisalhamento.



Figura 12 – Corpo-de-prova.

4.6 ENSAIO MECÂNICO

Os 90 corpos-de-prova foram fixados em um dispositivo metálico na parte inferior da máquina de ensaio universal (*Emic DL2000*[®]). Para a realização do teste de cisalhamento, a alça confeccionada com fio ortodôntico de secção 0,6 mm¹⁷ foi posicionada numa garra na porção superior da máquina de ensaio. Durante a realização do teste, essa alça foi posicionada nas haletas inferiores do bráquete. Após, a máquina foi acionada, com velocidade de 0,5mm por minuto, executando um movimento paralelo à superfície do disco de cerâmica e ao bráquete até a descolagem (Figura 13). A máquina de ensaio está conectada a um computador que possui o software Mtest capaz de registrar os valores em Megapascal (MPa), a partir da força máxima (N) no momento da ruptura.

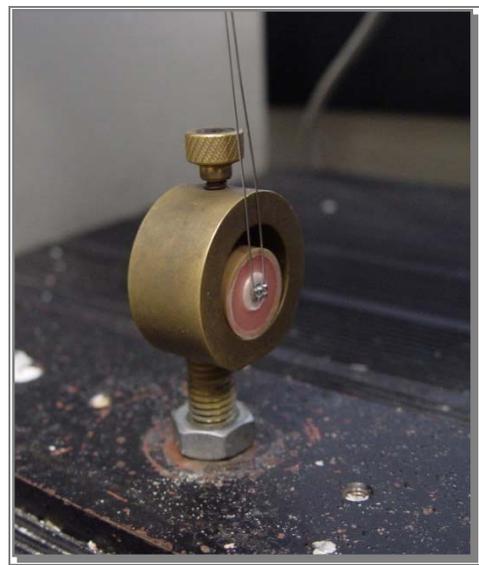
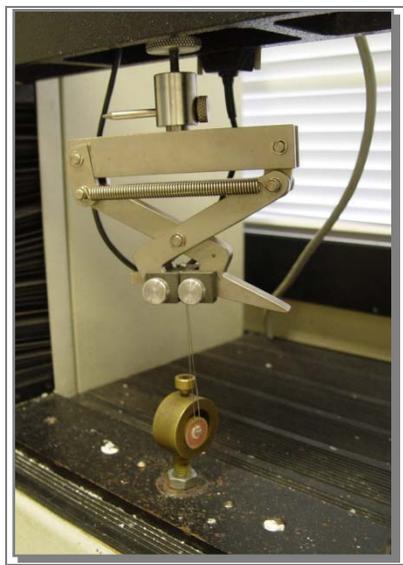


Figura 13 – Descolagem dos bráquetes por cisalhamento pela máquina de ensaio universal.

¹⁷ Ref. 55.01.560, Morelli®, SP, BR.

4.7 ANÁLISE DOS TIPOS DE FRATURAS

Após a descolagem por cisalhamento, os bráquetes foram fixados junto aos seus respectivos anéis de PVC para que pudessem, posteriormente, serem examinados. As facetas de cerâmica, juntamente com os bráquetes descolados foram analisadas com uma lupa estereoscópica com aumento de 10 vezes para que se determinasse o padrão de fratura e o índice adesivo remanescente – IAR (*Adhesive Remnant Index – ARI*), descrito por Årtun e Bergland (1984). Esta análise é baseada em uma escala de escores que varia de 0 a 3 (Quadro 1).

Quadro 1 – Índice Adesivo Remanescente idealizado por Årtun e Bergland.

Escore	Quantidade de resina aderida ao esmalte
0	indica a ausência de qualquer resíduo da camada adesiva na superfície cerâmica.
1	indica a presença de menos da metade da resina remanescente na superfície cerâmica.
2	indica a presença de mais da metade da resina remanescente na superfície cerâmica.
3	indica a presença de toda a resina remanescente na superfície cerâmica, juntamente com a impressão do desenho da base do bráquete.

Fonte: Årtun & Bergland, 1984.

Como forma de ilustração, quatro amostras representativas de cada índice foram examinadas em microscópio eletrônico de varredura (MEV). As amostras foram removidas do tubo de PVC e posicionadas em *stubs*¹⁸, por uma fita de dupla face de carbono, e mantidas em dessecador por sete dias. Após, foram cobertas por uma fina camada de ouro-paládio e levadas em análise, por um único observador, no MEV (Phillips XL 30).

¹⁸ Base de alumínio para Microscópio Eletrônico de Varredura

4.8 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os dados foram analisados através de tabelas, gráficos, estatísticas descritivas (médias e desvio-padrão) e alguns testes estatísticos destacados a seguir.

Para a verificação da normalidade dos dados foi utilizado o teste não-paramétrico *Kolmogorov-Smirnov*. Este teste é considerado uma prova de aderência, diz respeito ao grau de concordância entre a distribuição de um conjunto de valores amostrais e determinada distribuição teórica específica, neste caso, a distribuição normal.¹⁹ Para os dados deste estudo todas medidas tiveram esta condição garantida, por este motivo, os teste aplicados neste estudo foram testes paramétricos, com exceção da comparação do Índice IAR, que por se tratar de uma variável ordinal, foi comparado através de um teste não-paramétrico.

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*. Este teste aplica-se em situações nas quais o pesquisador deseja comparar mais que dois grupos experimentais com relação a uma variável quantitativa. O procedimento de *Tukey* é um complemento a *ANOVA* e visa identificar quais as médias que, tomadas duas a duas, diferem significativamente entre si.²⁰

Para a comparação entre os grupos do índice IAR foi utilizado o teste não-paramétrico *Kruskal-Wallis*. Ele serve para testar a hipótese de que vários grupos têm a mesma distribuição, ou são significativamente distintos, desse modo, a variável a ser testada deve ser medida, pelo menos, em uma escala ordinal.²¹

¹⁹ SIEGEL, S. Estatística Não-paramétrica. São Paulo: Ed. McGraw-Hill, 1975.

²⁰ CALLEGARI-JACQUES, S. Bioestatística: princípios e aplicações. Porto Alegre: Artmed, 2003.

²¹ VIEIRA, Sônia. Bioestatística: Tópicos Avançados. Rio de Janeiro: Editora Campus, 2003.

Os resultados foram considerados significativos a um nível de significância máximo de 5%. Para o processamento e análise destes dados foi utilizado o software estatístico SPSS versão 10.0

4. Resultados

As Tabelas 4 e 5 (página 63) e o Gráfico 1, página 64, apresentam os resultados dos valores médios de resistência de união (MPa) para os seis grupos avaliados.

Tabela 4 – Análise de Variância (ANOVA).

<i>FONTES DE VARIÇÃO</i>	<i>Soma de Quadrados</i>	<i>gl</i>	<i>Quadrado Médio</i>	<i>F</i>	<i>p</i>
Entre os grupos	266,513	5	53,303	11,773	,000
Dentro dos grupos	380,313	84	4,528		
Total	646,825	89			

Fonte: Dados da pesquisa, PUCRS, 2007.

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

<i>Grupo</i>	<i>n</i>	<i>Média</i>	<i>Desvio-padrão</i>	<i>IC 95%**</i>	<i>Coefficiente de Variação (%)</i>	<i>F</i>	<i>p</i>
LED 20s	15	10,08 ^A	2,73	[8,57 a 11,59]	27,1	11,773	<0,05
LED 15s	15	9,09 ^A	1,79	[8,11 a 10,08]	19,7		
PAC 9s	15	9,05 ^A	1,61	[8,15 a 9,94]	17,8		
PAC 6s	15	9,02 ^A	2,53	[7,62 a 10,42]	28,0		
LED 10s	15	8,60 ^A	2,40	[7,27 a 9,92]	27,9		
PAC 4s	15	4,71 ^B	1,34	[3,97 a 5,45]	28,4		

* Médias seguidas de mesma letra não diferem entre si

** Intervalo 95% de confiança para a média

Fonte: Dados da pesquisa, PUCRS, 2007.

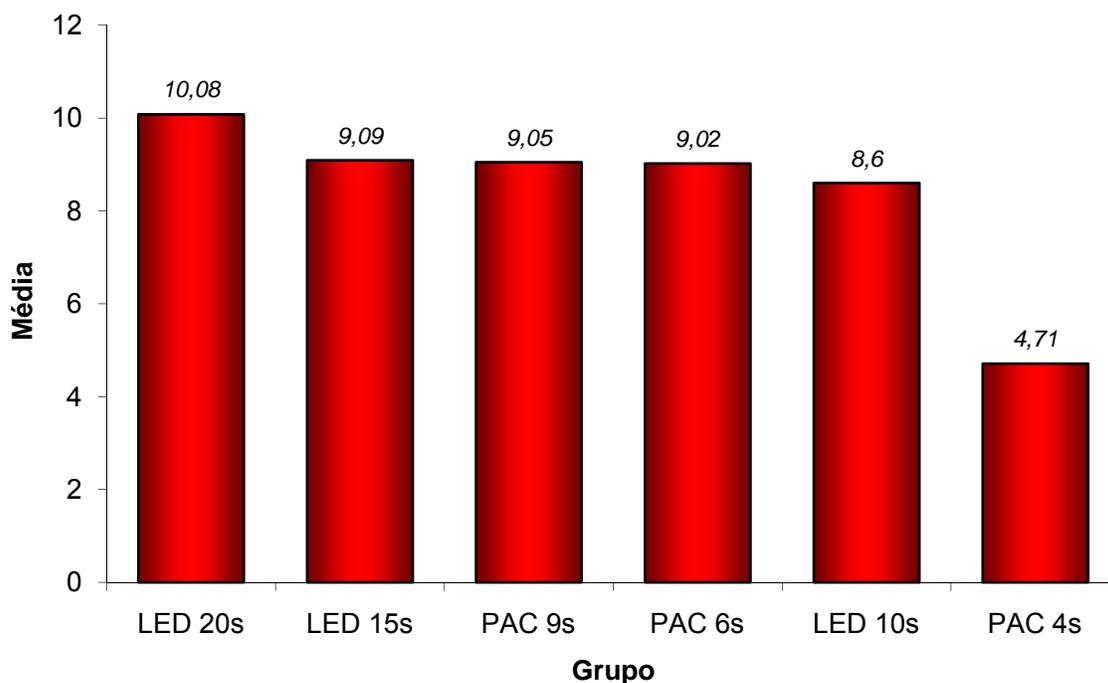


Gráfico 1 – Resultados para o teste de resistência de união.

Os resultados do teste de resistência de união para os grupos fotoativados com o aparelho LED não demonstraram diferenças estatisticamente significativas para os tempos de exposição de 10, 15 e 20 segundos. Contudo, observa-se o aumento gradual de resistência de união nos grupos avaliados na medida em que o tempo de exposição foi aumentado.

Considerando os grupos fotoativados com o arco de plasma, verifica-se não haver diferenças estatísticas entre os grupos V e VI (6 e 9 segundos, respectivamente). Foi observada diferença significativa, do ponto de vista estatístico, do grupo IV (4 segundos), o qual apresentou menor valor de resistência de união (4,71 MPa). Os grupos polimerizados com o aparelho PAC também apresentaram aumento gradual dos valores de resistência de união, a exemplo dos grupos fotoativados por LED.

Através dos resultados do teste de comparações múltiplas de *Tukey* ($p < 0,05$) notam-se valores de resistência de união semelhantes entre si, para as duas fontes luminosas estudadas, com exceção do grupo PAC 4s, que apresentou média inferior

aos outros grupos avaliados. Os menores valores observados foram nos grupos PAC 4s e LED 10s, respectivamente, apresentando diferença estatisticamente significativa entre si. Registra-se que o grupo LED 20s demonstrou a maior média de resistência de união (10,08 MPa), apesar de não diferir dos grupos LED 15s, LED 10s, PAC 6s e PAC 9s, analisados nesse estudo.

A Tabela 6 (página 65) e o Gráfico 2 (página 66) apresentam a distribuição e frequência do Índice Adesivo Remanescente (IAR) dos seis grupos analisados.

Tabela 6 – Distribuição e frequência dos escores do Índice Adesivo Remanescente entre os seis grupos avaliados

Grupo	IAR				Total
	Escore 0	Escore 1	Escore 2	Escore 3	
LED 10s ^{AB}	1 6,7%	4 26,7%	1 6,7%	9 60,0%	15 100,0%
LED 15s ^{BC}	2 13,3%	6 40,0%	3 20,0%	4 26,7%	15 100,0%
LED 20s ^D	10 66,7%	2 13,3%	1 6,7%	2 13,3%	15 100,0%
PAC 4s ^A	1 6,7%	1 6,7%	1 6,7%	12 80,0%	15 100,0%
PAC 6s ^{CD}	8 53,3%	1 6,7%	2 13,3%	4 26,7%	15 100,0%
PAC 9s ^D	10 66,7%	1 6,7%	2 13,3%	2 13,3%	15 100,0%
Total	32 35,6%	15 16,7%	10 11,1%	33 36,7%	90 100,0%

* Grupos seguidos de mesma letra não diferem entre si

Fonte: Dados da pesquisa, PUCRS, 2007.

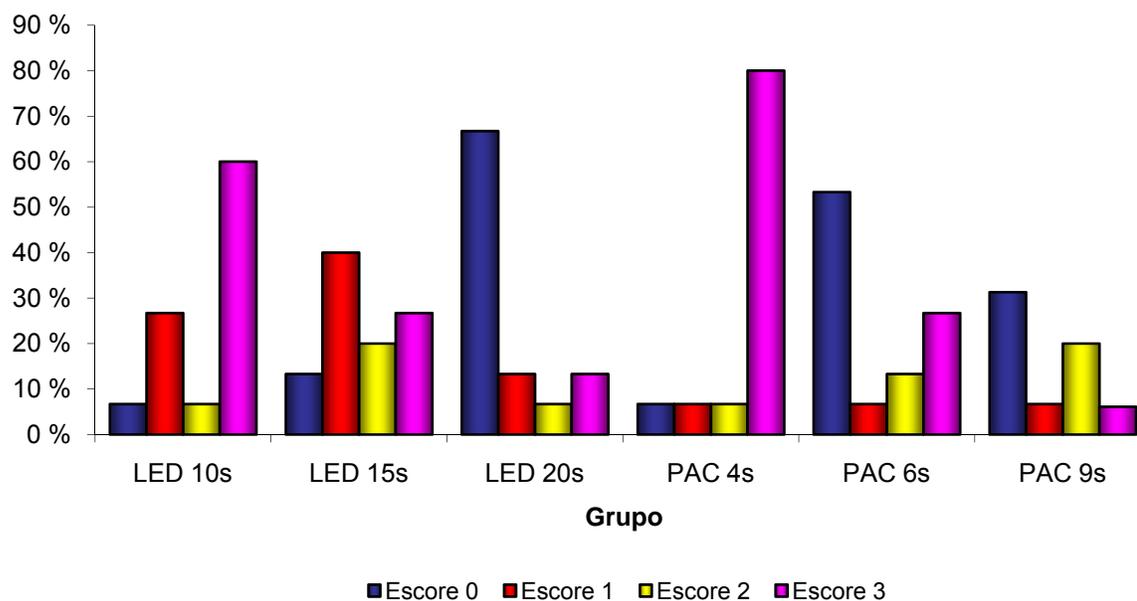


Gráfico 2 – Distribuição e frequência dos escores do Índice Adesivo Remanescente entre os grupos testados

A Tabela 7 apresenta a distribuição das frequências do Índice Adesivo Remanescente de toda a amostra. Por meio desta, verifica-se que o índice 3 foi predominante, seguido do índice 0 (sem diferença estatisticamente significativa entre eles).

Tabela 7 – Distribuição das frequências do IAR em toda a amostra

<i>IAR</i>	<i>Nº casos</i>	<i>%</i>
Escore 0	32	35,6
Escore 1	15	16,7
Escore 2	10	11,1
Escore 3	33	36,7
Total	90	100

Fonte: Dados da pesquisa, PUCRS, 2007.

Por meio dos resultados do teste não-paramétrico *Kruskal-Wallis* ($p < 0,01$) verifica-se que existe diferença significativa para os escores IAR entre os grupos estudados.

Visualizando o Gráfico 2 (página 66), pode-se perceber mais claramente a distribuição dos resultados do IAR. Os grupos LED 10s e PAC 4s apresentaram predominantemente o índice 3, que indica a presença de toda a resina remanescente presente na superfície de cerâmica. As falhas adesivas (entre bráquete/adesivo) prevaleceram nesses dois grupos. Contudo, no grupo LED 10s houve fratura de três corpos-de-prova, com índices iguais a 0 e 1, sugerindo falhas coesivas dentro da camada de cerâmica.

No grupo LED 15s, as falhas na descolagem foram predominantemente adesivas, onde o índice 1 (menos da metade da resina composta aderida à cerâmica) apresentou a maior frequência, seguido do índice 3. Neste grupo, foi observada fratura da cerâmica (falha coesiva da cerâmica) em quatro corpos-de-prova, com IAR igual a 0 e 1.

O grupo LED 20s demonstrou a maior frequência de fraturas na superfície da cerâmica (oito corpos-de-prova). Foi o grupo que apresentou o maior índice de fraturas coesivas dentro da camada de cerâmica. Nota-se a predominância do escore 0, ou seja, ausência de resina na superfície da cerâmica. Da mesma forma, os grupos PAC 6s e PAC 9s apresentam predominantemente o índice 0, seguido do índice 2, que representa mais da metade da resina composta aderida à cerâmica. Foi observada a fratura de quatro corpos-de-prova em cada grupo. Entretanto, nos últimos dois grupos, as falhas adesivas entre bráquete/adesivo e adesivo/cerâmica prevaleceram.

O grupo PAC 4s apresentou 100% de falhas adesivas, sobressaindo aquelas entre bráquete/adesivo, representadas pelo índice 3.

O Gráfico 3 (página 68) demonstra o Índice Adesivo Remanescente – IAR de toda a amostra (Grupos I, II, III, IV, V e VI).

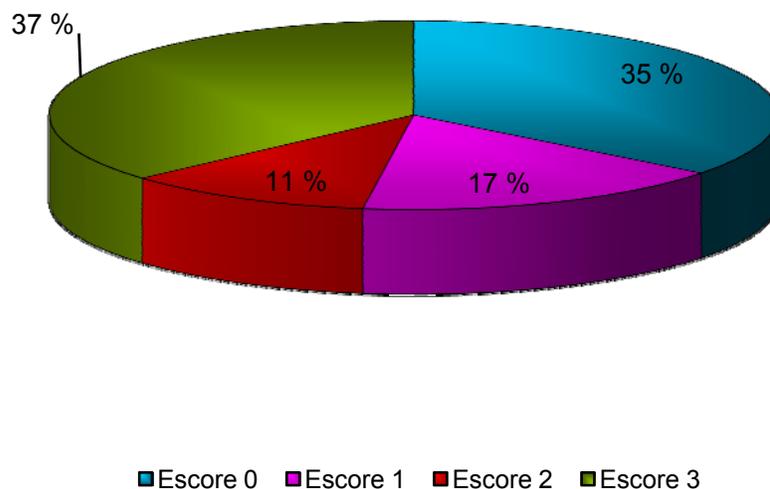
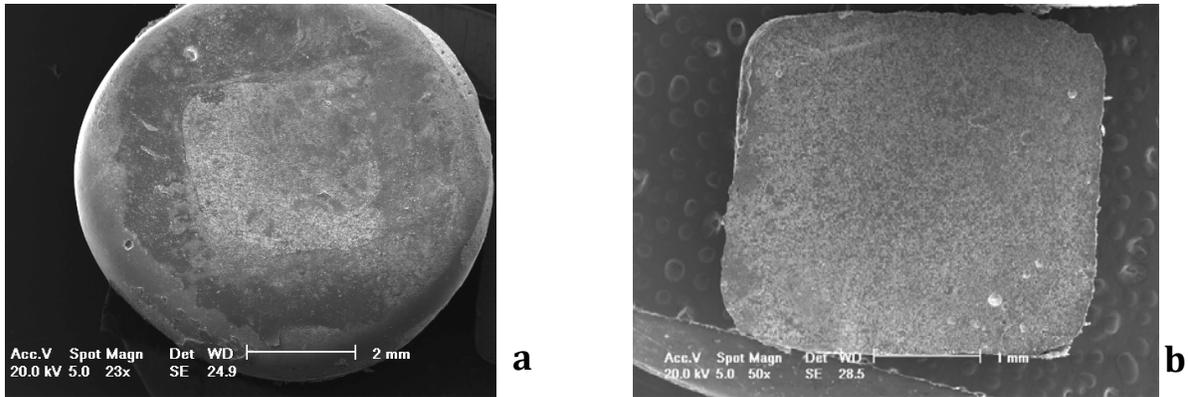


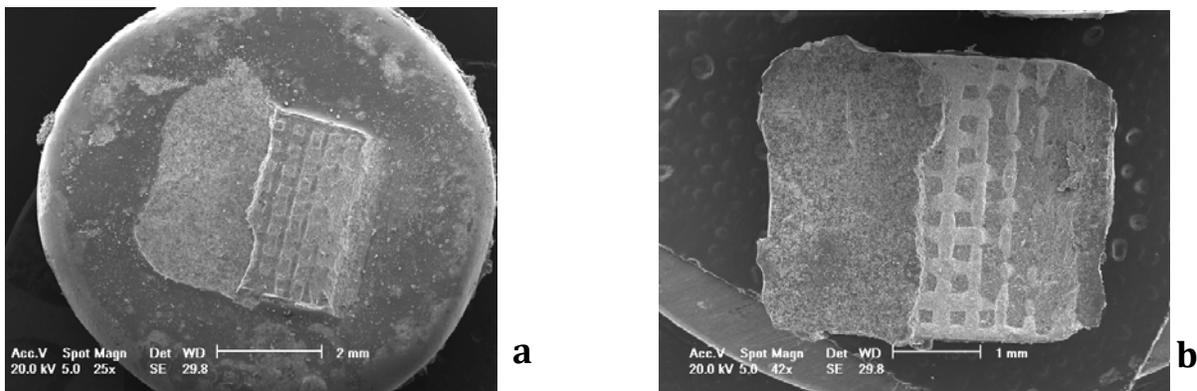
Gráfico 3 – Distribuição dos escores do Índice Adesivo Remanescente de toda a amostra

As Figuras 14 a 17 (páginas 69 a 70) ilustram os Índices Adesivo Remanescente encontrados na pesquisa.

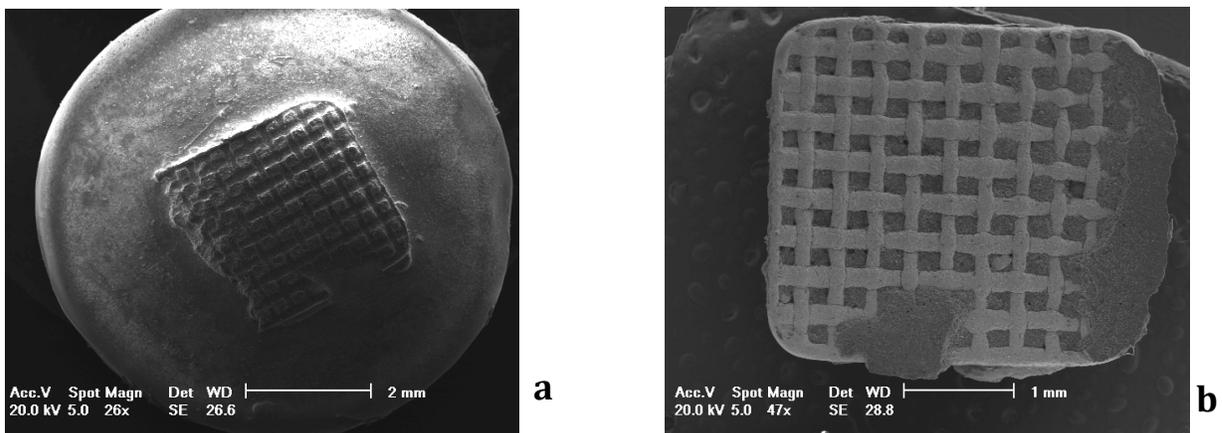
As fraturas registradas dentro da camada de cerâmica, após a descolagem obedeceram um mesmo padrão em todos os corpos-de-prova, diferindo no grau de profundidade e dano à superfície de cerâmica. As Figuras 18 a 21 (páginas 71 a 72) ilustram o padrão de falhas coesivas que ocorreram no presente estudo.



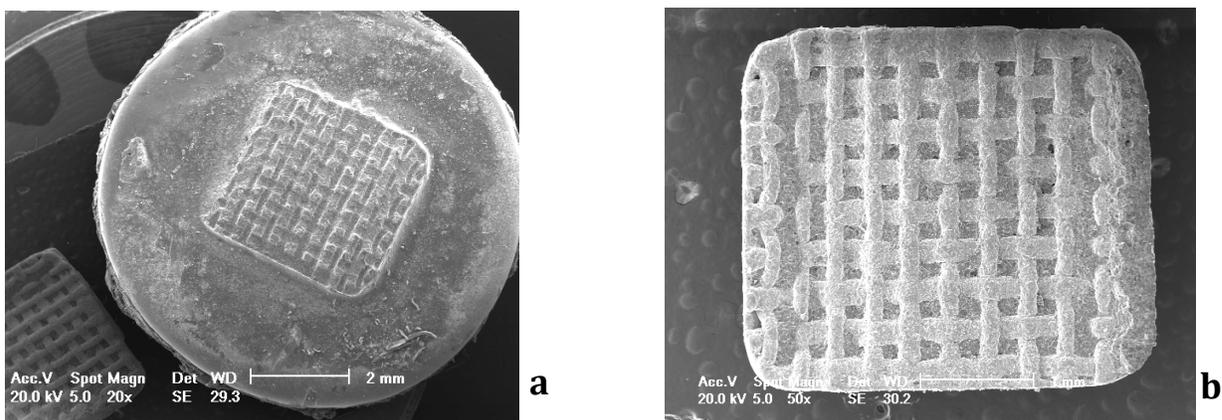
**Figura 14 – Índice 0: a) Sem resina composta aderida à superfície de cerâmica.
b) Toda resina composta aderida ao bráquete.**



**Figura 15 – Índice 1: a) Menos da metade da resina composta aderida à superfície de cerâmica.
b) Mais da metade da resina composta aderida ao bráquete.**



**Figura 16 – Índice 2: a) Mais da metade da resina composta aderida à superfície de cerâmica.
b) Menos da metade da resina composta aderida ao bráquete.**



**Figura 17 – Índice 3: a) Toda resina composta aderida à superfície de cerâmica, inclusive a impressão da malha do bráquete.
b) Sem resina composta aderida ao bráquete.**

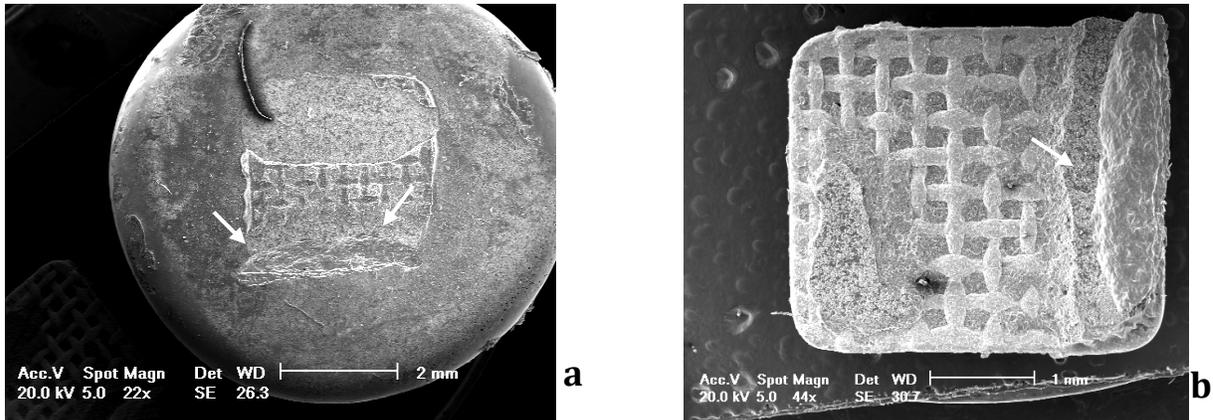


Figura 18 – Corpo de prova n° 13 do grupo LED 10s. Sinal de fratura da cerâmica (setas).

Índice 1: a) Menos da metade da resina composta aderida à superfície de cerâmica.

b) Mais da metade da resina composta aderida ao bráquete.

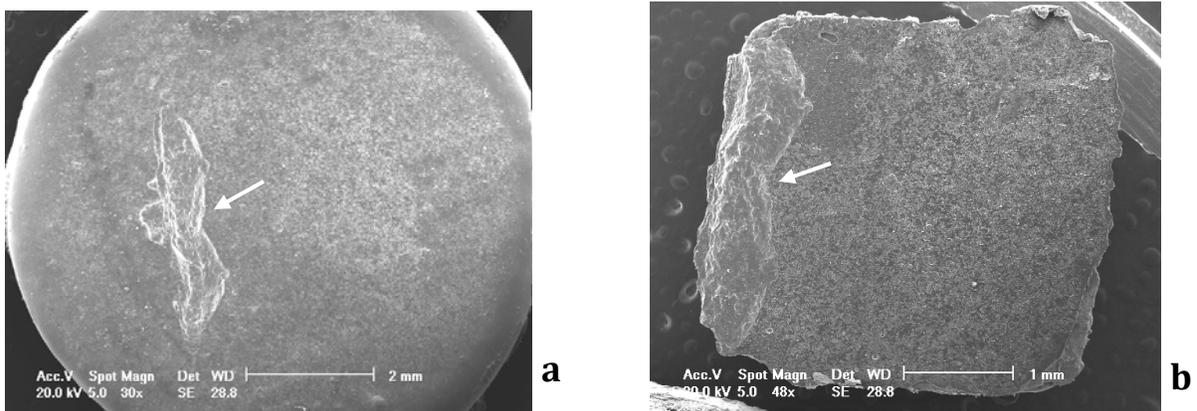


Figura 19 – Corpo de prova n° 7 do grupo LED 15s. Sinal de fratura da cerâmica (setas), porém com dano pequeno à sua superfície.

Índice 0: a) Sem resina composta aderida à superfície de cerâmica.

b) Toda resina composta aderida ao bráquete.

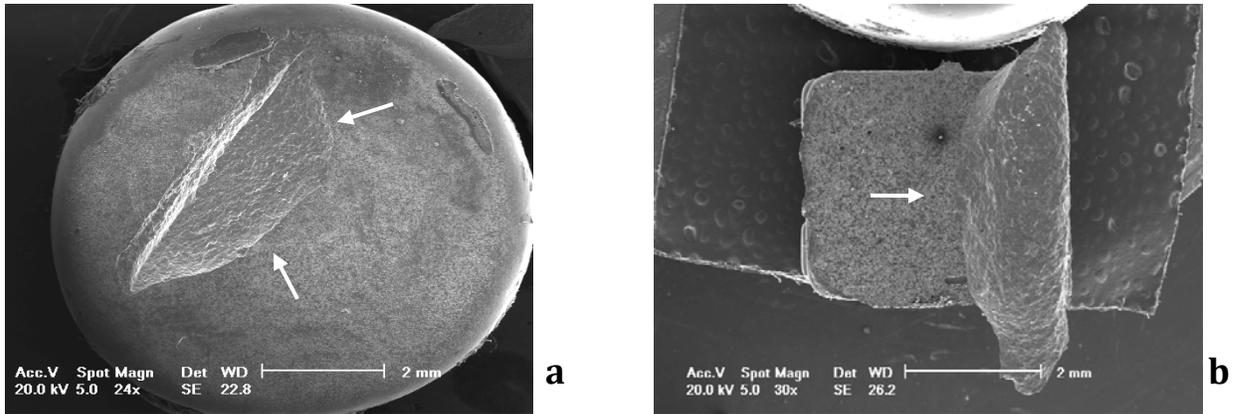


Figura 20 – Corpo de prova n° 1 do grupo LED 20s. Sinal de fratura da cerâmica (setas), com danos irreparáveis à sua superfície.

Índice 0: a) Sem resina composta aderida à superfície de cerâmica.

b) Toda resina composta aderida ao bráquete.

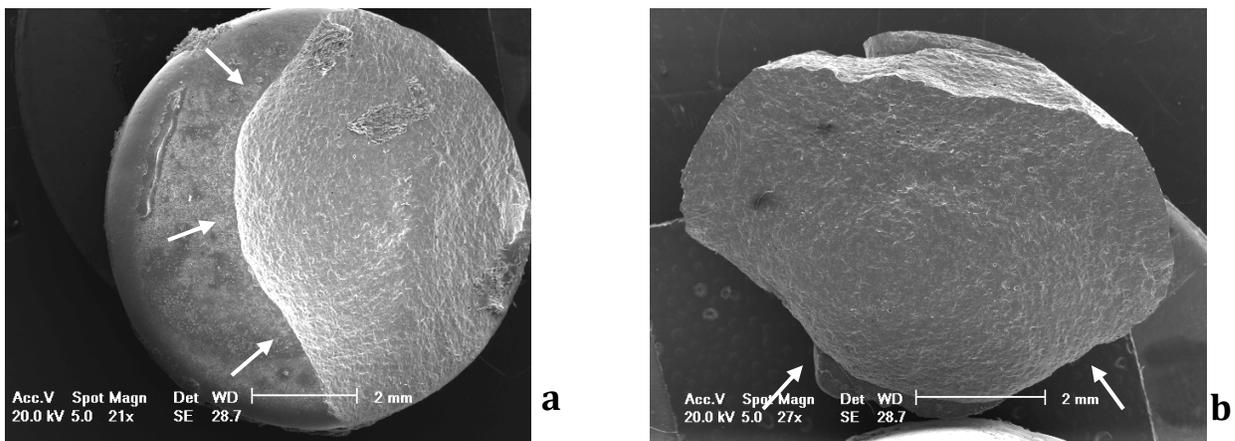


Figura 21 – Corpo de prova n° 4 do grupo LED 20s. Fratura da cerâmica (setas).

6. Discussão

O objetivo do presente estudo foi avaliar, através do teste de resistência ao cisalhamento, um protocolo de fotopolimerização da resina composta, durante a colagem de bráquetes em superfícies de cerâmica, que promovesse adequada resistência de união, capaz de suportar as forças geradas no tratamento ortodôntico. Dessa forma, foi analisada a influência de duas diferentes fontes luminosas (LED e PAC), em relação ao tempo de fotoativação e à adesão promovida na colagem de bráquetes com o Sistema adesivo Transbond XT®.

A composição da amostra foi fundamentada segundo inúmeros estudos encontrados na literatura, que utilizam cerâmica feldspática, do tipo de corpo e uma camada superficial de *glaze* (KAO, BOLTZ e JOHNSTON, 1988; SMITH *et al.*, 1988; BARBOSA *et al.*, 1995; NEBBE e STEIN, 1996; KOCADERELI, CANAY e ACKA, 2001). Segundo Phillips (1998), a camada de *glaze* deve ser preservada, pois ela aumenta efetivamente a resistência da cerâmica e, por meio disso, reduz a propagação de sulcos e fissuras. A partir de uma perspectiva clínica, é importante para o ortodontista conhecer o tipo de restauração cerâmica apresentada pelo paciente durante o procedimento de montagem do aparelho fixo, para que se possa estabelecer um protocolo eficiente de colagem ortodôntica em cerâmica (KARAN, BÜYÜKYILMAZ e TOROĞLU, 2007).

O pré-tratamento, mecânico ou químico, da superfície cerâmica é essencial para o sucesso da colagem de bráquetes nas restaurações de cerâmica, uma vez que o glazeamento nelas presente não permite a penetração da resina ortodôntica durante a colagem. Apesar de vários métodos de condicionamento da cerâmica terem sido sugeridos (NEWMAN, DRESSLER e GRENADIER, 1984; EUSTÁQUIO, GARNER e MOORE, 1988; KAO, BOLTZ e JOHNSTON, 1988; WHITLOCK *et al.*, 1994; MAJOR, KOEHLER e MANNING, 1995; ZACHRISSON, ZACHRISSON e BÜYÜKYILMAZ, 1996; GILLIS e REDLICH, 1998; KOCADERELI, CANAY e ACKA, 2001; HARARI *et al.*, 2003), cada um deles apresenta desvantagens e limitações. Estudos prévios demonstraram

que o condicionamento da cerâmica com ácido hidrófluorídrico aumenta a resistência de união da resina composta às superfícies de cerâmica (GILLIS e REDLICH, 1998; WHITLOCK *et al.*, 1994; ZACHRISSON, ZACHRISSON e BÜYÜKYILMAZ, 1996; SAMPAIO e PACHECO, 2001; HARARI *et al.*, 2003; SCHMAGE *et al.*, 2003; AKOVA *et al.*, 2005). Por outro lado, efeitos adversos como a perda do glazeamento da cerâmica, fraturas no momento da descolagem, toxicidade, irritação dos tecidos bucais e o risco de queimaduras decorrentes de sua utilização têm sido relatados por diversos autores (ZACHRISSON e BÜYÜKYILMAZ, 1993; TYLKA e STEWART, 1994; AIDA, HAYAKAWA e MIZUKAWA, 1995; ZACHRISSON, 2000).

A colagem direta através dos sistemas fotopolimerizáveis é a técnica mais utilizada pelos ortodontistas, por sua eficiência, praticidade e maior tempo para o correto posicionamento dos bráquetes. A resina composta utilizada neste estudo foi a Transbond XT®, amplamente aplicada na prática clínica da Ortodontia e em pesquisas científicas, na avaliação da resistência de união de acessórios ortodônticos. Altos valores de resistência de união têm sido descritos com a utilização do sistema adesivo Transbond XT® (ELEKDAG-TURK *et al.*, 2007). Ele apresenta, em sua composição, o fotoiniciador canforoquinona, cujo pico de absorção máxima de energia se encontra em 470nm.

Em estudos prévios sobre colagem ortodôntica, sistemas fotopolimerizáveis, como o Transbond XT®, são fotoativados em sua maioria por luzes provenientes de lâmpadas halógenas. Entretanto, a tecnologia QTH demonstra inúmeras deficiências. Apenas 1% de toda a energia gerada é convertida em luz, sendo o restante da energia produzida, transformado em calor. Além desta, outras desvantagens relacionadas a esse sistema podem ser citadas: o tempo necessário para a polimerização das resinas e a baixa duração da lâmpada (TÜRKKAHRAMAN e KÜÇÜKEŞMEN, 2006).

Considerando as desvantagens das lâmpadas halógenas, estudos mais recentes têm investigado a utilização das tecnologias LED (*Light Emitting Diode*) e PAC (*Plasma Arc*) na polimerização das resinas compostas (CACCIAFESTA *et al.*, 2005; MAVROPOULOS *et al.*, 2005; TÜRKKAHRAMAN e KÜÇÜKEŞMEN, 2006;

SIGNORELLI *et al.*, 2006; THIND, STIRRUPS e LLOYD, 2006; ELEKDAG-TURK *et al.*, 2007; PANDIS, STRIGOU e ELIADES, 2007).

Recentemente, a introdução no mercado odontológico de LEDs de alta potência trouxe inúmeros benefícios para a polimerização das resinas compostas. Enfatiza-se a emissão espectral do LED, que coincide com o pico de absorção máxima da canforoquinona, produzindo, dessa maneira, altos valores de resistência de união de acessórios ortodônticos em menor tempo (MILLS, JANDT e ASHWORTH, 1999; SWIFT, 2002; ÜSÜMEZ, BÜYÜKYILMAZ e KARAMAN, 2004; OYAMA, KOMORI e NAKAHARA, 2004; MAVROPOULOS *et al.*, 2005; GRONBERG *et al.*, 2006; TÜRKKAHRAMAN e KÜÇÜKEŞMEN, 2006). A razão para a eficiência dos aparelhos LED está vinculada a sua alta intensidade de luz, que é responsável pela disponibilização de mais fótons para a absorção. Desse modo, um maior número de moléculas de canforoquinona é excitado e reage com a amina terciária, formando radicais livres para a polimerização (VANDERWALLE *et al.*, 2004).

Os aparelhos de arco de plasma têm sido usados para a rápida polimerização dos acessórios ortodônticos no procedimento de colagem (OESTERLE, NEWMAN e SHELLHART, 2001). A alta potência de luz emitida por esses aparelhos (1600 – 2100 mW/cm²) e o comprimento de onda centrado essencialmente em 470nm para a ativação da canforoquinona tornam o PAC capaz de reduzir significativamente o tempo de polimerização das resinas compostas (CACCIAFESTA, SFONDRINI e SFONDRINI, 2000). Pesquisas prévias, clínicas e laboratoriais, apontam não existir diferenças significativas em relação à resistência de união e as falhas na descolagem entre a colagem de bráquetes por meio do arco de plasma e das lâmpadas halógenas convencionais (SFONDRINI *et al.*, 2001; OESTERLE, NEWMAN e SHELLHART, 2001; PETTEMERIDES, SHERRIFF e IRELAND, 2004; CACCIAFESTA *et al.*, 2005).

No presente estudo, propôs-se comparar o desempenho das duas tecnologias citadas anteriormente (LED e PAC), na colagem de bráquetes, visto que ambas demonstraram resultados promissores no que diz respeito à redução no tempo de exposição e à quantidade de polimerização obtida, revelada nos altos valores de resistência de união descritos na literatura (KLOCKE *et al.*, 2002; SWANSON *et al.*,

2004; MAVROPOULOS *et al.*, 2005; SILTA, DUNN e PETERS, 2005; SIGNORELLI *et al.*, 2006; THIND, STIRRUPS e LLOYD, 2006; ELEKDAG-TURK *et al.*, 2007; PANDIS, STRIGOU e ELIADES, 2007).

Durante a realização das colagens, as fontes de luz LED e PAC foram aferidas com radiômetros portáteis específicos para cada aparelho, procedimento este, amplamente utilizado em trabalhos científicos anteriores (BISHARA, AJLOUNI e OONSOMBAT, 2003; ÜSÜMEZ, BÜYÜKYILMAZ e KARAMAN, 2004; OYAMA, KOMORI e NAKAHARA, 2004; CACCIAFESTA *et al.*, 2005; THIND, STIRRUPS e LLOYD, 2006).

Estudos *in vitro* apresentam limitações relacionadas às condições de armazenamento dos corpos-de-prova antes da descolagem. A cavidade oral é um complexo meio ambiente, com variações de temperatura, estresse, umidade, acidez e placa dentária (ZACHRISSON, ZACHRISSON e BÜYÜKYILMAZ, 1996). Embora seja impossível reproduzir as variações encontradas no meio bucal em condições laboratoriais, a conservação em água destilada a 37°C por 24 horas, é suficiente para diferenciar materiais que resistem a um ambiente úmido, além de promover uma polimerização adicional da resina (KARAN, BÜYÜKYILMAZ e TOROĞLU, 2007).

O teste de resistência ao cisalhamento após a colagem ortodôntica tem sido o método padrão para avaliar a resistência de união de bráquetes em diferentes superfícies (WINCHESTER e ORTH, 1991; ZACHRISSON e BÜYÜKYILMAZ, 1993; ZACHRISSON, ZACHRISSON e BÜYÜKYILMAZ, 1996; BOURKE e ROCK, 1999), sendo o principal objetivo dos testes mecânicos de resistência comparar, entre os grupos experimentais, a eficiência do material testado. Os resultados obtidos através dos ensaios laboratoriais mostram limitações em relação ao que pode ocorrer clinicamente. Isso se deve ao fato de que, em boca, o bráquete colado está sujeito a forças provenientes de diferentes direções, as quais convergem para componentes que atuam em ângulos perpendiculares (forças de tração) ou paralelos (forças de cisalhamento) à interface adesivo/bráquete (BEECH e JALALY, 1981).

A descolagem de bráquetes pode ser realizada através dos testes de tração e cisalhamento. Porém, é mais indicado realizar o teste de cisalhamento por ser o que melhor representa as forças atuantes sobre os bráquetes, como aquelas provenientes da ação mastigatória, numa situação clínica comumente observada (MILLET e McCABE, 1996).

O teste de resistência ao cisalhamento é realizado em máquina de ensaio universal, empregando, usualmente, uma velocidade de carregamento de 0,5 mm/min (ÜSÜMEZ, BÜYÜKYILMAZ e KARAMAN, 2004; SWANSON *et al.*, 2004; MAVROPOULOS *et al.*, 2005; GRONBERG *et al.*, 2006; TÜRKKAHRAMAN e KÜÇÜKEŞMEN, 2006; THIND, STIRRUPS e LLOYD, 2006).

Por outro lado, os efeitos do teste de resistência ao cisalhamento podem ser questionados por duas razões fundamentais: a distribuição não uniforme do estresse gerado durante a descolagem e as variações na direção da força de descolagem, que estão associadas às falhas coesivas, como relatadas em pesquisas anteriores (NEWMAN, DRESSSELER e GRENADIER, 1984; WINCHESTER e ORTH, 1991). Klocke e Kahl-Nieke (2006) demonstraram que a direção da força usada na descolagem tem influência significativa nas médias de resistência de união obtidas e, por isso, uma padronização desse parâmetro é necessária durante o teste de cisalhamento.

Nesse estudo, a descolagem dos bráquetes, no ensaio laboratorial, foi efetuada por meio de uma alça confeccionada com fio ortodôntico sob uma velocidade de carregamento de 0,5 mm/min em sentido vertical, de baixo para cima.

Os resultados obtidos na presente pesquisa sugerem que as fontes luminosas de alta intensidade como o Ortholux™ LED e o Apollo® 95E são eficazes na fotoativação da resina composta Transbond XT®, reduzindo o tempo necessário de polimerização durante a colagem de bráquetes metálicos em superfícies de cerâmica.

Considerando os valores encontrados nas médias de resistência de união, este trabalho não apresentou diferenças estatisticamente significativas em relação ao tipo de

fotopolimerizador e aos tempos de exposição utilizados, com exceção do grupo PAC 4s, que apresentou média inferior em relação aos grupos testados.

A maior média de resistência de união foi encontrada no grupo LED 20s (10,08 MPa), não havendo diferença significativa, do ponto de vista estatístico, para os grupos LED 15s (9,09 MPa) e LED 10s (8,6 MPa). Os aparelhos LED produzem luz através de uma combinação especial de dois diferentes semicondutores, que emitem luz azul numa faixa espectral entre 430 nm e 480 nm, coincidente com o pico de absorção da canforoquinona (470 nm). Dessa forma, a tecnologia LED é mais eficiente em transformar corrente elétrica em luz, permitindo maior conversão monômero/polímero em menor tempo. Swanson *et al.* (2004) e Gronberg *et al.* (2006) encontraram resultados semelhantes em suas pesquisas entre os grupos fotoativados com LED nos tempos de exposição de 10 e 20 segundos, nos quais não houve diferenças estatisticamente significativas entre as médias de resistência de união. Por outro lado, Üsümez, Büyükyilmaz e Karaman (2004) relataram significativa diminuição dos valores de resistência no tempo de 10 segundos quando comparado a 20 segundos de exposição.

Inversamente ao que ocorreu nesta pesquisa, Mezzomo (2007), correlacionando os tempos de fotoativação 10 e 15 segundos com o LED, encontrou valores superiores na colagem de bráquetes em esmalte com o maior tempo de exposição, o que provavelmente, influenciou na maior conversão monômero/polímero, obtendo-se, dessa forma, altos valores de resistência de união no grupo LED 15 segundos.

Comparado às lâmpadas halógenas, o tempo de 10 segundos de fotoativação com o LED, *in vitro*, equivale a 40 segundos de polimerização com QTH (MAVROPOULOS *et al.*, 2005). Nesse sentido, seguindo as recomendações do fabricante do aparelho Ortholux™ LED, o tempo de exposição necessário para a cura da resina composta, na colagem de bráquetes metálicos, é de 10 segundos. Neste experimento, apesar de o grupo LED 10s apresentar a menor média de resistência de união para esse aparelho, os valores encontrados parecem estar adequados à maioria das necessidades clínicas em Ortodontia, que variam entre 6 MPa e 10 MPa, no que se refere à colagem em cerâmica (EUSTÁQUIO, GARNER e MOORE, 1988; SMITH *et al.*,

1988; MAJOR, KOEHLER e MANNING, 1995; COCHRAN *et al.*, 1997; BOURKE e ROCK, 1999; CHUNG *et al.*, 1999). Do mesmo modo, Mavropoulos *et al.* (2005), Silta, Dunn e Peters (2005) e Gronberg *et al.* (2006) também obtiveram resultados clinicamente aceitáveis utilizando a fotoativação com LED por 10 segundos (divididos em dois ciclos de 5 segundos) na colagem de bráquetes metálicos.

Embora o grupo LED 20s tenha apresentado a maior média de resistência de união, não houve diferença estatisticamente significativa com relação aos grupos PAC 9s (9,05 MPa) e PAC 6s (9,02 MPa). Um fator que contribui para o grau de polimerização é a intensidade da luz. Neste estudo, a média da intensidade de luz do aparelho Apollo® 95E (1810 mW/cm²) foi superior a do aparelho Ortholux™ LED (816 mW/cm²). A maior potência do PAC resulta em uma adequada polimerização da resina, traduzida em valores aceitáveis de resistência com menor tempo de exposição. Esses resultados encontram concordância com Thind, Stirrups e Lloyd (2006) quando afirmam não haver diferenças referentes à resistência de união entre as fontes luminosas analisadas: PAC, com tempo de exposição de 6 segundos e LED, com tempo de exposição de 10 segundos.

Comparando as médias encontradas entre os grupos PAC 6s e PAC 9s, os valores apresentados nesse trabalho estão de acordo com os resultados obtidos por Oesterle, Newman e Shellhart (2001), que não relataram diferenças significativas na resistência de união de bráquetes fotopolimerizados com PAC nos tempos referidos anteriormente. Ambos os tempos de 6 e 9 segundos de polimerização produziram, *in vitro*, adequados valores de resistência capazes de suportar as forças originadas durante o tratamento ortodôntico. Desse modo, o ortodontista não encontra vantagens em fotoativar a resina por um período mais longo (SIGNORELLI *et al.*, 2006). Na medida em que o tempo gasto durante a colagem é aumentado, os riscos de contaminação e, conseqüentemente, de falhas tendem a aumentar (KLOCKE *et al.*, 2002). Portanto, de acordo com os resultados da presente pesquisa, sugere-se que o arco de plasma pode ser usado na colagem de bráquetes em superfícies de cerâmica durante um curto período de exposição (6 segundos), sem que haja diminuição na resistência da colagem.

No manual de instruções do fabricante do Apollo® 95E, encontra-se um quadro comparativo entre o tempo de exposição do aparelho (PAC) e o QTH, para se ter uma equivalência na fotopolimerização. Segundo essas informações, 1 segundo de ativação do Apollo® 95E equivaleria a 15 segundos do aparelho convencional, 2 segundos equivaleriam a 30 segundos e 3 a 45 segundos. De acordo com o manual de utilização do aparelho Apollo® 95E, o tempo necessário para a colagem de bráquetes metálicos é de 4 segundos. Contudo, os resultados dessa pesquisa demonstram que 4 segundos de fotopolimerização (4,71 MPa de média de resistência de união) com o PAC não estão indicados para colagem de bráquetes em superfícies de cerâmica. Tendo em vista o baixo desempenho do grupo PAC 4s neste estudo, concordamos com os autores que recomendam o aumento no tempo de exposição (OESTERLE, NEWMAN e SHELLHART, 2001; KLOCKE *et al.*, 2002), pois a conversão monômero/polímero inadequada propicia, além de falhas na colagem, grande quantidade de monômero residual que é tóxico aos tecidos adjacentes (DIETSHI, MARRET e KREJCI, 2003; PETTEMERIDES, SHERRIFF e IRELAND, 2004).

Os resultados deste estudo também demonstraram que as médias de resistência de união, para todos os grupos experimentais, foram maiores na proporção em que o tempo de exposição aumentou. Isto se deve, provavelmente, aos maiores índices de conversão monômero/polímero ocorridos com o incremento nos tempos de fotoativação. Comportamento semelhante da relação tempo x resistência de união foi encontrado pelos seguintes autores em estudos prévios: Klocke *et al.* (2002), Swanson *et al.* (2004), Üsümez, Büyükyilmaz e Karaman (2004), Mavropoulos *et al.* (2005), Signorelli *et al.* (2006).

O Índice Adesivo Remanescente proposto por Årtun e Bergland (1984), descrito no Quadro 1 (página 59), foi utilizado na avaliação das superfícies de cerâmica após a descolagem. A distribuição dos escores nos grupos experimentais não ocorreu de maneira semelhante, havendo diferença estatisticamente significativa entre eles ($p < 0,01$).

A fotopolimerização com LED 20s exibiu padrão de fratura predominantemente índice 0, significando que a resistência coesiva da resina composta foi maior que a

resistência promovida entre adesivo/cerâmica. Thurmond, Barkmeier e Wilwerding (1994) relataram que uma resistência de união maior que 13 MPa está diretamente relacionada com fraturas coesivas dentro da camada de cerâmica. Entretanto, neste estudo, observaram-se fraturas da cerâmica em corpos-de-prova com valores abaixo de 13 MPa. Tal fato pode estar relacionado com a presença de lacunas e fendas na superfície, ocorridas durante o processo de fabricação da cerâmica e não detectadas durante a inspeção clínica. Superfícies com sulcos e rachaduras, mesmo as microscópicas, agem como áreas de concentração de estresse. Essas áreas podem exceder a resistência coesiva da cerâmica e provocar fraturas no momento da descolagem (SANT'ANNA *et al.*, 2002). Além disso, soma-se o grau de polimerização conseguida através do LED e a maior taxa de conversão monômero/polímero que produzem aumento da resistência coesiva do compósito (THIND, STIRRUPS e LLOYD, 2006).

Os grupos PAC 6s e PAC 9s apresentaram comportamento semelhante ao encontrado no grupo LED 20s, onde o escore 0 prevaleceu. A cura da resina composta com arco de plasma resulta em maior incidência de falhas com menor índice de adesivo remanescente na superfície da cerâmica. De acordo com Thind, Stirrups e Lloyd (2006), esta situação pode ser o resultado de uma curta, porém intensa emissão de luz, que produz, como conseqüência, efeitos na estrutura do polímero, estresse dentro da camada de adesivo e junto à interface adesivo/cerâmica. Nesses grupos observou-se a tendência de falhas junto à cerâmica, revelando potencial para o aumento da incidência de fraturas, como o observado em quatro corpos-de-prova de cada grupo.

Contrastando com os grupos citados anteriormente, os grupos PAC 4s e LED 10s mostraram predominantemente o escore 3. Observa-se que, nessas situações, a resistência de união promovida entre a resina e a cerâmica foi maior que o embricamento mecânico proporcionado pela base do bráquete (KARAN, BÜYÜKYILMAZ e TOROĞLU, 2007). Ainda, a literatura evidencia que bráquetes fotoativados por curtos períodos de tempo demonstram maior tendência em deixar altas porcentagens de adesivo sobre a superfície do esmalte devido à deficiência na cura da

resina na base do bráquete (CHEVITARESE e RUELLAS, 2005; GRONBERG *et al.*, 2006).

Os resultados comprovam que 36,7% das amostras avaliadas apresentaram índice 3, indicando que a falha ocorreu predominantemente na interface bráquete/adesivo, concordando com a incidência do escore 3 observado em estudos prévios (SANT'ANNA *et al.*, 2002; HARARI *et al.*, 2003). Além disso, a grande frequência do escore 0 (35,6%) verificada nesse estudo e comprovadamente associada a fraturas da cerâmica encontra semelhança com as pesquisas desenvolvidas por Karan, Büyükyilmaz e Toroğlu (2007) e Elekdag-Turk *et al.* (2007).

Os índices de fratura da cerâmica demonstrados nessa pesquisa (24,4% de toda a amostra) revelam que altos valores de resistência de união, associados à friabilidade da cerâmica, causam danos irreversíveis a sua superfície. Por essa razão, esse fator deve ser considerado, uma vez que as restaurações permanecem em boca após o término do tratamento ortodôntico (ZACHRISSON e BÜYÜKYILMAZ, 1993). Entretanto, na prática clínica, a incidência de danos às restaurações de cerâmica no momento da descolagem é muito baixa ou praticamente não existe, independentemente do método de colagem utilizado (ZACHRISSON e BÜYÜKYILMAZ, 1993; ZACHRISSON, ZACHRISSON e BÜYÜKYILMAZ, 1996; COCHRAN *et al.*, 1997). A razão para essa discrepância é que, clinicamente, são utilizadas técnicas de descolagem apropriadas e seguras com força e direção diferente das usadas nos ensaios laboratoriais, onde não há deformação do bráquete e a força de ruptura é transmitida para a cerâmica (KAO e JOHNSTON, 1991; ZACHRISSON, ZACHRISSON e BÜYÜKYILMAZ, 1996; COCHRAN *et al.*, 1997).

O desempenho das tecnologias LED e PAC na colagem de bráquetes revelou resultados promissores, representando um avanço significativo para a Ortodontia. O procedimento de montagem do aparelho fixo torna-se mais rápido, com menores riscos de contaminação, e mantém a qualidade de união. Esses aspectos devem ser considerados, durante a colagem, na polimerização da resina composta em substratos variados, como a cerâmica, apresentada nesse estudo.

É necessário enfatizar que os resultados foram obtidos por meio de um estudo *in vitro*, por isso deve-se ter bom senso na interpretação desses resultados, por sua relevância clínica limitada. Mesmo assim, este tipo de estudo é essencial para que novos métodos e materiais sejam testados, comprovando-se sua eficiência.

7. Conclusão

Com base nos resultados da presente pesquisa, pode-se concluir que:

1. Em relação aos valores de resistência de união ao cisalhamento:
 - a) Os fotoativadores testados (Orholux™ LED e Apollo® 95E) se mostraram eficazes na colagem de bráquetes em superfícies de cerâmica.
 - b) Houve equivalência estatística das médias de resistência de união dos grupos LED (10s, 15s e 20s) com os correspondentes grupos PAC (6s e 9s).
 - c) O grupo PAC 4s apresentou média inferior aos demais grupos, não sendo indicado para colagem ortodôntica em cerâmica.

2. Em relação à redução do tempo de fotoativação:
 - a) As fontes luminosas utilizadas neste experimento permitem a redução do tempo de fotoativação da resina composta Transbond XT® para 10 segundos com o LED e para 6 segundos com o PAC, com valores de resistência adequados, clinicamente aceitáveis.

3. Em relação aos tipos de fraturas após a descolagem:
 - a) Houve uma tendência à fratura da cerâmica nos corpos-de-prova com maiores índices de resistência de união associados ao escore 0.

- b) Em toda a amostra, 23 corpos-de-prova demonstraram algum tipo de fratura, representando 24,4% de todos os discos de cerâmica testados.
- c) O grupo LED 20s apresentou a maior incidência de fraturas da cerâmica (53,3%).
- d) De modo geral, o tipo de descolagem mais freqüente foi o escore 3 do Índice Adesivo Remanescente (IAR), ocorrendo em 36,7% da amostra, seguido do escore 0 (35,6%), do qual não diferiu estatisticamente.

Referências Bibliográficas

AIDA, M., HAYAKAWA, T., MIZUKAWA, K. Adhesion of composite to porcelain with various surface conditions. **J. Prosthet. Dent.** St. Louis, v. 73, n. 5, p. 464-470, May 1995.

AJLOUNI, R., BISHARA, SE., CHARUPHAN, O., SOLIMAN, M., LAFFON, J. The effect of porcelain surface conditioning on bonding orthodontics brackets. **Angle Orthod.** Appleton, v. 75, n. 5, p. 858-864, Sep. 2005.

AKOVA, T., YOLDAS, O., TOROĞLU, MS., UYSAL, H. Porcelain surface treatment by laser for bracket-porcelain bonding. **Am. J. Orthod. Dentofacial Ortop.** St. Louis, v. 128, n. 5, p. 630-637, Nov. 2005.

ANDREASEN, GF., STIEG, MA. Bonding and debonding brackets to porcelain and gold. **Am. J. Orthod. Dentofacial Ortop.** St. Louis, v. 93, n. 4, p. 341-345, Apr. 1988.

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

BARBOSA, VL., ALMEIDA, MA., CHEVITARESE, O, KEITH, O. Direct bonding to porcelain. **Am. J. Orthod. Dentofacial Ortop.** St. Louis, v. 107, n. 2, p. 387-392, Feb. 1995.

BEECH, DR., JALALY, T. Clinical and laboratory evaluation of some orthodontic direct bonding systems. **J. Dent. Rest.** Washington, v. 60, n. 6, p. 972-981, June, 1981.

BERTHOLD, TB., Influência dos fotoativadores PAC e QTH na polimerização da resina composta e na geração de calor. **Tese de Doutorado, Programa de Pós-Graduação em CTBMF**, Porto Alegre, 2005.

BISHARA, SE.; 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.

*Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT). NBR 14724: Informação e documentação – trabalhos acadêmicos – apresentação. Rio de Janeiro, 2005.

BISHARA, SE., SOLIMAN, M. LAFOON, J., WARREN, JJ. Effect of changing a test parameter on the shear bond strength of orthodontic brackets. **Angle Orthod.** Appleton, v. 75, n. 5, p. 832-835, Sep. 2005.

CACCIAFESTA, V., SFONDRINI, MF., SFONDRINI, G. A xenon arc light-curing unit for bonding and bleaching. **J Clin. Orthod.** Boulder, v. 34, n. 1, p. 34-94, Jan. 2000.

CACCIAFESTA, V., SFONDRINI, MF., SCRIBANTE, A., BOEHME, A., JOST-BRINKMANN, PG. Effect of lip distance on the shear bond strengths of composite resin. **Angle Orthod.** Appleton, v. 75, n. 3, p. 386-391, Mar. 2005.

CERVEIRA, GP. Grau de polimerização e microdureza de resina ortodôntica com o uso de *Light Emitting Diode* e luz halógena. **Dissertação de Mestrado, Programa de Pós-Graduação em CTBMF, Área de concentração em Ortodontia**, Porto Alegre, 2005.

COCHRAN, D., O'KEEFE, KL., TURNER, DT., POWERS, JM. Bond strength of orthodontic composite cement to treated porcelain. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.** St. Louis, v. 111, n. 3, p. 297-300, Mar 1997.

CHEVITARESE, O., RUELLAS, ACO. Agentes de colagem. In: **Bráquetes ortodônticos – como utilizá-los**. 1ª Ed. Santos, p. 61-85. São Paulo, 2005.

CHUNG, CH., BRENDLINGER, EJ., BRENDLINGER, DL., BERNAL, V., MANTE, FK. Shear bond strengths of two resin-modified glass ionomer cements to porcelain. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.** St. Louis, v. 115, n. 5, p. 533-535, May 1999.

CRAIG, RG., POWERS, JM. **Materiais dentários**. 11ª ed. Liv. Santos, São Paulo, 2004. 704 p.

DAVIDSON, CL., de GEE, AJ. Light curing units, polymerization, and clinical implications. **J. Adhes.Dent.** New Malden, v. 2, n. 3, p. 167-173, Mar. 2000.

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

DIETSCHI, D.; MARRET, N.; KREJCI, I. Comparative efficiency of plasma and halogen light sources on composite micro-hardness in different curing conditions. **Dent. Mater.** Dallas, v. 19, n. 6, p. 493-500, Sep. 2003.

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

DUNN, WJ., TALOUMIS, LJ. Polymerization of orthodontic resin cement with light-emitting diode curing units. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.** St. Louis, v. 122, n.3, p. 236-241, Sep. 2002.

EDRIS, AA., JABR, AA., COOLEY, RL., BARGHI, N. SEM evaluation of etch patterns by three etchants on three porcelains. **J. Prosthet. Dent.** St. Louis, v. 64, n. 6, p. 734-739, Dec. 1990.

ELEKDAG-TURK, SARAC, YS., TURK, T., SARAC, D. The effect of a light-emitting diode on shear bond strength ceramic brackets bonded to feldspathic porcelain with different curing times. **Eur. J. Orthod.** London, v. 29, n. 3, p. 299-303, June 2007.

EUSTAQUIO, R., GARNER, LD., MOORE, BK. Comparative tensile strengths of brackets bonded to porcelain with orthodontic adhesive and porcelain repair systems. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.** St. Louis, v. 94, n. 5, p. 421-425, Nov. 1988.

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

GILLIS, I., REDLICH, M. The effect of different porcelain conditioning techniques on shear bond strength of stainless steel brackets. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.** St. Louis, v. 114, n. 4, p. 387-392, Oct. 1998.

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

GRABER, TM.; VANARSDALL, RL. (Ed.). **Ortodontia: princípios e técnicas atuais**. 2ª ed. Guanabara Koogan, Rio de Janeiro. 1996. 897 p.

GRONBERG, K., ROSSOUW, PE., MILLER, BH., 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, Apr. 2006.

HAMMESFAHR, PD.; O'CONNOR, MT., WANG, X. Light curing technology: past, present and future. **Compend. Contin. Educ. Dent.** Jamesburg, v. 23, n. 9, p. 18-24, Sep. 2002. Supl. 1.

HARARI, D., SHAPIRA-DAVIS, S., GILLIS, I., ROMAN, I., REDLICH, M. Tensile bond strength of ceramic brackets bonded to porcelain facets. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.** St. Louis, v. 123, n. 5, p. 551-554, May 2003.

HIGHTON, RM., CAPUTO, AA., MATYAS, J. Effectiveness of porcelain repair systems. **J. Prosthet. Dent.** St. Louis, v. 42, n. 3, p. 292-294, Sep. 1979.

HOFMANN, N. Elution of leachable components from resin composites after plasma arc vs standard or soft-start halogen light irradiation. **J. Dent.** Kindlington, 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 resinreinforced glass ionomer cement. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.** St. Louis, v. 120, n. 1, p. 58-63, July 2001.

JANDT, KD., MILLS, RW., BLACKWELL, GB., ASHWORTH, CH. Depth of cure and compressive strength of dental composites with blue light emitting diodes (LEDs). **Dent. Mater.** Dallas, v. 16, n. 1, p. 41-47, Jan. 2000.

JARDEL, V., DEGRANGER, M., PICARDI, B., DERRIEN, G. Correlation of topography to bond strength of etched ceramic. **Int. J. Prosthodont.** v. 12, n. 1, p. 59-64, Jan-Feb. 1999.

JOST-BRINKMANN, PG., BÖHME, A. Shear bond strengths attained in vitro with light-cured glass ionomers vs. composite adhesives in bonding ceramic brackets to metal or porcelain. **J. Adhes. Dent.** New Malden, v. 1, n. 3, p. 243-253, Autumn 1999.

JUDY, RH., DUNN, WJ., PATEL, AB., SWANSON, T. Effective single-charge end point of cordless light-emitting diode light-curing units. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.** St. Louis, v. 130, n. 3, p. 378-384, Sep. 2006.

KAO, EC., BOLTZ, KC., JOHNSTON, WM. Direct bonding of orthodontic brackets to porcelain veneer laminates. **Am. J. Orthod. Dentofacial Ortop.** St. Louis, v. 94, n. 4, p. 458-468, Dec. 1988.

KAO, EC., JOHNSTON, WM. Fracture incidence on debonding of orthodontic brackets from porcelain veneer laminates. **J. Prosthet. Dent.** St. Louis, v. 66, n. 5, p. 631-637, Nov. 1991.

KARAN, S., BÜYÜKYILMAZ, T., TOROĞLU, S. Orthodontic bonding to several ceramic surfaces: Are there acceptable alternatives to conventional methods? . **Am. J. Orthod. Dentofacial Ortop.** St. Louis, v. 132, n. 2, p. 144.e7-144.e14, Aug. 2007.

KLOCKE, A., KAHL-NIEKE, B. Effect of debonding force direction on orthodontic shear bond strength. . **Am. J. Orthod. Dentofacial Ortop.** St. Louis, v. 129, n. 2, p. 261-265, Feb. 2006.

KLOCKE, A., KORBMACHER, HM., HUCK, LG., KAHL-NIEKE, B. Plasma arc curing lights for orthodontic bonding. **Am. J. Orthod. Dentofacial Ortop.** St. Louis, v. 122, n. 6, p. 643-648, Dec. 2002.

KOCADERELI, I., CANAY, S., ACKA, K. Tensile bond strength of ceramic orthodontic brackets to porcelain surfaces. **Am. J. Orthod. Dentofacial Ortop.** St. Louis, v. 119, n. 6, p. 617-620, June 2001.

KURACHI C., TUBOY, AM., MAGALHÃES, DV., BAGNATO, VS. Hardness evaluation of a dental composite polymerized with experimental LED-based devices. **Dent. Mater.** Dallas, v. 17, n. 4, p. 309-315, Jul. 2001.

LEONARD, DL., CHARLTON, DG., ROBERTS, HW., COHEN, ME. Polymerization efficiency of LED curing lights. **J. Esthet. Restor. Dent.** Hamilton, v. 14, n. 5, p. 286-95, May 2002.

LU, R., HARTCOURT, JK., TYAS, MJ., ALEXANDER, B. An investigation of the composite resin/porcelain interface. **Aust. Dent. J.** St. Leonard, v. 37, n. 1, p. 12-19, Feb. 1992.

MAJOR, PW., KOEHLER, JR., MANNING, KE. 24 – hour shear bond strength of metal orthodontic brackets bonded to porcelain using various adhesion promoters. **Am. J. Orthod. Dentofacial Ortop.** St. Louis, v. 108, n. 3, p. 322-329, Sep. 1995.

MATTOS, AM., CAPELLI JÚNIOR, J. Avaliação da superfície da cerâmica após descolagem de braquetes ortodônticos. **R. Dental Press Ortodon Ortop Facial.** Maringá, v. 11, n. 5, p. 151-158, Set/Out. 2006.

MAVROPOULOS, A., STAUDT, CB., KILIARDIS, 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, CS. Avaliação *in vitro* da resistência de união ao cisalhamento na colagem de bráquetes por duas fontes de luz. **Dissertação de Mestrado, Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Área de concentração em Ortodontia**, Porto Alegre, 2007.

MILLET, T., MCCABE, JF. Orthodontic bonding with glass ionomer cement – a review. **Eur. J. Orthod.** London, v. 18, n. 4, p. 385-399, Aug. 1996.

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

MONTENEGRO, G. Descobrimo seu fotopolimerizador. **Rev. Assoc. Paul. Cir. Dent.**, São Paulo, v. 57, n. 1, p. 66-71, Jan./fev. 2003.

MUNKSGAARD, EC., PEUTZFELDT, A., ASMUSSEN, E. Elution of TEGDMA and BisGMA from a resin and a resin composite cured with halogen or plasma light. **Eur. J. Oral Sci.** Copenhagen, v. 108, n. 4, p. 341-345, Aug. 2000.

NEBBE, B., STEIN, E. Orthodontic brackets bonded to glazed and deglazed porcelain. **Am. J. Orthod. Dentofacial Ortop.** St. Louis, v. 104, n. 4, p. 503-506, Apr. 1996.

NEWMAN, SM. DRESSLER, KB., GRENADIER, MR. Direct bonding of orthodontic brackets to esthetic restorative materials using a silane. **Am. J. Orthod. Dentofacial Ortop.** St. Louis, v. 86, n. 6, p. 503-506, Dec. 1984.

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

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

OESTERLE, LJ.; NEWMAN, SM.; SHELLHART, WC. Rapid curing of bonding composite with a xenon plasma arc light. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop**, St. Louis, v. 119, n. 6, p. 610-616, June 2001.

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. 810-815, Dec. 2004.

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

PANNES, DD., BAILEY, DK. THOMPSON, JY., PIETZ, DM. Orthodontic bonding to porcelain: a comparison of bonding systems. **J. Prosthet. Dent.** v. 89, n. 1, p. 66-69, 2003.

PETTEMERIDES, AP.; IRELAND, AJ., SHERRIFF, M. An ex vivo investigation into the use of 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, Mar. 2001.

PETTEMERIDES, AP.; SHERRIFF, M.; IRELAND, AJ. 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.

PHILLIPS, RW. Skinner. **Materiais Dentários**. 10^a Ed. Guanabara Koogan, Rio de Janeiro, 1998. 334p.

POWERS, JM., KIM, HB., TURNER, D. Orthodontic adhesives and bond strength testing. **Semin. Orthod.** Philadelphia, v. 3, n. 3, p. 147-156, Sep. 1997.

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.

READ, MJ. The bonding of orthodontics attachments using a visible light cured adhesive. **Br. J. Orthod..** Oxford, v. 11, n. 1, p. 16-20, Jan. 1984.

RUEGGERBERG, FA.; HASHINGER, DT., FAIRHURST, CW. Calibration of FTIR conversion analysis of contemporary dental resin composites. **Dent. Mater.** Dallas, v. 6, n. 4, p. 241-249, Oct. 1990.

SAMPAIO, RSC. PACHECO, JFM. Colagem de acessórios ortodônticos metálicos sobre a cerâmica através do uso de variados tempos de condicionamento com ácido fluorídrico e jateamento com óxido de alumínio. **J. Bras. Ortodon. Ortop. Facial.** Curitiba, v. 6, n. 32, p. 109-117, Mar/Abr. 2001.

SANT'ANNA, EF., MONNERAT, ME., CHEVITARESE, O., STUANI, MB. Bonding brackets to porcelain: *in vitro* study. **Brazilian Dent. Journal.** Riberão Preto, v. 13, n. 3, p. 191-196, Mar. 2002.

SCHANEVELDT, S., FOLEY, TF. Bond strength comparison of moisture insensitive primers. **Am. J. Orthod. Dentofacial Ortop.** St. Louis, v. 122, n. 3, p. 267-273, Sep. 2002.

SCHMAGE, P., NERGIZ, I., HERRMANN, W., ÖZCAN, M. Influence of various surface-conditioning methods on the bond strength of metal brackets to ceramic surfaces. **Am. J. Orthod. Dentofacial Ortop.** St. Louis, v. 123, n. 5, p. 540-546, May 2003.

SFONDRINI, MF., 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 Ortop.** St. Louis, v. 119, n. 1, p. 30-35, Jan. 2001.

SHAMSI, AA., CUNNINGHAM, JL., LAMEY, PJ., LYNCH, E. Shear bond strength and residual adhesive after orthodontic bracket debonding. **Angle Orthod..** Appleton, v. 76, n. 4, p. 694-699, Jul. 2006.

SHARKEY,S., RAY, N., BURKE, F., ZIADA, H., HANNIGAN, A. A surface hardness of light-activated resin composites cured by two different visible-light sources: an *in vitro* study. **Quintessence Int.** Berlin, v. 32, n. 5, p. 401-405, May 2001.

SIGNORELLI, MD., KAO, E., NGAN, PW., GLADWIN, MA. Comparison of bond strength between orthodontic brackets bonded with halogen and plasma arc curing lights: An *in vitro* and *in vivo* study. **Am. J. Orthod. Dentofacial Ortop.** St. Louis, v. 129, n. 2, p. 277-282, Feb. 2006.

SILTA, YT., DUNN, WJ., PETERS, CB. Effect of shorter polymerization times when using the latest generation of light-emitting diodes. **Am. J. Orthod. Dentofacial Ortop.** St. Louis, v. 128, n. 6, p. 744-748, Dec. 2001.

SMITH, GA. McINNIS-LEDOUX, P., LEDOUX, WR., WEINBERG, R. Orthodontic bonding to porcelain-bond strength and refinishing. **Am. J. Orthod. Dentofacial Ortop.** St. Louis, v. 94, n. 3, p. 245-252, Sep. 1988.

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

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

TAVAS, A.,WATTS, DC. Bonding of orthodontic brackets by transillumination of a light-activated composite: an *in vitro* study. **Br. J. Orthod.** Oxford, v. 6, n. 4, p. 207-208, Oct. 1979.

THIND, BS., STIRRUPS, DR., LLOYD, CH. 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.

THURMOND, JW., BARKMEIR, WW., WILWERDING, TM. Effect of porcelain surface treatments on bond strength of composite resin bonded to porcelain. **J. Prosthet. Dent.** St. Louis, v. 72, n. 4, p. 355-359, Oct. 1994.

TYLKA, DF., STEWART, GP. Comparison of acidulated phosphate fluoride gel and hydrofluoric acid etchants for porcelain-composite repair. **J. Prosthet. Dent.** St. Louis, v. 72, n. 2, p. 121-127, Aug. 1994.

TÜRKKAHRAMAN, H., KÜÇÜKESMEN, C. Effects of Light-Emitting Diode and halogen light curing techniques on ceramic brackets bonded to porcelain surfaces. **Angle Orthod.** Appleton, v. 76, n. 4, p. 673-676, Apr. 2006.

UHL, A.; SIGUSHI, BW., JANDT, KD. Second generation LEDs for the polymerization of oral biomaterials. **Dent. Mater.** Dallas, v. 20, n. 1, p. 80-87, Jan. 2004.

ÜSÜMEZ, S.; BÜYÜKYILMAZ, T.; KARAMAN, AI. Effects of fast halogen and plasma arc curing lights on the surface hardness of orthodontic adhesives for lingual retainers. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.** St. Louis, v. 123, n. 6, p. 641-648, June 2003.

ÜSÜMEZ, S., BÜYÜKYILMAZ, T., KARAMAN, AI. Effect of light-emitting diode on bond strength of orthodontic brackets. **Angle Orthod.** Appleton, v. 74, n. 2, p. 259-263, Feb. 2004.

UZEL, A., BÜYÜKYILMAZ, 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, Feb. 2006.

VALVERDE, C. Avaliação da força de adesão dos braquetes colados em superfície de cerâmica. **Trabalho de Conclusão de Curso de Especialização – Faculdade de Odontologia da Universidade do Estado do Rio de Janeiro**, Rio de Janeiro, 2003.

VANDERWALLE, KS., FERRACANE, JL., HILTON, TJ., ERICKSON, RL., SAKAGUCHI, RL. Effect of energy density on properties and marginal integrity of posterior resin composite restorations. **Dent. Mater.** Dallas, v. 20, n. 1, p. 96-106, Jan. 2004.

YAZICI, AR., MUFTU, A., KUGEL, G., PERRY, RD. Comparison of temperature changes in the pulp chamber induced by various light curing units, *in vitro*. **Oper. Dent.** Seattle, v. 31, n. 2, p. 261-265, Mar-Apr. 2006.

WANG, WN., MENG, CL. A study of bond strength between light- and self-cured orthodontics resins. **Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop.** St. Louis, v. 101, n. 4, p. 350-354, Apr. 1992.

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

WINCHESTER, L., ORTH, M. Direct orthodontic bonding to porcelain: an *in vitro* study. **Br. J. Orthod.** Oxford, v. 18, n. 4, p. 299-308, Nov. 1991.

WHITLOCK, BO., EICK, JD., ACKERMAN, RJ., GLAROS, A., CHAPPEL, RP. Shear strength of ceramic brackets bonded to porcelain. **Am. J. Orthod. Dentofacial Ortop.** St. Louis, v. 106, n. 4, p. 358-364, Oct. 1994.

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

ZACHRISSON, BU., BÜYÜKYILMAZ, T. Recent advances in bonding to gold, amalgam and porcelain. **J. Clin. Orthod.** Boulder, v. 27, n. 6, p. 661-675, Dec. 1993.

ZACHRISSON, YØ., ZACHRISSON, BU., BÜYÜKYILMAZ, T. Surface preparation for orthodontic bonding to porcelain. **Am. J. Orthod. Dentofacial Ortop.** St. Louis, v. 109, n. 4, p. 420-430, Apr. 1996.

ZACHRISSON, BU. Orthodontic bonding to artificial tooth surfaces: clinical versus laboratory findings. **Am. J. Orthod. Dentofacial Ortop.** St. Louis, v. 117, n. 5, p. 592-594, May 2000.

Apêndices

Apêndice A – Valores da intensidade de luz obtidos com o uso de radiômetros específicos para cada tipo de fonte luminosa.

Aferições	Radiômetro para LED	Radiômetro para PAC
	LED	PAC
1	900 mW/cm ²	1800 mW/cm ²
2	750 mW/cm ²	1750 mW/cm ²
3	800 mW/cm ²	1880 mW/cm ²
Média	816 mW/cm²	1810 mW/cm²

Anexos

Anexo 1 - Carta de aprovação da Comissão de Ética da Faculdade de Odontologia da PUCRS

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

Porto Alegre 22 de maio de 2007

O Projeto de: Dissertação

Protocolado sob nº: 0019/07

Intitulado: Influência dos Interalivadores LED e PAC na colagem de braquetes em superfícies de porcelana

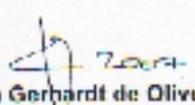
Pesquisador Responsável: Prof. Dr. Irmami Menezes Marchiero

Pesquisadores Associados: Ana Maria dos Santos Baumgarten

Nível: Mestrado

Foi *aprovado* pela Comissão Científica e de Ética da Faculdade de Odontologia da PUCRS em 22 de maio de 2007.

 2007 20


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

Av. Ipiranga, 66811, Bairro Boqueirão
Porto Alegre-RS - Brasil - Cx. Postal 1425
95619-900

Fone/Fax: (51) 3330 3538
e mail: odontologia-pq@pucrs.br