

Marcela Batista Pereira de Carvalho

**EFEITO DO TEMPO DE FOTOATIVAÇÃO NA RESISTÊNCIA DE UNIÃO AO
CISALHAMENTO DE BRÁQUETES METÁLICOS E CERÂMICOS À SUPERFÍCIE
CERÂMICA**

BRASÍLIA

2013

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FACULDADE DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA SAÚDE

MARCELA BATISTA PEREIRA DE CARVALHO

**EFEITO DO TEMPO DE FOTOATIVAÇÃO NA RESISTÊNCIA DE UNIÃO AO
CISALHAMENTO DE BRÁQUETES METÁLICOS E CERÂMICOS À SUPERFÍCIE
CERÂMICA**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Saúde da Universidade de Brasília para obtenção do Título de Mestre em Ciências da Saúde.

Orientadora: Profa. Dra. Fernanda Cristina Pimentel Garcia

BRASÍLIA
2013

“O segredo é não correr atrás das borboletas...
É cuidar do jardim
para que elas venham até você”
(Mário Quintana)

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho...

*A minha filha, **Rafaela**, minha princesa, um presente de Deus.*

*Ao meu esposo, **Jacy**, meu incentivador, pelo amor, carinho e por acreditar que
seria possível.*

*Aos meus pais, **José Vítor e Avany**, que me proporcionaram chegar até aqui,
mesmo diante das dificuldades. Sem dúvida, meu maior exemplo de vida, dedicação
e amor.*

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

A **Deus**, que sempre iluminou meus caminhos, permitindo enfrentar os desafios e comemorar cada vitória conquistada.

A **minha orientadora, Profa. Dra. Fernanda Cristina Pimentel Garcia**, pela oportunidade, confiança, pela forma como conduziu a orientação desta Dissertação, por nossas conversas informais e, principalmente, por nossa amizade.

AGRADECIMENTOS

À Universidade de Brasília, na pessoa do Reitor, Prof. Dr. Ivan Marques de Toledo Camargo.

À Faculdade de Ciências da Saúde, na pessoa da Diretora, Profa. Dra. Lílian Marly de Paula.

Ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Saúde, na pessoa do Coordenador, Prof. Dr. Francisco de Assis Neves, aos professores e funcionários.

Ao Hospital de Força Aérea de Brasília - HFAB, nas pessoas dos Diretores, Brigadeiro-Médico Fernando José Teixeira de Carvalho e Coronel-Médico Marcos de Sousa Ferreira, por apoiarem a minha qualificação profissional no Mestrado em Ciências da Saúde da UnB.

À área de Materiais Dentários, do Departamento de Odontologia Restauradora, da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da UNICAMP, nas pessoas dos professores, Prof. Dr. Lourenço Correr Sobrinho e Prof. Dr. Mário Alexandre Coelho Sinhoretí, pela contribuição científica e por disponibilizarem a infraestrutura do Laboratório de Materiais Dentários para a realização da parte experimental desta pesquisa.

Ao Prof. Dr. Américo Bortolazzo Correr, pesquisador colaborador da área de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da UNICAMP, pela disponibilidade, apoio e orientação durante a realização da parte experimental desta pesquisa e da análise estatística dos dados.

Ao Prof. Dr. Leandro Augusto Hilgert, Professor da Área de Dentística do Departamento de Odontologia da Faculdade de Ciências da Saúde, da UnB, pela contribuição com as fotografias dos bráquetes.

*Aos funcionários do Laboratório da área de Materiais Dentários da Faculdade de Odontologia de Piracicaba, da UNICAMP, **Selma Aparecida Barbosa de Souza Segalla** e Engenheiro **Marcos Blanco Cangiani**, pela atenção e simpatia com que me acolheram, estando sempre prontos a me ajudar.*

*Aos **técnicos do Laboratório de Microscopia Eletrônica de Varredura do Instituto de Biologia, da UnB**, pela obtenção das imagens de microscopia das amostras utilizadas neste estudo.*

*Às colegas do Hospital de Força Aérea de Brasília - HFAB, **Ruth** e **Lena**, por me substituírem enquanto cumpria os créditos de disciplinas do Mestrado em Ciências da Saúde da UnB.*

*À **Profa. MSc. Daniele Machado da Silveira Pedrosa**, pelo incentivo e, principalmente, por nossa amizade.*

*A **todos aqueles** que, de alguma forma, contribuíram para o desenvolvimento deste trabalho, o meu sincero agradecimento.*

SUMÁRIO

RESUMO	8
ABSTRACT	10
1 INTRODUÇÃO	12
2 REVISÃO DE LITERATURA	14
3 PROPOSIÇÃO	38
3.1 OBJETIVO GERAL	38
3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	38
4 MÉTODOS	39
4.1 DELINEAMENTO EXPERIMENTAL	39
4.2 MATERIAIS	39
4.3 CONFECÇÃO DOS DISCOS CERÂMICOS	40
4.4 FIXAÇÃO DOS DISCOS CERÂMICOS EM RESINA ACRÍLICA	41
4.5 DIVISÃO DOS GRUPOS EXPERIMENTAIS	42
4.6 CONDICIONAMENTO ÁCIDO DA SUPERFÍCIE DA CERÂMICA	44
4.7 APLICAÇÃO DO SILANO	44
4.8 COLAGEM DOS BRÁQUETES	45
4.8.1 Utilização de diferentes tempos de fotoativação	47
4.9 TERMOCICLAGEM	47
4.10 ENSAIO MECÂNICO DE RESISTÊNCIA DE UNIÃO AO CISALHAMENTO..	48
4.11 AVALIAÇÃO DO ÍNDICE DE ADESIVO REMANESCENTE (IAR)	50
4.12 ANÁLISE DOS DADOS	50
5 RESULTADOS	51
6 DISCUSSÃO	57
7 CONCLUSÃO	63
8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	64

RESUMO

O objetivo do presente estudo foi avaliar a resistência de união de bráquetes metálicos e cerâmicos à superfície cerâmica, analisando dois tempos de fotoativação com aparelho LED (light emitting diode). O ensaio de resistência de união foi realizado em bráquetes de aço inoxidável (Morelli), cerâmicos monocristalinos (Inspire ICE) e cerâmicos policristalinos (InVu). Os discos cerâmicos (IPS Empress Esthetic) incluídos em cilindros de resina acrílica foram condicionados com ácido fluorídrico gel a 10% por 60 segundos. Após a aplicação de silano, por 30 segundos, os bráquetes foram colados seguindo o protocolo recomendado para o compósito Transbond XT. Os corpos-de-prova, para cada tipo de bráquete, foram distribuídos aleatoriamente em 2 grupos (n=15) conforme o tempo de fotoativação, de 20 e 10 segundos, usando o aparelho LED Bluephase. Todos os corpos-de-prova foram armazenados a 37°C e 100% de umidade por 24 horas, posteriormente, termociclados (1000 ciclos, de 5°C à 55°C) e retornaram ao ambiente úmido de armazenamento. O teste de cisalhamento foi realizado após 24 horas na máquina universal de ensaio a uma velocidade de 1 mm/min. Em seguida, o Índice Remanescente de Adesivo (IRA) foi avaliado. Os dados foram submetidos à Análise de Variância e ao teste de Tukey (5%). Todos os bráquetes fotoativados por 20 segundos apresentaram valores de resistência de união significativamente ($p < 0,05$) superiores aos bráquetes fotoativados por 10 segundos. Os bráquetes cerâmicos monocristalinos apresentaram valores de resistência de união significativamente ($p < 0,05$) superiores aos bráquetes cerâmicos policristalinos e de aço inoxidável, sendo estes, estatisticamente semelhantes ($p > 0,05$) quando fotoativados por 20 segundos. Para o tempo de fotoativação de 10 segundos, os bráquetes cerâmicos policristalinos apresentaram valores superiores ($p < 0,05$) aos de aço inoxidável. Enquanto nos grupos de 20 segundos de tempo de fotoativação, o escore 1 (IRA) foi observado com predominância para os bráquetes de aço inoxidável e cerâmicos monocristalinos, e o escore 3 para o bráquete cerâmico policristalino, nos grupos de 10 segundos, o bráquete cerâmico monocristalino apresentou predominância do escore 1, e escore 3 para os bráquetes de aço inoxidável e cerâmicos policristalinos. Pôde-se concluir que o tempo de fotoativação teve influência significativa na resistência de união de bráquetes metálicos e cerâmicos à superfície cerâmica e que

os bráquetes cerâmicos monocristalinos apresentaram os maiores valores de resistência de união.

Palavras-chave: Resistência de união ao cisalhamento, tempo de fotoativação, bráquetes de aço inoxidável, bráquetes cerâmicos monocristalinos, bráquetes cerâmicos policristalinos e superfície cerâmica.

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the bond strength of metallic and ceramic brackets bonded to ceramic, by testing two photoactivation times using a LED (light emitting diode) curing unit. Bond strength testing was performed on stainless steel brackets (Morelli), monocrystalline ceramic brackets (Inspire ICE), and polycrystalline ceramic brackets (InVu). Disc-shaped-ceramic specimens (IPS Empress Esthetic) embedded in acrylic resin blocks were etched with 10% hydrofluoric acid gel for 60 seconds. After application of silane for 30 seconds, brackets were bonded following the protocol recommended for Transbond XT. Specimens for each bracket type were assigned to two groups (n=15), according to the photoactivation times: 20 seconds or 10 seconds, using a Bluephase LED unit. All specimens were stored at 37°C and 100% relative humidity for 24 hours, then thermocycled (1,000 cycles, 5°C to 55°C), and they returned to the humid storage conditions. Shear bond testing was carried out after 24 hours with a universal testing machine at a crosshead speed of 1-mm/min. Adhesive Remnant Index (ARI) scores were evaluated. Data were subjected to two-way ANOVA and Tukey's test. All bracket types photoactivated for 20 seconds showed significantly ($p < 0.05$) higher bond strength compared to specimens photoactivated for 10 seconds. Monocrystalline brackets showed significantly ($p < 0.05$) higher bond strength compared to polycrystalline and stainless steel brackets, which are statistically similar ($p > 0.05$) when photoactivated for 20 seconds. For 10 seconds photoactivation time, the polycrystalline ceramic brackets showed higher values ($p < 0.05$) than stainless steel brackets. For the 20 second photoactivation time group, an ARI score 1 was observed with predominance for SS and monocrystalline brackets, and score 3 for polycrystalline brackets; for the 10 second photoactivation time group, an ARI score 1 was observed with predominance for the monocrystalline brackets, and score 3 for stainless steel and polycrystalline brackets. In conclusion, photoactivation time had significant influence on the bond strength of metallic and ceramic brackets bonded to a ceramic surface, and monocrystalline brackets showed the highest bond strength values.

Keywords: Shear bond strength, photoactivation time, stainless steel brackets, monocrystalline ceramic brackets, polycrystalline ceramic brackets, and ceramic surface.

1 INTRODUÇÃO

O aumento da demanda de pacientes adultos que procuram por tratamentos odontológicos com finalidade estética tem elevado a busca por padrões reabilitadores com maior grau de previsibilidade e resultado. Normalmente, coroas protéticas, facetas e, até, terapia ortodôntica são sugeridas, no plano de tratamento, neste nível de atenção (Christensen, 2004). As restaurações cerâmicas estão entre as restaurações com melhores resultados estéticos e são amplamente indicadas em planejamentos reabilitadores de dentes anteriores (Conrad et al., 2007). Nesse contexto, o tratamento ortodôntico em pacientes adultos, além de cumprir seu papel terapêutico, possibilita, nas reabilitações bucais estéticas, a obtenção de melhores resultados, o que pode ainda contribuir para a melhoria das condições de bem-estar psicossocial e de qualidade de vida do paciente (Chen et al., 2010; Albino et al., 1981; Albino et al., 1994).

Nessas situações clínicas, portanto, as cerâmicas podem servir como substratos para a colagem de bráquetes ortodônticos. Essa união à cerâmica é normalmente alcançado após o condicionamento com ácido fluorídrico (Barghi 2006; Nagayassu, 2006; Shimada 2002). Além disso, a resistência de união entre bráquetes e a superfície cerâmica também pode ser aumentada por meio da aplicação do silano, que consiste em uma molécula bifuncional, possuidora de duas extremidades reativas, uma com afinidade a agentes orgânicos e outra, a agentes inorgânicos. Portanto, o agente de silanização possibilita a formação de ligações químicas com ambas as superfícies, inorgânicas e orgânicas (Novais 2012; Spohr, 2003). Após o condicionamento ácido e a aplicação do silano, as irregularidades criadas na superfície cerâmica devem ser infiltradas por um material de união. Os agentes resinosos de união fotoativados são os materiais mais utilizados para esse objetivo (Kasuya, 2006; Meguro, 2006). Para o procedimento de fotoativação, as unidades de fotoativação LED (diodos emissores de luz) tornaram-se cada vez mais populares, uma vez que permitem ao profissional reduzir o tempo de fotoativação do agente resinoso de união (Dall'Igna, 2011; Correr, 2005; Cekic-Nagas, 2010; Thind, 2006; Filipov, 2006; Park, 2010; Price, 2010) e, portanto, o seu tempo de trabalho. A literatura mostra que os compósitos fotoativados podem ser polimerizados adequadamente por 20 segundos de tempo de exposição quando camadas

incrementais do material e unidades de fotoativação LED são utilizadas (Ramp et al., 2006). Além disso, anuncia-se também que estas lâmpadas LED também podem produzir adequados níveis de polimerização quando utilizadas por períodos inferiores à 20 segundos (Elekdag-Turk et al., 2007; Rencz et al., 2012).

Embora um dos objetivos da Ortodontia seja também o de alcançar resultados estéticos (Chen et al., 2010; Albino et al., 1981; Albino et al., 1994), bráquetes não-estéticos, tais como os bráquetes metálicos (Guerrero, 2010), ainda são os mais amplamente utilizados na prática ortodôntica (Nishio, 2004). Como alternativa, e para permitir que aparelhos ortodônticos possuam uma aparência estética mais agradável, bráquetes cerâmicos apresentam-se, embora sua indicação sofra algumas restrições devido ao fato desses tipos de bráquetes fraturarem mais facilmente e possuírem um coeficiente de atrito mais elevado, o que aumenta a resistência ao deslizamento dos fios ortodônticos (Ghafari, 1992). Esta possibilidade de uso de aparelhos ortodônticos mais estéticos também têm estimulado o interesse dos pacientes adultos pela Ortodontia, pois estes encaram esses bráquetes, “brancos”, “claros”, ou “invisíveis”, como componentes muito mais atraentes do que os bráquetes metálicos tradicionais (Johnson, 2005). Todos os bráquetes cerâmicos atualmente produzidos são à base de óxido de alumínio (Al_2O_3), também chamado de alumina (Birnie, 1990; Swartz, 1988; Karamouzos, 1997; Viazis, 1993). Atualmente, existem dois tipos de bráquetes cerâmicos no mercado, os bráquetes de alumina policristalinos (mais comumente usados) e os bráquetes de alumina monocristalinos (Johnson, 2005).

Assim, devido interesse crescente de pacientes adultos pela Ortodontia e a busca por alternativas mais estéticas para o tratamento ortodôntico, torna-se necessário compreender e buscar técnicas e materiais que proporcionem planejamentos reabilitadores estéticos e funcionais com maior grau de previsibilidade e de resultado, por meio, por exemplo, da melhoria das propriedades físicas, mecânicas e adesivas de todo o protocolo de colagem de bráquetes estéticos sobre superfícies cerâmicas. Desse modo, e devido ao uso de bráquetes cerâmicos ser ainda uma indicação em discussão na literatura, este estudo busca avaliar o efeito do tempo de fotoativação com LED na resistência de união ao cisalhamento de bráquetes metálicos e cerâmicos à superfície cerâmica à base de leucita.

2 REVISÃO DE LITERATURA

Newman (1965) foi o primeiro pesquisador a relatar sobre o sucesso das colagens diretas sobre o esmalte dental colando bráquetes plásticos ao esmalte. Neste artigo o autor citou três vantagens da colagem direta: 1) melhora da estética; (2) diminuição da descalcificação do esmalte devido à desintegração do cimento de baixo da banda metálica; e, (3) redução no custo do aparelho. O autor desenvolveu alguns compósitos, pois não existia no mercado um material semelhante que suprisse as necessidades desejadas, principalmente menor toxicidade. Com isso surgiu um compósito desenvolvido por um grupo de pesquisa do “Newmark College of Engineering” que tinha baixa toxicidade, mas que demorava de 15 a 30 minutos para a polimerizar-se suficientemente para manter o bráquete em posição e quatro dias para ocorrer a completa polimerização. Segundo o autor, isso não representava um problema, pois clinicamente o profissional poderia inserir o arco uma semana depois. O autor concluiu que quanto maior a área de união, maior a força necessária para quebrar a união, conseqüentemente necessitando de menor força para quebrar a união por unidade de área. O autor obteve como carga de resistência à tração valores variando de 9,7 kg/cm² a 47,47 kg/cm² com os diversos tipos de resina composta.

Miura et al. (1971) desenvolveram um estudo clínico para avaliar a durabilidade e a estabilidade da união compósito-bráquete plásticos em trinta e dois pacientes portadores de maloclusões onde obtiveram resultados satisfatórios quanto à resistência e durabilidade do aparelho. Os autores fizeram um projeto-piloto para comprovar relatos anteriores de que a resistência da colagem diminuía com o tempo sob a influência do meio bucal. Neste experimento in vitro foram mantidos por seis meses 60 pré-molares extraídos com finalidade ortodôntica em água tamponada, com bráquetes colados com resina quimicamente ativada. Os testes de resistência ao cisalhamento mostraram redução de 20% na resistência de união, de 40 kg/cm² para 33,5 kg/cm² para o TTB system (tri-n-butil borano) e de 18 kg/cm² para 12,5 kg/cm² para o BPO amine system (sistema de catalisador de amina), embora fossem suficientes para manter o aparelho íntegro na cavidade bucal.

Reynolds, em 1975, em sua revisão cita as vantagens e desvantagens de união direta de bráquetes, o processo de união, considerando a superfície dental, o

tipo de agente fixador e o tipo de bráquete. O autor compara ainda os diferentes tipos de agentes fixadores e diferentes tipos de bráquetes, evidenciando as vantagens e desvantagens entre eles. O autor cita também o posicionamento do bráquete na superfície dental e o processo de preparo dessa superfície, tanto para um bráquete isoladamente quanto para a união múltipla. Quanto a falha da união bráquete – dente durante serviço clínico o autor considera a contaminação por umidade e a força excedendo a resistência de união como os principais problemas. De acordo com sua revisão um valor de resistência de união de 60 a 80 kg/cm² seria necessária para suportar as cargas decorrentes da terapia ortodôntica, em condições normais, esta resistência em megapascal (MPa) varia de 6 a 7,8 MPa.

Tavas & Watts (1979) verificaram a eficiência de uma resina fotoativada para colagem de bráquetes, devido ao tempo de trabalho limitado para posicionar o bráquete na colagem com resinas quimicamente ativadas. Foram utilizados dois grupos de pré-molares, com o esmalte condicionado com solução aquosa de ácido fosfórico a 37%. A resina fotoativada foi aplicada na base do bráquete metálico, o mesmo posicionado na face vestibular do dente e a fotoativação realizada durante cinco minutos em 45° em relação à face oclusal, de forma que a fotoativação ocorresse por transluminação. Após 24 horas em água a 37°C, os corpos-de-prova foram submetidos ao teste de resistência ao cisalhamento. Os resultados mostraram que a resistência ao cisalhamento de 3 kg por área de fixação de 0,12 cm², enquanto os resultados relatados na literatura mostraram força máxima ortodôntica de 1,5 kg (12,5 kg/cm²).

Simonsen & Calamia (1983) verificaram a resistência de união à tração da cerâmica condicionada ao compósito. A superfície de vinte discos de cerâmica unidos à liga metálica não preciosa foi condicionada por 0; 2,5; 5; 10 e 20 minutos com a solução contendo 7,5% de ácido fluorídrico. Após lavagem e secagem, a superfície da cerâmica foi coberta com uma camada de resina sem carga e um cilindro de resina composta foi unido à superfície da cerâmica. As amostras foram submetidas ao ensaio de resistência à tração numa máquina de ensaio universal Instron. Os resultados mostraram que a resistência de união à tração aumentou com o aumento do tempo de condicionamento, variando de 0,6 MPa para a cerâmica não condicionada, a 7,5 MPa após 20 minutos de condicionamento ácido. A análise em MEV mostrou uma superfície porosa após o condicionamento ácido, ocorrendo falhas adesivas nos corpos-de-prova que não foram condicionados, e falhas

coesivas, tanto na cerâmica como na resina composta, quando a cerâmica foi condicionada. Os autores relataram que os valores de resistência de união obtidos no estudo foram significantes clinicamente para a fixação de restaurações em cerâmica. Além disso enfatizou a necessidade de mais estudos para determinar tanto a solução ácida como o tempo de condicionamento ideais.

Tavas & Watts, em 1984, utilizando pré-molares humanos submeteram ao condicionamento com ácido fosfórico a 37 %. Os bráquetes metálicos foram colados sobre a superfície dos dentes com resina composta (quimicamente ativada e fotoativada). Após a colagem, os bráquetes foram armazenados em água destilada a 37° C durante 5 minutos e 24 horas, antes do teste de resistência ao cisalhamento em uma máquina de ensaio Instron. Um grupo recebeu resina fotoativada por 10 segundos antes da colagem dos bráquetes à superfície do esmalte dentário, que ocorreu após 48 horas, quando receberam resina composta que foi ativada novamente. Os resultados mostraram que a resistência ao cisalhamento 24 h foi significativamente maior do que aos 5 minutos para a resina ativada quimicamente e a fotoativada, não havendo diferença entre as resinas. Os resultados obtidos na resina composta fotoativada com uma ativação curta de 10 s para o agente de união e 30 s para o compósito são comparáveis aos que receberam três exposições de 30 s. Os dentes que foram colados com bráquetes com resina composta 48 h antes de serem coladas obtiveram resultados comparáveis aos colados diretamente.

Em 1989, O'Brien et al. compararam clinicamente as propriedades de compósitos quimicamente ativados e fotoativados utilizando 2 tipos de bráquetes com bases distintas. Os bráquetes foram fixados com os 2 tipos de adesivos, um para cada lado da boca, em 52 pacientes com idade variando de 13 a 29 anos, totalizando 542 bráquetes fixados. Os dentes foram isolados e sofreram profilaxia e condicionamento com ácido fosfórico a 37 % por 60 s. Foram lavados secos com ar comprimido sem óleo e água. Dos 542 bráquetes fixados, 35 falharam nos primeiros 12 meses, sendo que 29 falhas ocorreram nos primeiros 6 meses. Os resultados obtidos nos seis primeiros meses mostraram que ocorreram 6% de falhas nos bráquetes colados com compósito quimicamente ativado e 4,7 % nos fotoativados. Os autores concluíram que não existia diferença estatisticamente significativa entre os adesivos, mesmo quando variaram o tipo de bráquete, comparando o arco superior com o inferior ou os dentes anteriores com os posteriores.

Yen et al. (1993) avaliaram a resistência flexural de porcelanas feldspáticas e

de vidro fundível após o condicionamento ácido. Cinquenta amostras de cada material com 13 mm X 8 mm X 1mm foram submetidas a 5 diferentes tempos de condicionamento (n=10): 0 = sem condicionamento; A = 0,5 minuto; B = 1 minuto; C = 2,5 minutos; e, D = 5 minutos. Para a porcelana feldspática foi aplicado ácido fluorídrico e para cerâmica de vidro (biofluoreto de amônia). Após o condicionamento, as amostras foram lavadas, aplicado o silano e o cimento resinoso. Em seguida, as amostras foram armazenadas em água destilada por uma semana. Decorrido este tempo, as amostras foram submetidas ao teste de resistência à flexão de três pontos numa máquina Instron, a uma velocidade de 0,5 mm/min. Amostras representativas de cada material foram analisadas em M.E.V.. Os autores concluíram que a topografia de superfície foi alterada após o condicionamento para as duas cerâmicas. O tempo de condicionamento não afetou a resistência das cerâmicas.

Em 1995, Della Bona & Van Noort compararam os testes de resistência à tração e ao cisalhamento entre a resina composta e a cerâmica. Três grupos foram utilizados para o teste de cisalhamento: 1 – um cilindro de cerâmica (10 mm de diâmetro x 3 mm de altura) (material base) foi unido a um cilindro de resina composta (APH – Dentsply) de 4 mm de altura por 3 mm de diâmetro, utilizando um adesivo (Prisma APH – Dentsply); 2 – foi feita uma inversão entre o disco de cerâmica e o de resina; 3 - todo o conjunto a ser submetido ao cisalhamento foi confeccionado com resina composta. Um cinzel foi utilizado para o teste de resistência ao cisalhamento, colocando-o o mais próximo possível da área de união. Para complementar o estudo, foi realizada análise de elemento finito, com o objetivo de verificar o tipo e local de concentração de tensões nas amostras. O ensaio de resistência à tração foi realizado entre dois discos de cerâmica unidos com o mesmo adesivo e resina utilizados no cisalhamento. Os resultados do teste de resistência ao cisalhamento mostraram que o grupo 1 apresentou resistência de união significativamente menor que os outros dois grupos. A análise de elemento finito evidenciou concentração de tensão no material base próximo ao local de aplicação da carga, e que isso avalia muito mais a resistência coesiva do material de base do que a interface adesiva. Para o teste de resistência à tração a maioria das falhas foi na interface adesiva. Os autores concluíram que o teste de resistência tração é mais indicado para avaliar a resistência de união entre cerâmica e resina.

Bishara & Fehr (1997), por meio de uma revisão de literatura, apresentaram

algumas características dos bráquetes cerâmicos. Esses autores descreveram que, embora o termo “cerâmica” englobe diferentes componentes, os bráquetes cerâmicos atualmente disponíveis são constituídos à base de óxido de alumínio. Existem dois tipos básicos de bráquetes, diferindo um do outro pelo processo de fabricação. Os bráquetes policristalinos são produzidos de partículas de óxido de alumínio sinterizadas ou fundidas. O processo inicia-se pela mistura das partículas com um ligante. Esta mistura é então vertida num molde que permitirá que as partes críticas/essenciais dos bráquetes possam ser cortadas. O molde é então aquecido a uma temperatura que permite que o ligante seja queimado, e as partículas de óxido de alumínio seja fundido, mas não derretido. Este processo de queima é chamado de sinterização. Esse processo de moldagem/sinterização é relativamente barato, tornando-se uma técnica de fabricação popular. Infelizmente, o processo resulta em imperfeições estruturais nos limites de grão e a incorporação de quantidade de impurezas. Essas pequenas imperfeições e impurezas, mesmo em quantidades tão baixas quanto 0,001%, podem servir como pontos de propagação de trincas sob estresse. Esse fato pode levar a fratura do bráquete. Os bráquetes cerâmicos monocristalinos também são fabricados a partir de óxido de alumínio. Nesse processo, as partículas de óxido são derretidas e em seguida resfriadas lentamente, permitindo a completa cristalização. Esse processo minimiza as impurezas induzidas por estresse e imperfeições encontradas nos bráquetes policristalinos. O bráquete ortodôntico é então fresado em formato a partir de um único cristal de óxido de alumínio. Esse é um processo de fabricação mais difícil e caro, devido a dureza do material cerâmico. A fresagem e a presença de cantos agudos introduzem as suas próprias tensões sobre o material e também predis põem o bráquete à fratura.

Chen et al. (1998) avaliaram o efeito de diferentes tempos de condicionamento nas mudanças micro-estruturais da cerâmica Cerec 2 (Vita) e na resistência de união entre cerâmica e resina composta. Foram confeccionadas 54 amostras retangulares (10 mm de comprimento x 8 mm de largura x 2,5 mm de espessura) e 48 amostras cilíndricas (8 mm de diâmetro x 2,5 mm de espessura) de cerâmica, que foram divididas em seis grupos de nove unidades retangulares e oito unidades cilíndricas. Após o desgaste com papel abrasivo de carbeto de silício de granulação 600, as superfícies a serem unidas foram condicionadas com ácido fluorídrico a 5% por 0, 5, 30, 60, 120 e 180 segundos para os grupos 1, 2, 3, 4, 5 e 6, respectivamente, seguido de lavagem com água por 1 minuto, limpeza em ultra-som

com água destilada por 5 minutos e secagem com jato de ar por 30 segundos. Uma amostra retangular de cada grupo foi preparada para observação em microscópio eletrônico de varredura. Uma fita adesiva com orifício de 5 mm de diâmetro foi fixada no centro de cada amostra retangular para padronizar a área de união e a espessura (50 μm) do cimento resinoso. Uma camada fina de cimento resinoso foi aplicada na área de união da amostra retangular e sobre a amostra cilíndrica e fotopolimerizada em duas direções opostas por 40 segundos cada. As amostras foram armazenadas em água a 37°C por 24 horas e submetidos ao ensaio de cisalhamento numa máquina de ensaio universal e as falhas analisadas em microscópio ótico. A microscopia eletrônica de varredura mostrou que a cerâmica condicionada por 120 e 180 segundos apresentou-se mais rugosa e com micro-retenções mais profundas. Os resultados mostraram que de 0 a 120 segundos, quanto maior o tempo de condicionamento, maior a resistência de união. O condicionamento por 180 segundos, entretanto, resultou em diminuição na resistência de união, mas sem diferença estatisticamente significativa comparado ao grupo condicionado por 120 segundos. Nos grupos 4, 5 e 6, as falhas foram predominantemente coesivas na cerâmica. Os autores concluíram que os valores de resistência de união correspondem diretamente às mudanças micro-estruturais da superfície da cerâmica causadas pelo condicionamento ácido.

Vargas et al. (1998) verificaram o efeito da fonte de luz (laser de argônio (LA) e luz de lâmpada halógena (H)) sobre a microdureza de dois compósitos (Silux Plus e TPH) em várias profundidades. Os compósitos foram inseridos em moldes retangulares de Teflon (3 x3 x8 mm) e fotoativados por luz de lâmpada halógena (40 s) ou laser de argônio (30, 20 ou 10 s) (n=5). Após 24 h a 37°C, foram realizadas 4 medidas de dureza Knoop em cada profundidade (0, 1, 2, 3 e 4 mm). Não houve diferença significativa no topo para os dois compósitos, independente da fonte de luz e tempo de exposição. Para Silux Plus em 1, 2, 3 e 4 mm, H40 e LA30 produziram dureza semelhante e foram significativamente maiores que LA20 e LA10. Em 4mm, H40 foi significativamente maior que LA20. A exposição a LA10 produziu menores valores de dureza. Não houve diferença significativa para o compósito TPH na profundidade de 3mm, fotoativado por H40, LA30 e LA20.

Blankenau et al. (1999) realizaram uma revisão de literatura sobre a preocupação dos clínicos com a necessidade de compreender a química dos materiais, a dinâmica da polimerização, os fatores geradores de tensão e a energia

necessária para obter as melhores propriedades dos compósitos. Eles relataram que se um clínico escolhe utilizar um sistema de fotoativação não-convencional, ele deve consultar o fabricante para determinar o espectro de saída do sistema, além de consultar o fabricante do compósito para se certificar que o material utilizado polimerizará adequadamente com a fonte de luz escolhida. Os fabricantes têm serviços representativos que geralmente são bem informados sobre seus produtos. Os clamores atuais sobre o desenvolvimento de novas tecnologias baseadas em estudos laboratoriais são promissores. Entretanto, estudos clínicos prospectivos multicentralizados ainda são necessários para validar a segurança e a eficácia. Então, os clínicos podem tomar decisões conscientes que os capacitarão a produzir odontologia da maior qualidade para seus pacientes.

Em 1999, Fleming & Maillet descreveram que o aumento no uso de materiais restauradores fotoativados aumentava concomitantemente ao aumento dos estudos com as unidades fotoativadoras. O laser de argônio possui comprimento de onda adequado para iniciar a polimerização das resinas compostas. A literatura relatada grandes divergências em relação a muitos aspectos da eficiência do laser para a fotoativação comparado às fontes de luz convencional. As pesquisas mostram que o laser de argônio promove maior polimerização da resina composta em maiores profundidades, maior grau de conversão, melhora nas propriedades físicas. Além disso, menos tempo é requerido para fotoativação. Entretanto, o aumento da polimerização das resinas compostas com o laser promove aumento na contração de polimerização e da infiltração marginal. Os dentistas interessados nesta nova tecnologia necessitam monitorar os procedimentos restauradores clínicos realizados em seu paciente.

Rueggeberg (1999) realizou uma revisão sobre os aparelhos fotoativadores disponíveis para a fotoativação dos compósitos odontológicos. Devido à grande quantidade de dispositivos para fotoativação, há muita confusão com respeito às diferenças entre eles. Existem os aparelhos de luz de lâmpada halógena (QTH) e os sistemas de alta intensidade, como os arcos de plasma (PAC) e os lasers de íon argônio. Também houve uma tendência para utilizar baixa intensidade durante a fase inicial de fotoativação: chamado de método soft-start. Com esse método, observa-se diminuição na taxa de polimerização dos compósitos, o que possibilita uma diminuição na tensão gerada na interface dente/restauração, resultando em melhor integridade marginal.

Brackett et al. (2000) verificaram o efeito da fotoativação por arco de plasma na microinfiltração de restaurações de compósito, confeccionadas na junção cimento-esmalte em cavidades classe V, na vestibular e lingual de terceiros molares humanos. Foram utilizados dois compósitos Z250 e Amelogen, inseridos após a aplicação do sistema de união Single Bond e PQ 1 e fotoativados com luz de lâmpada halógena (H) ou arco de plasma (P). Após a ciclagem térmica, os dentes foram imersos em solução de corante azul de metileno e seccionados para análise da microinfiltração. Os resultados mostraram que não houve microinfiltração na interface esmalte/compósito. Na margem gengival, a incidência de infiltração (leve/severa) foi: Z50 H = 2/4, P = 6/6; Amelogen H = 3/4, P = 1/12, com n = 16. A maior incidência de infiltração foi observada nas restaurações fotoativadas por arco de plasma. A análise de variância dois fatores mostrou que houve diferença estatisticamente significativa para método de fotoativação ($P < 0,002$), mas não para material restaurador ($P = 0,24$) e para a interação ($P = 0,38$).

Em 2000, Kato et al. investigaram o efeito do condicionamento ácido e do jateamento na resistência de união entre cerâmica feldspática e resina acrílica. Oitenta pares de discos da cerâmica VMK 68 (Vita) (10 mm de diâmetro x 2,5 mm de espessura e 8 mm de diâmetro x 2,5 mm de espessura). Foram desgastados com lixas de carbetto de silício de granulação 320, 400, 600, 800 e 1000. As amostras foram divididas em 8 grupos, de acordo com o tratamento de superfície (n=10): grupo 1 – (grupo controle) desgaste com a lixa 1.000; grupo 2 – jateamento com óxido de alumínio de 50 μm por 5 segundos com pressão de 0,4 MPa à distância de 10mm da superfície da cerâmica; grupos 3 a 7 - condicionamento com gel de biofluoreto de amônia a 10%, flúor fosfato acidulado a 0,9%, ácido fluorídrico a 5%, ácido fosfórico a 40%, ácido sulfúrico com ácido fluorídrico a 6,25%, respectivamente, com tempo de condicionamento de 60 s, seguido de lavagem, limpeza em ultra-som com metanol e secagem com ar; grupo 8 - condicionamento com flúor fosfato acidulado por 10 minutos, seguido dos mesmos procedimentos descritos para os grupos de 3 a 7. A área de união (5 mm) foi delimitada por fita adesiva aplicada na superfície da amostra com 10 mm de diâmetro. Cada par, com uma amostra de 10 mm e outra de 8 mm de diâmetro, foi unido com resina acrílica e, após 30 minutos, as amostras foram imersas em água a 37°C por 24 horas. Metade das amostras foi submetida ao teste de cisalhamento numa máquina de ensaio universal com velocidade de 0,5 mm/minuto após o período de armazenagem e, a

outra metade, após 5.000 ciclos térmicos a 40°C e 60°C com 1 minuto cada banho. Os resultados mostraram que sem termociclagem, os maiores valores de resistência de união foram obtidos para o ácido fluorídrico a 5% (21,3 MPa) e ácido sulfúrico com ácido fluorídrico a 6,25% (23,7 MPa), seguido pelo biofluoreto de amônia (18,4 MPa), jateamento (11,7 MPa), ácido fosfórico a 40% (9,5 MPa), controle (9,1 MPa) e flúor fosfato acidulado a 0,9% (8,1 MPa). Redução na resistência de união foi significativa em todos os grupos após termociclagem. Os autores concluíram que o emprego do ácido sulfúrico com ácido fluorídrico a 6,25%, assim como do ácido fluorídrico a 5% é apropriado para o condicionamento da cerâmica.

Peutzfeldt et al., em 2000, avaliaram as propriedades obtidas por compósitos (Herculite XRV, Apollo Restore e Saremco Microhybrid) fotoativados pelo Apollo 95E e 1000 PAC. Os seguintes métodos de fotoativação foram utilizados: Apollo 95E (3s/1370 mW/cm²); 1000 PAC (10s/980 mW/cm²); controle XR 3000 (40s/480 mW/cm²). As propriedades avaliadas foram: 1) Grau de conversão por FTIR (n=3) 2) Profundidade de polimerização foi medida com medidor de precisão (dial gauge) (n=4) 3) A resistência e módulo a flexão foram avaliados através do teste de três pontos, com 6mm de distância entre os pontos em amostras de 2 x 2 x 10mm (n=10); 4) Contração parede-parede em molares humanos extraídos foi mensurada com auxílio de microscópio o ponto mais largo da fenda obtida e a contração calculada como a largura da fenda em porcentagem do diâmetro da cavidade (n=6). Os resultados mostraram que, com o uso do Apollo 95E, o Grau de conversão foi menor que no grupo controle XR 3000, porque a densidade de energia fornecida pelo Apollo (4,1 J/cm²) é insuficiente comparado ao XR 3000 (19,2 J/cm²) para fotoativar adequadamente o compósito. O 1000 PAC foi dependente do compósito utilizado, sendo que a densidade energética final foi de 9,8 J/cm². Com relação à profundidade de polimerização, houve diferença entre as fontes de luz utilizadas, sendo que as maiores profundidades de polimerização foram obtidas pelo XR 3000, seguido pelo 1000 PAC e o Apollo 95E que obteve as menores profundidades. Com relação à resistência a flexão, esta não foi afetada pelos métodos de fotoativação, entretanto o módulo flexural foi reduzido com o uso do Apollo 95E. A contração de polimerização parede-parede não foi afetada pelas fontes de luz. Com base nesses resultados os autores concluíram que as fontes de luz de alta intensidade devem ser utilizadas com cautela uma vez que, com os tempos de fotoativação indicados pelos fabricantes desses aparelhos, pode haver redução das propriedades mecânicas dos

compósitos restauradores e conseqüentemente, diminuição da vida útil das restaurações.

Canay et al. (2001) caracterizaram a superfície de porcelanas em microscópio eletrônico de varredura (MEV) e analisaram o efeito do tempo de condicionamento, tratamento com silano e limpeza da superfície em ultrassom, por meio de espectroscopia de energia dispersiva (EDS). Discos de porcelana (Ceramco II) foram produzidos e divididos em 3 grupos: grupo 1 (aplicação de gel de flúor fosfato acidulado (FFA) 1,23% por 10 min); grupos 2 e 3 (aplicação de ácido fluorídrico (HF) 9,6% por 1 e 4 min, respectivamente). Em cada grupo, 4 amostras foram lavadas com água destilada e 4 amostras limpas em ultrassom. Em metade das amostras foi aplicado o agente de união silano (Scotchprime). As amostras foram levadas para SEM para caracterizar a textura de superfície e para análise em EDS. O condicionamento com APF mostrou padrões de ranhuras rasas. O condicionamento com HF por 1 min promoveu canais profundos, poros, precipitados na superfície e aumento no tempo de condicionamento produziu a formação de canais mais largos. A análise em EDS mostrou que os precipitados cristalinos na superfície condicionada, que não foram prontamente solúveis em água, eram produtos da reação de Na, K, Ca, Al. A aplicação do HF promoveu maior rugosidade de superfície do que a aplicação de FFA. Entretanto, os precipitados permaneceram na superfície após a aplicação do ácido e somente foram removidos pela limpeza em ultrassom e não pela lavagem simples em água.

Em 2001, Hasegawa et al., verificaram a adaptação marginal de 4 compósitos: Clearfil APX, Estelite, Silux Plus e Z-100, fotoativados por 2 aparelhos de arco plasma: Plasma Arc Curing System ou Apollo 95E, ou por um aparelho de luz de lâmpada halógena (Witelite), através da largura da fenda formada. Cavidades cilíndricas (3 mm \varnothing x 1,5 mm) em dentina de molares humanos foram preparadas e tratadas com o sistema Megabond ou um sistema de união experimental consistindo de 0,5 M EDTA, 35% GM e Clearfil Photo Bond. Em seguida o compósito foi inserido e fotoativado por 3 s (arco de plasma) ou 40 s (luz de lâmpada halógena). A fenda foi medida em microscópio óptico. A capacidade de fotoativação das três fontes de luz foi verificada pela mensuração da profundidade de polimerização. Os resultados mostraram que não houve formação de fenda para Clearfil APX, Estelite, Silux Plus tratados com o sistema de união experimental, independente da fonte de luz utilizada. Profundidade de polimerização do arco de plasma foi significativamente

maior que da luz de lâmpada halógena. Entretanto, a adaptação marginal não foi influenciada.

Kurachi et al. (2001) verificaram a dureza Vickers da resina composta Z100/3M com diversos tempos de fotoativação (20, 40, 60, 120, ou 180 s) com fontes de luz de 2 à 6 LEDs (79 mW/cm²) e luz de lâmpada halógena convencional (475 mW/cm²), utilizando tempo de exposição de 40 s. Os resultados de dureza Vickers mostraram que as amostras fotoativadas por LED foram inferiores às obtidas com luz de lâmpada halógena. Apesar das diferenças encontradas, os autores afirmaram que os LEDs são promissores como dispositivos fotoativadores e que o aperfeiçoamento desses equipamentos poderá resultar em um dispositivo de fotoativação mais eficiente do que a lâmpada halógena convencional, por possuir um espectro de emissão de luz mais próximo ao espectro de absorção da canforoquina e maior tempo de vida útil.

Em 2002, Hofmann et al. verificaram a dureza Knoop no topo e na base, a contração e tensão de polimerização e a variação de temperatura de resinas compostas (Herculite XRV, Filtek Z250 e Definite) com 1,5 mm de espessura, fotoativadas por LED (320 mW/cm² e 160 mW/cm²) e luz de lâmpada halógena (800mW/cm²). As resinas compostas foram irradiadas durante 40 s no modo contínuo e gradual exponencial (ramping). Não houve diferença significativa entre luz de lâmpada halógena e o LED com 320 mW/cm² para as resinas Herculite XRV e Filtek Z250. Entretanto, a resina composta Definite apresentou dureza Knoop inferior quando fotoativada pelo LED. Em relação à contração de polimerização, foi observado um rápido aumento na velocidade com uso da luz halógena no modo contínuo, seguida pelo LED com maior e menor intensidade, respectivamente. O modo gradual exponencial diminuiu a velocidade da contração. A tensão de contração após 60 minutos também foi maior com a luz halógena. O aumento de temperatura durante a polimerização com LED foi inferior ao da luz halógena.

Em 2002, Shimada et al. verificaram o efeito do jateamento com óxido de alumínio, condicionamento ácido e aplicação de silano na resistência de união ao microcisalhamento de resinas indiretas à cerâmicas vítreas. Sessenta amostras cerâmicas (Olympus Castable Ceramics) foram confeccionadas pela técnica da cera perdida. Destas amostras, trinta e seis foram divididas em 6 grupos de acordo com o tratamento de superfície realizado: Grupo 1 – jateamento; Grupo 2 – polimento com lixas de carbetto de silício e pasta diamantada; Grupo 3 – aplicação de ácido

fluorídrico 16,8p% (HF) por 5 s; Grupo 4 – aplicação de HF por 30 s; Grupo 5 – aplicação de ácido fosfórico 40 p% por 5 s; Grupo 6 – aplicação de ácido fosfórico 40 p% por 60 s. As amostras foram separadas em 2 subgrupos (n=3), de acordo com o agente de união utilizado Clearfil SE Bond e Clearfil ativador de união de porcelana. O adesivo Clearfil SE Bond foi aplicado na superfície e o cimento resinoso Panavia Fluoro Cement, manipulado e inserido em tubos “tygon” - TYG-030, com 0,75mm de diâmetro e 0,5mm de altura. O cimento foi fotoativado e após 24h as amostras foram submetidas ao ensaio de resistência ao microcisalhamento, com fio de 0,2 mm de diâmetro. Os dados foram submetidos à análise de variância e ao teste de Fisher PLSD com nível de significância de 5%. As amostras foram analisadas em microscópio eletrônico de varredura e field emission, para determinar o tipo de falha e os aspectos da morfologia de superfície. Os resultados mostraram que a aplicação do silano melhorou significativamente a resistência de união ($p < 0,05$). A efetividade do ácido fosfórico em melhorar a resistência de união não foi clara. O HF aplicado por 30 s sobrecondicionou a superfície da cerâmica, promovendo efeitos adversos na união.

Em 2003, Kitayama et al. verificaram a resistência de união à tração e ao cisalhamento de cimento de ionômero de vidro modificado por resina (CIVMR) à porcelana glazeada, para avaliar a durabilidade do CIVMR a ciclagem térmica e a quantidade de remanescente de CIVMR na superfície da porcelana após o teste de resistência de união. Três adesivos foram utilizados no estudo: Concise (CO) como resina quimicamente ativada, Fuji Ortho (FO) como CIVMR quimicamente ativado e Fuji Ortho LC (FOLC) como CIVMR fotoativado. A resistência à tração e ao cisalhamento foi verificada 24 h após a colagem dos bráquetes e também após a ciclagem térmica. A resistência de união após 24 h foi $6,6 \pm 3,2$ MPa para CO, $7,3 \pm 1,4$ MPa para FO e $8,6 \pm 1,9$ MPa para FOLC. A resistência de união à tração foi significativamente inferior após a ciclagem térmica. A resistência ao cisalhamento após 24 h foi $32,5 \pm 8,9$ MPa para CO, $23,3 \pm 6,8$ MPa para FO, e $24,7 \pm 6,5$ MPa para FOLC. Entretanto, não houve diferença significativa após a ciclagem térmica. CO apresentou resistência ao cisalhamento significativamente maior que FO e FOLC. Para CO durante o teste de resistência ao cisalhamento, frequentemente ocorreu destruição da porcelana após 24 h e em todas as amostras após ciclagem térmica. O CIVMR mostrou ser uma alternativa em vantajosa em relação à resina composta para colagem de bráquetes à porcelana ou esmalte.

Rahiotis et al. (2004) verificaram o efeito de diferentes unidades fotoativadoras: Virtuoso – PAC; Elipar TriLight – QTH e FreeLight – LED) e os modos de fotoativação: QTH e LED nos modos exponencial e contínuo, sobre o grau de conversão (GC), a porcentagem de contração linear (%LS), o padrão de contração parede-parede e a profundidade de polimerização (PP) do compósito TPH Spectrum. O GC foi analisado por FTIR e a %LS foi medido pelo método de deflexão do disco. O padrão de contração parede-parede foi realizado com modelo de cavidade cilíndrica em dentes humanos extraídos. A porcentagem de desunião das margens relativa à periferia da cavidade (%DM) e a abertura máxima da fenda (MG) também foram avaliadas. A PP foi determinada pela medida de dureza Vicker (200g, 20s) no topo (H0), 2mm (H2) e 4mm (H4) de profundidade, e os resultados expressos como a relação entre H2/H0 e H4/H0. O GC e %LS foi significativamente maior para QTH. Quando foi avaliada a %DM, não houve diferença significativa entre as unidade fotoativadoras. O PAC exibiu a maior MG. Não houve diferença entre as unidades fotoativadoras para a relação H2/H0. O QTH no modo exponencial resultou no maior valor de H4/H0. O modo exponencial QTH demonstrou desempenho superior para todas as características avaliadas.

Ajlouni et al. (2005) verificaram a resistência de união de bráquetes a superfície de porcelana após a aplicação de um primer/adesivo contendo silano. Quarenta e cinco bráquetes ortodônticos metálicos pré-cobertos com compósito adesivo Transbond XT foram colados em 45 coroas de porcelana feldspática Solerex Trubyte. Antes do procedimento de colagem, as amostras foram divididas em 3 grupos: Grupo 1 condicionamento com ácido fosfórico e colagem do bráquete; Grupo 2 jateamento com óxido de alumínio 50 µm, condicionamento com ácido hidrofúorídrico 9,6% e aplicação de Porc-etch, Condicionador de Porcelana (Reliance Orthodontic Products) e colagem do bráquete; Grupo 3 condicionamento com ácido fosfórico por 5s, aplicação do sistema de reparo Clearfil Repair, aplicação do sistema de união e colagem do bráquete. Após a colagem o compósito foi fotoativado por 20s para cada bráquete. As amostras foram armazenadas por 24h em estufa 37°C e submetidas ao ensaio de resistência de união. Os dados foram submetidos à Análise de Variância e ao teste de Tukey (5%). As amostras de cada grupo foram examinadas em MEV. Os resultados mostraram que não houve diferença estatisticamente significativa entre as amostras do grupo 2 e 3, mas ambos apresentaram resistência de união estatisticamente superior àquelas do

grupo 1. A análise em MEV mostrou que as amostras do grupo 2 apresentaram as maiores rugosidades e danos na superfície das porcelanas, seguidas pelas amostras do grupo 3 e 1, que apresentaram dano superficial muito menor.

Em 2005, Correr et al. avaliaram o aumento da densidade de energia na dureza Knoop dos compósitos Z250 (3M) e Esthet-X (Dentsply). Cavidades cilíndricas (3mm de diâmetro x 3mm de profundidade) foram preparadas na superfície vestibular de 144 incisivos bovinos. Os compósitos foram inseridos em incremento único e fotoativados com diferentes unidades fotoativadoras e tempos de exposição à luz: luz de lâmpada halógena convencional (700 mW/cm²; 20 s, 30 s e 40 s); LED (440 mW/cm²; 20 s, 30 s e 40 s); arco de plasma de xenônio (PAC) (1700 mW/cm²; 3 s, 4,5 s e 6 s). As amostras foram armazenadas a 37°C por 24 horas, previamente à realização das leituras de dureza Knoop. Foram realizadas três leituras por profundidade: topo, 1mm e 2mm. Os dados foram submetidos à Análise de Variância e ao teste de Tukey (5%). Independente da unidade fotoativadora ou da densidade de energia, a dureza do compósito Z250 foi estatisticamente superior em relação ao compósito Esthet-X ($p < 0,05$). A dureza dos compósitos fotoativados por PAC foi estatisticamente inferior aos compósitos fotoativados por luz de lâmpada halógena ou LED ($p < 0,05$) os quais não diferiram entre si, independentemente da profundidade. O aumento do tempo de exposição produziu compósitos com valores de dureza Knoop maiores quando se utilizou LED ou PAC ($p < 0,05$). Para luz halógena, o aumento do tempo de exposição não influenciou os valores de dureza ($p > 0,05$). Os valores de dureza Knoop diminuíram com o aumento da profundidade. Os autores concluíram que o aumento da densidade de energia promoveu maior dureza Knoop nos compósitos, quando o LED e o PAC foram utilizados para fotoativação.

Em 2006, Barghi et al. realizaram um revisão sobre o efeito do conteúdo de leucita na cerâmica, tipos e tempos de condicionamento na cerâmica na resistência de união. De acordo com os autores estudos tem mostrado que diferentes fases da cerâmica reagem preferencialmente a diferentes concentrações dos condicionadores, bem como, aos diferentes tempos de condicionamentos. O ácido fluorídrico reage com a sílica na cerâmica feldspática para formar o hexa-fluorsilicato. O condicionamento com ácido fluorídrico 52%, por 90 segundos da cerâmica feldspática com leucita dissolveu preferencialmente a matrix de vidro deixando a fase cristalina intacta. O condicionamento da cerâmica com ácido

fluorídrico em concentração baixa (20%), por 20 segundos dissolveu a matrix vítrea, bem como, a fase cristalina da cerâmica. A dissolução da fase cristalina pode contribuir para a redução nas porosidades e na retenção micromecânica observada em Microscopia eletrônica de varredura. Em geral, o condicionamento da cerâmica são realizadas na forma de gel ou líquido. A concentração e os tempos recomendados variam entre os diferentes tipos de ácidos. Duzentas amostras com (12 x 12 x 2 mm) foram confeccionadas com as cerâmicas Ceramco e II MLC. As amostras das duas cerâmicas foram divididas em 3 grupos A, B e C. Grupo A – condicionamento com ácido fluorídrico 10% na forma líquida, nos tempos de 60, 90, 120, 150 e 180 segundos; Grupo B – as amostras foram condicionadas com ácido fluorídrico 9,5% na forma de gel, nos mesmos tempos de condicionamento do grupo anterior; e, Grupo C – as amostras não foram condicionadas. Após a confecção as amostras foram armazenadas por 7 dias e submetidas ao ensaio de resistência ao cisalhamento numa máquina de ensaio universal Instron a velocidade de 1,0 mm/minuto. Os dados foram submetidos à Análise de Variância e ao teste de Fisher's ($p < .05$). Os resultados permitiram concluir que o condicionamento da cerâmica com gel de ácido fluorídrico promoveu alta resistência de união ao cisalhamento em relação ao ácido na forma líquida. O condicionamento da cerâmica para resistência de união depende do conteúdo de leucita da cerâmica, bem como do tipo de condicionamento usado. A presença de cristais de leucita adicionais pode afetar o tempo requerido para realizar o condicionamento adequado da cerâmica.

Em 2006, Guller et al. avaliaram a resistência de união ao cisalhamento de compósitos resinosos à porcelana com diferentes tempos de condicionamento com ácido hidrófluorídrico (HF) 9,6% e aplicação de 2 sistemas de união. Foram utilizados 98 blocos da porcelana (VMK 95) com 7 x 7 x 2 mm e separadas em 7 grupos ($n=14$): controle (sem tratamento de superfície) e 6 grupos com condicionamento com HF 9,6% por diferentes tempos (30s, 30+30s, 60s, 60+60s, 120s e 180s). Os grupos foram divididos em 2 subgrupos ($n=7$), de acordo com o sistema de união utilizado (Single Bond e AdheSE). O compósito Filtek Z250 (3M ESPE) foi condensado em um molde de teflon e fotoativado por 20s nos blocos de porcelana. As amostras foram armazenadas em água destilada a 37°C, por 24hs previamente ao ensaio de resistência ao cisalhamento, realizado em máquina de ensaio universal com velocidade de 0,5 mm/min. Os dados foram submetidos à Análise de Variância de dois fatores e ao teste de Tukey ($\alpha=5\%$). Os resultados

mostraram que o tempo de condicionamento e o sistema de união influenciaram nos resultados de resistência de união. Para o Single Bond, o grupo controle (10,48 MPa) e o grupo 30 s (11,17 MPa) apresentaram os menores valores de resistência de união ($p>0,05$), mas sem diferença entre eles. O grupo 120 s (15,07 MPa) e o grupo 60 + 60 segundos (15,42 MPa) apresentaram os maiores valores de resistência de união, não diferindo um do outro. No grupo AdheSE, a resistência de união entre o grupo controle (9,33 MPa) e o grupo 30 s (9,49 MPa) não diferiram estatisticamente, com estes grupos apresentando os menores valores de resistência ($p>0,05$). O grupo 120 s (14,84 MPa) e o grupo 60 + 60 segundos (14,96 MPa) apresentaram os maiores valores de resistência de união ($p<0,05$), sem diferença entre eles. A comparação dos sistemas de união mostrou que o Single Bond apresentou resistência de união superior ao AdheSE. Os autores concluíram que o tempo de condicionamento com HF 9,6% por 120s proporcionou adequada resistência de união para os reparos com o compósito Z250. Quando a restauração de porcelana é reparada com compósito, o sistema de união Single Bond deveria ser preferido em relação o adesivo AdheSE.

Olsen et al. (2006) verificaram o efeito do tempo de condicionamento na resistência de união de bráquetes cerâmicos e determinaram a localização da falha de união entre a superfície do esmalte e do bráquete. Sessenta pré-molares humanos foram divididos em 6 grupos ($n=10$), de acordo com o tempo de condicionamento com ácido fosfórico 37% (0, 5, 10, 15, 20 e 30 s). Após lavagem e secagem, os bráquetes Transcend foram fixados com o sistema de união System 1+. As amostras foram armazenadas por 48 h e submetidas ao ensaio de resistência de união ao cisalhamento numa máquina de ensaio Instron. O IRA foi verificado com aumento de 10 X. Os resultados mostraram que as amostras não condicionadas e condicionadas por 5 s apresentaram menor resistência de união que os grupos condicionados por 10, 15, 20 e 30 s. Houve diferença para IRA entre os diferentes tempos de condicionamento. Os autores concluíram que a diminuição do tempo de condicionamento de 30 para 10 s mantém a resistência de união com valores clinicamente aceitáveis para a colagem dos braquetes cerâmicos.

Em 2006, Thind et al. verificaram a resistência de união de bráquetes fotoativados por diversas fontes de luz. Foram utilizados 60 pré-molares humanos, cujo esmalte foi condicionado com ácido ortofosfórico 37 % durante 15 s. Após lavagem e secagem, a resina Transbond XT foi aplicada no bráquete (Victory Series)

e fotoativada por luz de lâmpada halógena Ortholux XT, 10 s mesial e 10 s distal/400mW/cm², LED Ortholux LED, 5 s mesial e 5 s distal/1000mW/cm² ou arco de plasma Ortho lite, 3 s mesial e 3 s distal/2000mW/cm². Após 24 h/37°C, foi realizado o ensaio de resistência de união ao cisalhamento na máquina Instron. Após o ensaio de resistência ao cisalhamento foi verificado o índice de remanescente adesivo IRA (escores de 0 a 3) com microscópio binocular após a descolagem. Os resultados mostraram que não houve diferença estatística significativa entre os grupos avaliados. A análise do IRA mostrou diferença estatisticamente significativa entre o grupo 2 e os grupos 1 e 3, que não diferiram. Para o grupo 2 houve maior tendência de falhas na interface resina/dente comparado aos demais grupos.

Peumans et al. (2007) analisaram a resistência de união à microtração entre o cimento resinoso Variolink II e a cerâmica ProCAD, após diferentes tratamentos de superfície da cerâmica. Quatorze pares de blocos da cerâmica ProCAD foram confeccionadas e divididos em 7 grupos experimentais, de acordo com o tratamento de superfície recebido: Grupo 1 - sem tratamento; Grupo 2 - ácido fosfórico 37% por 60s; Grupo 3 - ácido fosfórico 37% e aplicação de silano Monobond-S; Grupo 4 - ácido fosfórico 37%, aplicação de silano Monobond-S e aplicação de Heliobond e fotoativação; Grupo 5 - ácido hidrófluorídrico 4,6% por 60s; Grupo 6 - ácido hidrófluorídrico 4,6% por 60s e aplicação de silano Monobond-S; Grupo 7 - hidrófluorídrico 4,6%, aplicação de silano Monobond-S, aplicação de Heliobond e fotoativação. Após o tratamento, os blocos foram cimentados com o cimento Variolink II e fotoativados por 80 s em 4 direções (20s). Os blocos cerâmicos foram cortados em fatias e desgastados até forma de ampulheta para submetidos ao ensaio de resistência à microtração. Os dados foram submetidos à Análise de Variância e ao teste de Scheffe ($\alpha=5\%$). Após à fratura, as amostras foram analisadas em estereomicroscópio para classificação das falhas: adesiva na interface cerâmica-cimento; coesiva na cerâmica; mista adesiva na interface cerâmica-cimento e coesiva na cerâmica. Os grupos 3 a 7 apresentaram resistência de união estatisticamente superior ao grupo 1. O grupo 2 apresentou resistência de união estatisticamente inferior aos grupos 4 a 7. Todas as amostras dos grupos 1 ao 4 exibiram falhas adesivas, enquanto uma combinação de falhas adesivas e mistas foram observadas nas amostras dos grupos 5 a 7. Os autores concluíram que o condicionamento ácido é o fator determinante da resistência de união Pro-CAD-

compósito. A aplicação do silano Monobond-S e o adesivo após o condicionamento não teve efeito significativo na resistência de união.

Yazici et al. (2007) verificaram a dureza Knoop de um compósito com diferentes espessuras fotoativada por diversas fontes de luz. Foram preparados discos de resina composta Herculite XRV com 2 e 3 mm de espessura em moldes de dentes naturais. Os discos foram fotoativados por luz de lâmpada halógena convencional Spectrum 800 (40 s/550 mW/cm²), luz de lâmpada halógena de alta intensidade Elipar Highlight (40 s/700 mW/cm² ou 10 s/150 mW/cm² + 30 s/700 mW/cm²) e Elipar Trilight (40 s/800 mW/cm² ou 15 s/100-800 mW/cm² + 25 s/800 mW/cm²), LED Elipar Freelight (40 s/400 mW/cm²) e PAC Virtuoso (3 s/1980 mW/cm² ou 5 s/1980 mW/cm²). Após armazenagem por 24 h/37°C a dureza Knoop foi realizada no topo e base das amostras. Os dados foram submetidos à Análise de Variância e ao teste de Tukey (5%). Os resultados mostraram que a dureza no topo foi significativamente maior do que a da base. A dureza do topo e base das amostras fotoativadas por arco de plasma foi significativamente menor que dos demais grupos. Não houve diferença significativa entre as outras fontes de luz na dureza do topo das amostras com 2mm. Entretanto, as amostras fotoativadas por LED apresentaram dureza significativamente menor na base comparada com as amostras fotoativadas por Elipar Highlight nos dois modos de ativação. Para as amostras de 3 mm, houve diferença significativa entre LED e Elipar Trilight no modo contínuo e entre Elipar Trilight nos dois modos para a dureza no topo. Entretanto, na base a houve diferença significativa entre Spectrum 800 e Elipar Trilight e Elipar Highlight no modo contínuo.

Em 2007, Elekdag-Turk et al. avaliaram o efeito de diferentes tempos de fotoativação com LED sobre a resistência de união ao cisalhamento (RUC) de bráquetes cerâmicos colados à cerâmica feldspática. Os bráquetes cerâmicos foram colados com um material resinoso de união fotoativado à 96 facetas de cerâmica feldspática. No experimento foi utilizado jateamento com trióxido de alumínio com partículas de 25 µm e as superfícies de cerâmicas foram condicionadas com ácido hidrófluorídrico a 9,6% por 2 minutos. Em seguida, o agente de silanização foi aplicado. Nos grupos 1 e 2, o material de união foi fotoativado com uma unidade de lâmpada halógena de quartzo tungstênio (HQT) por 10 e 20 segundos, respectivamente. O LED foi usado no modo padrão por 3, 5 e 10 segundos nos grupos 3, 4 e 5, respectivamente. Para os outros três grupos, o LED foi usado no

modo rápido por 3, 5 e 10 segundos, respectivamente. A RUC dos bráquetes foi obtida por meio de uma máquina de ensaio universal. Os escores do Índice de Adesivo Remanescente (IAR), os danos à cerâmica e as fraturas das bases dos bráquetes cerâmicos foram anotados. Nenhuma diferença estatística foi observada para a RUC entre os oito grupos ($P=0,087$). Não houve diferença significativa entre os escores de IAR dos grupos, danos à cerâmica e fratura das bases dos bráquetes ($P=0,340$, $P=0,985$ e $P=0,340$, respectivamente). Houve uma grande frequência de escores de IAR 0 para todos os grupos. Cinquenta por cento das facetas de porcelana exibiam dano. Dezenove fraturas de base de bráquete foram observadas. Nenhuma diferença significativa foi encontrada para a RUC dos grupos com unidades HQT e LED e tempos de fotoativação. Os autores observaram que é confiável usar o LED com 3 segundos de tempo de fotoativação, uma vez que, foram observados valores de resistência de união adequada para os bráquetes cerâmicos colados às superfícies de cerâmica.

Em 2008, Calheiros et al. verificaram a influência de diversas energias radiantes (H) sobre o grau de conversão (GC) e as propriedades mecânicas de um compósito. O compósito foi fotoativado com 3, 6, 12, 24 e 48 J/cm². A resistência à flexão, módulo de elasticidade e dureza Knoop foram avaliadas 48 h após a confecção das amostras. As amostras foram armazenadas em temperatura ambiente e seca. O GC foi verificado no topo e base de discos de compósito (6 mm x 2 mm), por meio de FTIR. O ensaio de resistência à flexão e módulo de elasticidade foram realizados pelo teste de três pontos. Após a fratura das amostras, o fragmento foi submetido ao ensaio de dureza Knoop (KHN). Os dados foram submetidos à Análise de Variância de um fator e ao teste de Tukey, Student e regressão. Os resultados mostraram que não houve diferença significativa para o GC/topo entre 6 e 12 J/cm² e entre 24 e 48 J/cm². Não houve diferença entre o GC no topo e na base. Houve diferença significativa para GC/base, módulo e KHN/topo entre todos os níveis de H. Não houve diferença significativa para resistência à flexão entre 12 e 24 J/cm² e entre 24 e 48 J/cm². A dureza Knoop da base entre 3 e 6 J/cm² foi semelhante. Houve diferença para a dureza Knoop entre o topo e a base a partir de 12 J/cm². A análise de regressão tendo h como variável independente apresentou uma região de platô acima de 24 J/cm². A dureza Knoop aumentou exponencialmente (topo) ou linearmente (base) para GC. A resistência à flexão e o módulo de elasticidade aumentaram quase linearmente com GC/base acima de 55%

de conversão. Os autores concluíram que o GC e as propriedades mecânicas aumentaram com a energia radiante e as variáveis se nivelaram com altos níveis de energia radiante.

Samruajbenjakul & Kukiattrakoon (2009) avaliaram o efeito de diferentes modelos das bases dos bráquetes na resistência de união ao cisalhamento dos bráquetes cerâmicos colados à cerâmica feldspática glazeada. Quarenta corpos-de-prova de cerâmica feldspática glazeada (15 mm de diâmetro e 1,5 mm de espessura) foram preparados e divididos em 4 grupos (n = 10). Dez peças de cada grupo de diferentes modelos de bases de bráquetes cerâmicos (esferas, grandes concavidades redondas e base irregular) e um grupo de bráquetes de aço inoxidável (usado como grupo controle) foram colados à cerâmica feldspática glazeada sob uma carga de 200g e fotoativada por 10 segundos. Em seguida, todos os corpos-de-prova foram submetidos ao ensaio mecânico de resistência de união ao cisalhamento por meio de uma máquina de ensaio universal com velocidade de 0,2 mm/min. O padrão de falha após o ensaio mecânico foi avaliado por meio de lupa estereoscópica. Os autores verificaram que o modelo de base com esferas apresentaram os maiores valores de resistência de união (24,7 +/- 1,9 MPa) e foram significativamente diferentes das bases com grandes concavidades redondas (21,3 +/- 2 MPa), bases irregulares (19,2 +/- 2,0 MPa), e base com malha metálica (15,2 +/- 2,4 MPa). O modelo de base com esferas apresentaram 100% de falha adesiva na cerâmica, as grandes concavidades redondas apresentaram 100% de falha adesiva no bráquete e o modelo de base irregular apresentou 70% de falha mista e 30% de falha adesiva na cerâmica. Esses autores concluíram que os vários modelos de bases de bráquetes, tanto cerâmicos quanto metálicos, influenciaram na resistência de união dos bráquetes à cerâmica feldspática glazeada, porém todos foram clinicamente aceitáveis.

Uysal et al. (2010) compararam a resistência de união ao cisalhamento (RUC) e os padrões de falha de um compósito resinoso convencional com um sistema de união ortodôntico contendo fosfato de cálcio amorfo (FCA) recentemente desenvolvido. Quarenta pré-molares superiores humanos foram aleatoriamente divididos em dois grupos iguais. Compósito convencional (grupo 1; Transbond-XT; 3M Unitek) e compósito ortodôntico contendo FCA (grupo 2; Aegis-Ortho; Harry J. Bosworth Co.) foram usados para a colagem dos bráquetes ortodônticos cerâmicos. A RUC desses bráquetes foram mensuradas e obtidas em megapascal (MPa). Os

Os escores do Índice de Adesivo Remanescente (IAR) foram determinados após o descolamento do bráquete. A análise estatística apresentou que a resistência de união do grupo 1 (média: 36,7 +/- 6,8 MPa) foi significativamente maior que a do grupo 2 (média: 24,2 +/- 5,4 MPa; $P < 0,01$). Embora um maior percentual de falhas tenha sido coesiva na interface do compósito (escore 1 + escore 2 = 70 % no grupo 1 e 90% no grupo 2), diferenças estatisticamente significantes foram observadas entre os grupos ($P < 0,05$). O sistema FCA é adequado para a colagem de bráquetes ortodônticos cerâmicos, devido aos baixos valores de RUC em comparação com o compósito convencional. O compósito contendo FCA pode ser recomendado para uso na prática clínica ortodôntica para atingir níveis mais baixas de descalcificação.

Costa et al (2011) avaliaram o efeito da termociclagem e diferentes fontes de luz na resistência de união de bráquetes metálicos ao esmalte bovino utilizando uma resina adesiva. Dentes bovinos foram condicionados com ácido fosfórico 35% por 20 s. Após aplicação do primer, bráquetes metálicos foram colados na superfície bucal usando Transbond XT, formando 8 grupos ($n=20$), dependendo das fontes de luz usadas para fotoativação (AccuCure 3000 argon laser - 20 s, Apollo 95E plasma arc - 12 s, UltraLume 5 LED - 40 s e XL2500 halogen light - 40 s) nas condições experimentais sem (Grupos 1 a 4) ou com termociclagem (Grupos 5 a 8). O teste de resistência de união foi realizado após 24 h armazenados em água destilada (Grupos 1 a 4) ou armazenados e termociclados em água destilada (Grupos 5 a 8; 1500 ciclos - 5 °C/55 °C). O Índice Remanescente do Adesivo (IRA) foi avaliado em aumento de 8 vezes. Nenhuma diferença significativa ($p > 0,05$) na resistência de união foi encontrada quando as condições, sem ou com termociclagem foi comparado, para qualquer das fontes de luz. Nenhuma diferença significativa ($p > 0,05$) na resistência de união foi encontrada entre as fontes de luz, independente de realizar ou não a termociclagem. O IRA mostrou predominância de escore 1 em todos os grupos. Em conclusão, as fontes de luz e a termociclagem não influenciaram na resistência de união do bráquete ao esmalte bovino.

Gonçalves et al. (2011) avaliaram a resistência de união de bráquetes à cerâmica testando diferentes tempos de condicionamento e fontes de luz para fotoativação do agente de união. Cilindros de cerâmica feldspática foram condicionados com ácido fluorídrico 10% por 20 ou 60 s. Após aplicação de silano na superfície da cerâmica, bráquetes metálicos foram colados aos cilindros utilizando Transbond XT (3M Unitek). Os espécimes de cada tempo de

condicionamento foram divididos em 4 grupos (n=15): fonte halógena XL2500, LED UltraLume 5, laser de argônio AccuCure 3000 e arco de plasma Apollo 95E. A fotoativação foi realizada com tempo total de 40, 40, 20 e 12 s, respectivamente. O teste de cisalhamento foi realizado após 24 h. O índice de adesivo remanescente (IAR) foi avaliado sob aumento. Os espécimes condicionados por 20 s apresentaram resistência de união significativamente menor que espécimes condicionados por 60 s. Não foram detectadas diferenças significativas entre as fontes de luz. O IAR mostrou predominância de escores 0 para todos os grupos, com aumento nos escores 1, 2 e 3 para o tempo 60 s. Em conclusão, apenas o tempo de condicionamento teve influência significativa na resistência de união de bráquetes à cerâmica.

Romano et al. (2012) avaliaram in vivo a colagem de bráquetes ortodônticos metálicos com diferentes sistemas adesivos. Vinte pacientes (10,5-15,1 anos de idade) que tinham procurado tratamento ortodôntico na Clínica de Odontologia da Universidade foram avaliados. Os bráquetes foram colados do segundo premolar direito ao segundo premolar esquerdo nas arcadas superior e inferior usando: Orthodontic Concise, Transbond XT convencional, Transbond XT sem primer e Transbond XT associada ao Transbond Plus Self-etching Primer (TPSEP). Os quatro sistemas adesivos foram usados em todos os pacientes por meio de um modelo de divisão da boca por arcadas; cada sistema adesivo foi usado em um quadrante de cada arco dentário, assim cada grupo composto por 5 pacientes recebeu a mesma sequência de colagem. Os arcos iniciais foram inseridos uma semana após a colagem dos bráquetes. O número de descolamentos dos bráquetes para cada sistema adesivo foi quantificado após o período de 6 meses, sendo estes: 8 para o Orthodontic Concise; 2, para o Transbond XT convencional; 9, para o Transbond XT sem primer; e, 1, para o Transbond XT + TPSEP. Os sistemas Transbond XT convencional e o Transbond XT + sistema adesivo TPSEP foram estatisticamente superiores ao Orthodontic Concise e ao Transbond XT sem primer ($p < 0,05$). Não houve diferença estatística significativa entre os arcos dentários (superior e inferior), entre os lados do arco dentário (direito e esquerdo) e entre os quadrantes. O maior número de descolamento de bráquetes ocorreram com os sistemas Orthodontic Concise e Transbond XT sem primer e poucos descolamentos ocorreram com o Transbond XT convencional e Transbond XT+TPSEP. Um maior número de descolamentos de bráquetes foram observadas na região posterior quando

comparada à região anterior.

Costa et al. (2012) avaliaram a resistência de união de bráquetes a cerâmica feldspática com diferentes tempos de condicionamento ácido, materiais de união, com ou sem aplicação do silano. Cilindros de cerâmica feldspática foram condicionados com ácido fluorídrico 10% por 20 ou 60 s. Para cada tempo de condicionamento, metade dos cilindros recebeu duas camadas de silano. Bráquetes metálicos foram fixados aos cilindros utilizando Transbond XT (3M Unitek) ou Fuji Ortho LC (GC). A fotoativação foi realizada com tempo de exposição total de 40 s utilizando LED UltraLume 5. O ensaio de resistência ao cisalhamento foi realizado após 24 h de armazenagem. O Índice de Remanescente Adesivo (IRA) foi utilizado para avaliar a quantidade de adesivo remanescente na superfície cerâmica com magnificação de 8x. Os espécimes condicionados por 60 s apresentaram maior resistência de união comparado com 20 s. A aplicação do silano foi efetiva no aumento da resistência de união ao cisalhamento de bráquetes com a cerâmica para ambos os materiais. O Transbond XT mostrou resistência de união significativamente maior que Fuji Ortho LC. O IRA mostrou predominância de escore 0 (ausência de resina na superfície cerâmica) para todos os grupos, com aumento de escores 1, 2 e 3 (aumento da presença de resina na superfície cerâmica) para o tempo de condicionamento de 60 s. Em conclusão, o tempo de condicionamento de 60 s, aplicação de silano e resina Transbond XT melhoraram significativamente a resistência de união ao cisalhamento de bráquetes a cerâmica feldspática.

Firoozmand et al. (2013) avaliaram a resistência de união ao cisalhamento (RUC) de bráquetes cerâmicos policristalinos (BCP) colados após clareamento dentário, usando diferentes materiais resinosos de união e tempos de condicionamento do esmalte. Um total de 144 incisivos bovinos foram divididos aleatoriamente em dois grupos de estudo (n = 72): G1, esmalte clareado com peróxido de hidrogênio a 35% e G2 (grupo controle), esmalte não clareado. Após o clareamento dentário, as amostras foram armazenadas em saliva artificial por 14 dias. Esses grupos foram posteriormente divididos em dois subgrupos (n = 36): GA, bráquetes colados com Transbond XT (3M) e GB, bráquetes colados com Filtek Z250 (3M). Para cada material resinoso de união usado, três diferentes tempos de condicionamento com ácido fosfórico a 37% (15, 30 e 60 segundos) foram testados. Os testes de RUC foram realizados usando uma máquina de ensaios universal (EMIC) e o escore do Índice de Adesivo Remanescente (IAR) foi verificado.

Diferenças significativas entre as três condições experimentais e interações entre os grupos foram observadas. O tipo de resina composta representou 24% da influência sobre a resistência de união, enquanto que o tempo de condicionamento e clareamento dentário representaram 14,5% e 10% da influência na resistência de união, respectivamente. O IAR revelou que a área mais comum de falha de união está na interface material resinoso-bráquete. O tipo de material resinoso de união, o tempo de condicionamento e o clareamento dentário externo influenciaram significativamente a RUC dos BCP sobre o esmalte, mesmo após 14 dias de armazenamento em saliva.

3 PROPOSIÇÃO

3.1 OBJETIVO GERAL

Avaliar, por meio de modelo experimental *in vitro*, utilizando-se o ensaio mecânico de cisalhamento, o efeito do tempo de fotoativação com o aparelho LED na resistência de união de bráquetes metálicos e cerâmicos à superfície da cerâmica à base de leucita.

3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Avaliar a influência da redução do tempo de fotoativação com LED do agente resinoso de união, de 20 para 10 segundos, na resistência de união ao cisalhamento de bráquetes metálicos e cerâmicos à superfície da cerâmica à base de leucita;
- Avaliar o desempenho adesivo dos bráquetes de aço inoxidável, cerâmicos monocristalinos e cerâmicos policristalinos colados à superfície cerâmica, bem como a possível interação destes bráquetes e agente de união com o substrato cerâmico;
- Analisar, utilizando lupa estereoscópica, o tipo de falha ocorrida após o ensaio mecânico.

4 MÉTODOS

4.1 DELINEAMENTO EXPERIMENTAL

Este experimento foi delineado em esquema fatorial (3 x 2), avaliando-se os fatores, os tipos de bráquetes: bráquete de aço inoxidável, bráquete cerâmico monocristalino e bráquete cerâmico policristalino; e, os tempos de fotoativação em dois níveis: 20 segundos e 10 segundos. A resistência ao cisalhamento de bráquetes metálicos ou cerâmicos, colados em superfície cerâmica foi analisada tendo como variável de resposta a resistência de união, com delineamento inteiramente ao acaso.

4.2 MATERIAIS

Foram utilizados neste estudo os seguintes materiais, mostrados no quadro 1.

Quadro 1- Materiais utilizados no estudo.

MATERIAL	FABRICANTE
Cerâmica à base de leucita, IPS Empress Esthetic (cor A3)	Ivoclar Vivadent, Berufsbildung Schaan, Schaan, Liechtenstein
Ácido fluorídrico gel 10%	Dentsply, Petrópolis, RJ, Brasil
Bráquetes prescrição Roth para incisivo central superior esquerdo: 1- Bráquete de aço inoxidável Morelli 2- Bráquete cerâmico monocristalino Inspire Ice 3- Bráquete cerâmico policristalino InVu	1- Dental Morelli, Sorocaba, SP, Brasil 2-Ormco Corporation, Glendora, CA, EUA 3- TP Orthodontics, LaPorte, IN, EUA
Agente de silanização Rely X - Ceramic Primer (Silano)	3M ESPE, St. Paul, MN, EUA
Adesivo Transbond XT - Light Cure Adhesive Primer	3M Unitek, St. Paul, MN, EUA
Agente resinoso de união Transbond XT - Light Cure Adhesive Paste	3M Unitek, St. Paul, MN, EUA

4.3 CONFECÇÃO DOS DISCOS CERÂMICOS

Foram confeccionados 90 discos cerâmicos com 8 mm de diâmetro e 5,5 mm de espessura. Considerando que o sistema IPS Empress Esthetic utiliza a técnica da cera perdida, foi utilizado material de moldagem a base de silicone por adição (Express, 3M ESPE, Saint-Paul, MN, EUA) para confecção do molde e posterior obtenção dos padrões de cera. Os padrões de cera foram confeccionados com cera orgânica (Thowax; Yeti Dentalprodukte, Engen, Alemanha) aquecida em lamparina a álcool e vertida nos moldes previamente confeccionados. Os padrões apresentaram dimensões de: 8 mm de diâmetro x 5,5 de espessura (n=4 por termo-prensagem - TP). Após o completo esfriamento da cera, os excessos foram removidos e as dimensões dos padrões aferidas com paquímetro digital (Mitutoyo, Tóquio, Japão). Os discos devidamente finalizados foram então conectados em ângulo de 45° a canais de alimentação de cera (*sprues*). Os discos conectados aos *sprues* foram afixados ao cilindro do anel fornecido pelo fabricante, que consiste em uma base plástica e um cilindro formador do conduto de alimentação padronizado para acomodação das pastilhas, além do êmbolo. Uma lâmina de papel especial (IPS Empress Paper Ring, Ivoclar Vivadent) foi adaptada à base do anel e à parte superior do anel de inclusão adaptada ao topo da lâmina de papel.

O revestimento aglutinado por fosfato Esthetic Speed (Ivoclar Vivadent) foi proporcionado com relação pó/líquido 200 g para 35 ml de líquido de revestimento e 23 ml de água destilada. O revestimento foi espatulado mecanicamente a vácuo (Multivac 4, Degussa Huls, Alemanha) por 60 s, e vertido dentro do anel com auxílio de vibrador mecânico. Após a presa do revestimento, o anel de papel, o formador do conduto e as bases foram removidos. Em seguida, a confecção dos corpos-de-prova foi procedida da seguinte forma:

Os blocos de revestimento juntamente com o êmbolo de óxido de alumínio (12 mm de diâmetro x 37 mm de altura) foram levados ao forno elétrico (Austromat M; Dekema Dental-Keramiköfen, Freilassing, Alemanha) pré-aquecido, elevando a temperatura do forno em 3 °C/min até 850 °C e mantendo por 90 min. para eliminação da cera e expansão do revestimento; 2 - o bloco de revestimento foi removido do forno e duas pastilhas da cerâmica IPS Empress Esthetic (Ivoclar-Vivadent) foram posicionados no conduto juntamente com o êmbolo de óxido de

alumínio, levados ao forno EP 600 (Ivoclar Vivadent), e mantidos por 20 minutos a 920 °C. Decorrido esse tempo, foi aplicada pressão de 5 bar por 15 minutos; Após o bloco de revestimento atingir a temperatura ambiente, o êmbolo de óxido de alumínio foi removido e, com auxílio de um disco de carbureto de silício, o bloco de revestimento foi cortado ao meio. Os discos cerâmicos foram desincluídos utilizando o aparelho Oxyker Dry (Manfredi, Roma, Itália) com partículas de óxido de alumínio com 50 µm de diâmetro utilizando pressão de 4 bar para remoção bruta do revestimento e 2 bar para remoção do revestimento próximo das amostras, seguido da remoção do conduto de alimentação com disco com corte diamantado (KG Sorensen, Barueri, SP, Brasil).

4.4 FIXAÇÃO DOS DISCOS CERÂMICOS EM RESINA ACRÍLICA

Inicialmente os discos cerâmicos foram posicionados no centro de um cilindro metálico, com 40 mm de diâmetro por 60 mm de altura, com um orifício de 8,5 mm de diâmetro por 1 mm de profundidade. O disco cerâmico ficou adaptado no cilindro de modo que 4,5 mm de sua espessura ficasse exposta. Um rebaixo no cilindro metálico, estabelecendo uma superfície de 2 mm de altura por 20 mm de diâmetro, permitia a adaptação de um tubo de PVC com 30 mm de altura. Dessa maneira, o disco cerâmico ficava centralizado na extremidade do tubo de PVC. Em seguida, a resina acrílica ativada quimicamente de cor rosa Jet Cássico (Clássico Artigos Odontológicos Ltda, São Paulo, SP, Brasil), proporcionada e preparada de acordo com as recomendações do fabricante, foi vertida no interior do tubo de PVC, na fase arenosa, sob vibração (Vibrator, EUA). Após a polimerização da resina foi removido do cilindro metálico. Esse conjunto formado pelo disco cerâmico incluído em resina acrílica foi denominado corpo-de-prova (Figura 1). Em seguida, a superfície dos discos cerâmicos foram submetidas a polimento, sob refrigeração, com lixas de carbeto de silício (SiC) de granulação 200, 400, 600 e 1200 (Norton SA, São Paulo, SP, Brasil) para obter uma superfície plana. Posteriormente, sobre a superfície dos discos, ainda foi realizada profilaxia com escovas de Tipo Robson, utilizando pasta de pedra pomes e água, por 30 segundos.



Figura 1 – Imagem dos corpos-de-prova utilizados, constituídos por disco cerâmico incluído em resina acrílica no interior de um tubo de PVC.

4.5 DIVISÃO DOS GRUPOS EXPERIMENTAIS

Após a fixação dos discos de cerâmica em resina acrílica, polimento e limpeza da superfície dos mesmos os corpos-de-prova foram distribuídos aleatoriamente em 3 grupos ($n = 30$), de acordo com a tipo de bráquete, que foram posteriormente divididos em 2 subgrupos ($n = 15$) cada, de acordo com o tempo de fotoativação, conforme detalhado na Tabela 1.

Para facilitar a descrição dos procedimentos de colagem dos bráquetes, o grupo do bráquete de aço inoxidável foi denominado Grupo AI e os grupos dos bráquetes cerâmicos, denominados Grupo MC, para os monocristalinos, e Grupo PC, para o policristalinos.

Tabela 1 - Detalhamento da divisão dos grupos experimentais de acordo com o tempo de fotoativação estudada e tipo de bráquete selecionado.

TEMPO DE FOTOATIVAÇÃO	TIPO DE BRAQUETE			TOTAL
	Aço Inoxidável	Cerâmico Monocristalino	Cerâmico Policristalino	
20 segundos	Grupo AI-20s	Grupo MC-20s	Grupo PC-20s	n = 45
Nº de amostras	n = 15	n = 15	n = 15	
10 segundos	Grupo AI-10s	Grupo MC-10s	Grupo PC-10s	n = 45
Nº de amostras	n = 15	n = 15	n = 15	
TOTAL	n = 30	n = 30	n = 30	n = 90

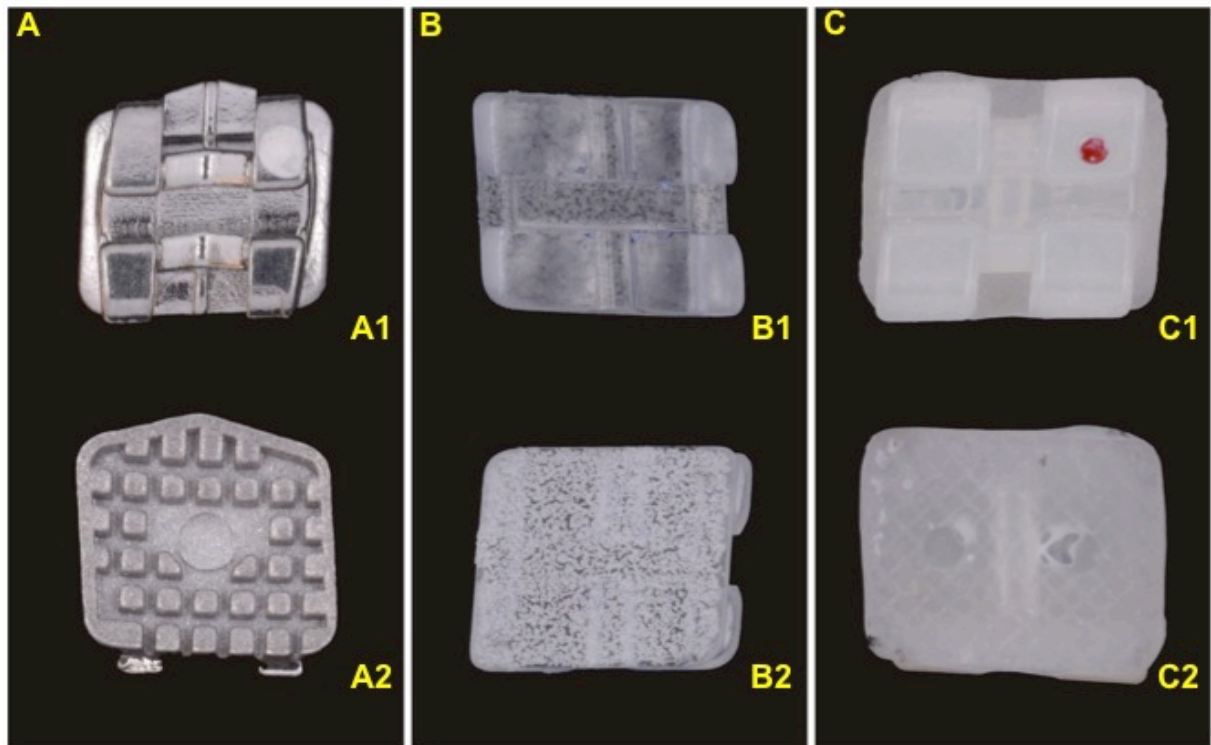


Figura 2 – Bráquetes ortodônticos, prescrição Roth para incisivo central superior esquerdo, testados: A) bráquete de aço inoxidável (Morelli) (A1- vista frontal e A2- vista da base); B) bráquete cerâmico monocristalino (Inspire Ice) (B1- vista frontal e B2- vista da base); C) bráquete cerâmico policristalino (InVu) (C1- vista frontal e C2- vista da base).

4.6 CONDICIONAMENTO ÁCIDO DA SUPERFÍCIE DA CERÂMICA

A superfície da cerâmica foi condicionada com ácido fluorídrico gel a 10% (Dentsply, Petrópolis, RJ, Brasil, Figura 3) durante 60 segundos, lavada com spray de água por 30 segundos e seca com jato de ar comprimido (livre de óleo e umidade), por 30 segundos.



Figura 3 – Ácido fluorídrico a 10% gel.

4.7 APLICAÇÃO DE SILANO

Em seguida, duas camadas do agente de silanização Rely X Ceramic Primer (3M ESPE, St. Paul, MN, EUA, Figura 4) foram aplicadas sobre a superfície cerâmica, por 15 segundos cada, com secagem final por 15 segundos, utilizando jato de ar comprimido. Para aplicação do silano, foi utilizado um pincel fino tipo *microbrush*.



Figura 4 – Agente de silanização.

4.8 COLAGEM DOS BRÁQUETES

Os bráquetes (prescrição Roth para incisivo central superior esquerdo) de cada um dos grupos experimentais foram fixados às superfícies cerâmicas do corpo-de-prova utilizando sistema resinoso de união fotoativado Transbond XT (Light Cure Adhesive Primer, 3M Unitek, St. Paul, MN, EUA, Figura 5). A aplicação do material foi realizada seguindo as instruções do fabricante para união à superfície cerâmica.



Figura 5 – Primer adesivo fotoativado.

O compósito Transbond XT (Light Cure Adhesive Paste, 3M Unitek, St. Paul, MN, EUA, Figura 6) foi aplicado na superfície dos bráquetes utilizando espátula de inserção, e os bráquetes foram posicionados na região central do disco de cerâmica com auxílio de pinça ortodôntica de apreensão (Dental Morelli, Sorocaba, SP, Brasil). Para a colagem, foi exercida pressão manual suficiente para adaptar o bráquete na superfície do disco cerâmico e permitir escoamento do excesso de material de união, que foi posteriormente removido com uma sonda exploradora.



Figura 6 – Compósito.

4.8.1 Utilização de diferentes tempos de fotoativação

Os corpos-de-prova de cada grupo experimental foram divididos em 2 grupos, sendo cada um destes submetidos a um tempo de fotoativação: 20 segundos ou 10 segundos. A fotoativação foi efetuada com uma unidade de fotoativação LED Bluephase (Bluephase, Ivoclar Vivadent, Amhest, NY, EUA, Figura 7), com irradiância (densidade de energia) de $1000\text{mW}/\text{cm}^2$, verificado num medidor de potência (Ophir Optronics Inc., Danvers, MA, EUA). O feixe de luz foi posicionado nos lados cervical e incisal do bráquete e fotopolimerizado por 10 segundos em cada um dos lados, para os grupos AI-20s, MC-20s e PC-20s, e 5 segundos em cada um dos lados, para os grupos AI-10s, MC-10s e PC-10s.



Figura 7 – Aparelho de fotoativação LED.

4.9 TERMOCILAGEM

Após a colagem dos bráquetes, os corpos-de-prova foram armazenados a 37°C e 100% umidade relativa por 24 horas. Em seguida, os corpos-de-prova foram termociclados 1000 vezes, sendo que cada ciclo constituiu na imersão em água a 5

$\pm 1^\circ\text{C}$ por 30 segundos e a $55 \pm 1^\circ\text{C}$ por 30 segundos, com intervalo de 10 segundos entre as imersões, em máquina de ciclagem térmica (MSCT 3 - Marnucci ME, São Carlos, SP, Brasil). Após a termociclagem, os corpos-de-prova foram novamente armazenados a 37°C e 100% umidade relativa.

4.10 ENSAIO MECÂNICO DE RESISTÊNCIA DE UNIÃO AO CISALHAMENTO

Após 24 h da termociclagem, os corpos-de-prova foram adaptados à base de uma máquina de ensaio universal (modelo 4411; Instron Corporation, Canton, MA, EUA, Figura 8) e o ensaio mecânico de resistência de união ao cisalhamento realizado a velocidade de 1 mm/min. Um dispositivo com formato de cinzel, fixado à célula de carga do equipamento, foi adaptado, alinhado à interface cerâmica/bráquete (Figura 9), sendo uma carga compressiva exercida até a ruptura da união.

A posição do conjunto nos mordentes do equipamento permitiu que o movimento ocorresse paralelamente à superfície do disco de cerâmica, restringindo assim o esforço de cisalhamento à interface cerâmica/bráquete (Figura 9). Os valores de resistência de união ao cisalhamento registrados pela máquina de ensaios, em kgf, foram calculados em MPa considerando a aceleração da gravidade ($g = 9,8 \text{ m/s}^2$) e área de união de cada um dos tipos de bráquetes (aço inoxidável = $15,32 \text{ mm}^2$; cerâmico monocristalino = $12,06 \text{ mm}^2$; e, cerâmico policristalino = $16,67 \text{ mm}^2$), por meio da seguinte fórmula.

$$R = \frac{F}{A}$$

R= Resistência ao cisalhamento.

F= Carga necessária para o rompimento da união bráquete/cerâmica.

A= Área da base do bráquete.



Figura 8 – Máquina de ensaio universal.

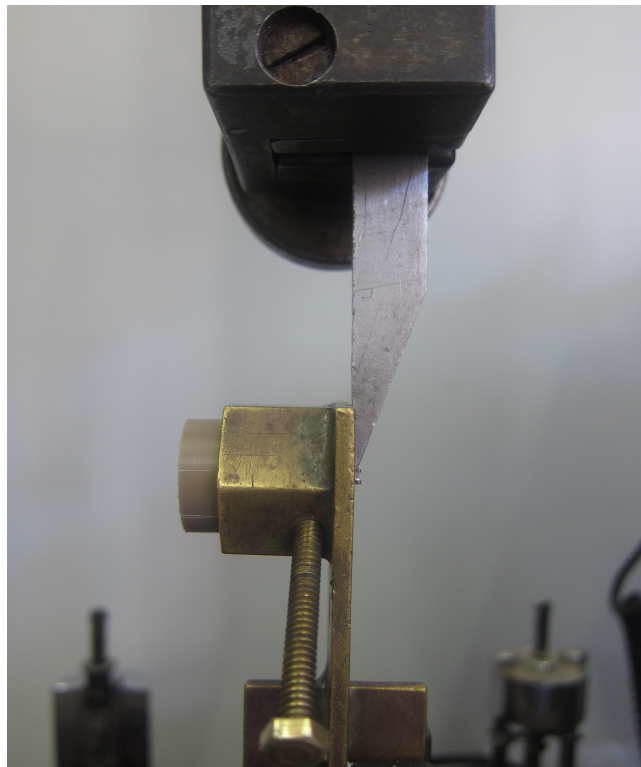


Figura 9 – Dispositivo com formato de cinzel, fixado à célula de carga da máquina de ensaio universal.

4.11 AVALIAÇÃO DO ÍNDICE REMANESCENTE DE ADESIVO (IRA)

O IRA foi avaliado sob aumento de 40x em lupa estereoscópica Carl Zeiss (Carl Zeiss do Brasil Ltda., São Paulo, Brasil). A base de cada bráquete e a superfície dos discos cerâmicos, localizados em cada corpo-de-prova, foi observada, e os padrões de falha classificados de acordo com os seguintes escores, conforme detalhado na Tabela 2.

Tabela 2 – Padrão de fratura das amostras (IRA) dos diferentes grupos.

ESCORE	DESCRIÇÃO
0	Nenhum resíduo de resina sobre a superfície de cerâmica
1	Menos de 50% de área com resíduo de resina sobre a superfície de cerâmica
2	Mais de 50% de área com presença de resíduo de resina sobre a superfície de cerâmica
3	100% de área com presença de resíduo de resina sobre a superfície de cerâmica

4.12 ANÁLISE DOS DADOS

Os dados obtidos pelo ensaio mecânico de cisalhamento, após sua tabulação e conversão, foram analisados inicialmente por meio da Análise de Variância de dois fatores (tempo de fotoativação, tipo de bráquetes e a interação destes) para verificação de diferenças estatísticas com nível de significância de 5% ($p < 0,05$). Posteriormente, foi realizado teste de Tukey para identificar onde estas diferenças se encontravam, também com nível de significância a 5% ($\alpha = 0,05$).

O IRA observado por meio do aumento de 40x foram tabulados identificando o escore ocorrido após o cisalhamento dos bráquetes colados à superfície da cerâmica à base de leucita.

5 RESULTADOS

Os valores individuais do teste de resistência de união ao cisalhamento estão apresentados nas Tabelas 3 e 4.

Tabela 3. Valores (MPa) de resistência de união ao cisalhamento de bráquetes metálico e cerâmicos à superfície da cerâmica, com diferentes tempos de fotoativação.

Tipo de bráquete	Tempo de fotoativação	
	20 s	10 s
Aço inoxidável (Morelli)	14,70	14,50
	10,87	11,45
	14,98	13,66
	18,09	15,43
	13,85	16,01
	18,84	13,68
	20,19	9,04
	13,58	9,05
	17,89	11,77
	15,04	18,76
	16,29	11,51
	15,93	16,98
	16,57	17,92
	19,05	13,96
	16,35	9,40
		$X = 16,15 \pm 2,44$
Cerâmico monocristalino (Inspire Ice)	18,48	21,30
	24,25	20,94
	22,05	22,89
	22,50	19,27
	25,17	20,99
	22,63	19,29
	29,41	19,23
	13,03	15,90
	23,42	22,16
	19,53	20,20
	26,43	18,54
	21,67	21,16
	23,83	15,94
	22,40	18,95
24,06	24,07	
	$X = 22,59 \pm 3,72$	$X = 20,06 \pm 2,28$
Cerâmico policristalino (InVu)	19,49	13,27
	15,05	12,67
	16,14	14,90
	16,83	11,22
	14,27	14,45
	14,57	12,82
	21,80	18,10
	15,68	15,63
	14,80	14,25
	20,59	14,83
	19,41	12,73
	12,00	19,18
	12,39	15,86
	20,91	15,52
18,87	13,00	
	$X = 16,85 \pm 3,13$	$X = 14,56 \pm 2,12$

Os resultados do teste de resistência de união estão também ilustrados na Gráfico 1. A Análise de Variância dois fatores mostrou que não houve diferença significativa para o fator tempo de fotoativação ($p=0,119$). Entretanto, houve diferença significativa para o fator bráquete ($p<0,001$) e para a interação entre os fatores ($p=0,001$).

Tabela 4. Média (desvio-padrão) de resistência de união ao cisalhamento (MPa) dos bráquetes à cerâmica, com diferentes tempos de fotoativação do material resinoso de união.

Tipo de bráquete	Tempo de fotoativação	
	20 s	10 s
Aço inoxidável (Morelli)	16,15 (2,44) ^{b, A}	13,54 (3,14) ^{c, B}
Cerâmico monocristalino (Inspire Ice)	22,59 (3,72) ^{a, A}	20,06 (2,28) ^{a, B}
Cerâmico policristalino (InVu)	16,85 (3,13) ^{b, A}	14,56 (2,12) ^{b, B}

Letras distintas minúsculas em coluna e maiúsculas em linha diferem significativamente pelo teste de Tukey (5% de significância).

Na Tabela 4 pode ser verificado que para todos os tipos de bráquetes a resistência de união ao cisalhamento após fotoativação pelo tempo de 20 segundos foi significativamente maior que para o tempo de 10 segundos ($p<0,05$). A comparação entre os bráquetes mostrou que, para o tempo de fotoativação de 20 segundos, a resistência de união ao cisalhamento do bráquete cerâmico monocristalino (Inspire Ice) foi significativamente superior ($p<0,05$) ao bráquete cerâmico policristalino (InVu) e ao bráquete de aço inoxidável (Morelli), que não diferiram entre si ($p>0,05$); Para o tempo de fotoativação de 10 segundos, foi verificado que a resistência de união ao cisalhamento do bráquete cerâmico monocristalino (Inspire Ice) foi significativamente superior ($p<0,05$) ao bráquete cerâmico policristalino (InVu) e ao bráquete de aço inoxidável (Morelli), porém, a resistência de união do bráquete cerâmico policristalino (InVu) foi significativamente superior ($p<0,05$) ao bráquete de aço inoxidável (Morelli).

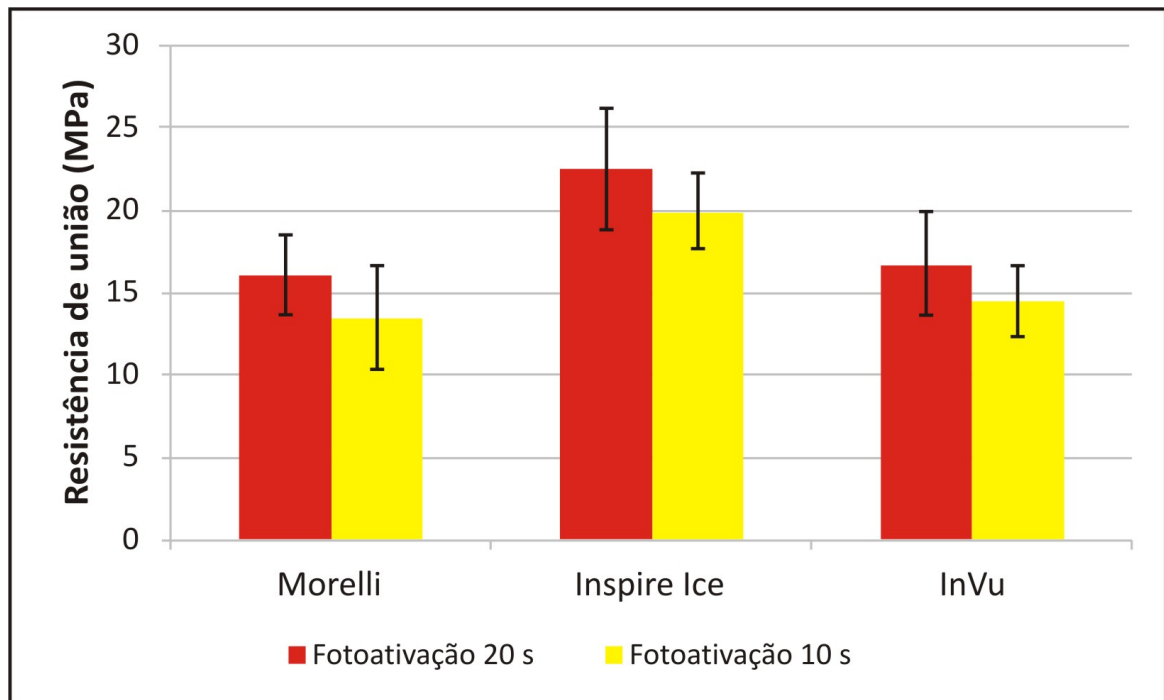


Gráfico 1. Resistência de união ao cisalhamento (MPa) para os diferentes braquetes e tempos de fotoativação.

Os resultados da avaliação do IRA estão apresentados na Tabela 5. Uma predominância de escores 1 foi observada para os braquetes de aço inoxidável (Morelli) e cerâmicos monocristalinos (Inspire Ice) fotoativados por 20 segundos (Figuras 10A e 10C). Para os braquetes cerâmicos policristalinos (InVu), uma predominância de escores 3 foi observada para os grupos fotoativados tanto por 20 quanto por 10 segundos (Figuras 10E e 11E). Para os braquetes monocristalinos (Inspire Ice) fotoativados por 10 segundos, uma predominância de escores 1 foi observada (Figura 11C). Porém, quando os braquetes de aço inoxidável (Morelli) foram fotoativados por 10 segundos, um número relativamente maior de escores 3 foi observado (Figura 11A).

Tabela 5 – Padrão de fratura das amostras (%) para o IRA dos diferentes grupos.

Bráquete	Tempo	Escore (%)			
		0	1	2	3
Aço Inoxidável (Morelli)	20 s	27%	53%	13%	7%
	10 s	13%	27%	27%	33%
Cerâmico monocristalino (Inspire Ice)	20 s	20%	73%	7%	-
	10 s	27%	73%	-	-
Cerâmico policristalino (InVu)	20 s	-	-	7%	93%
	10 s	-	-	7%	93%

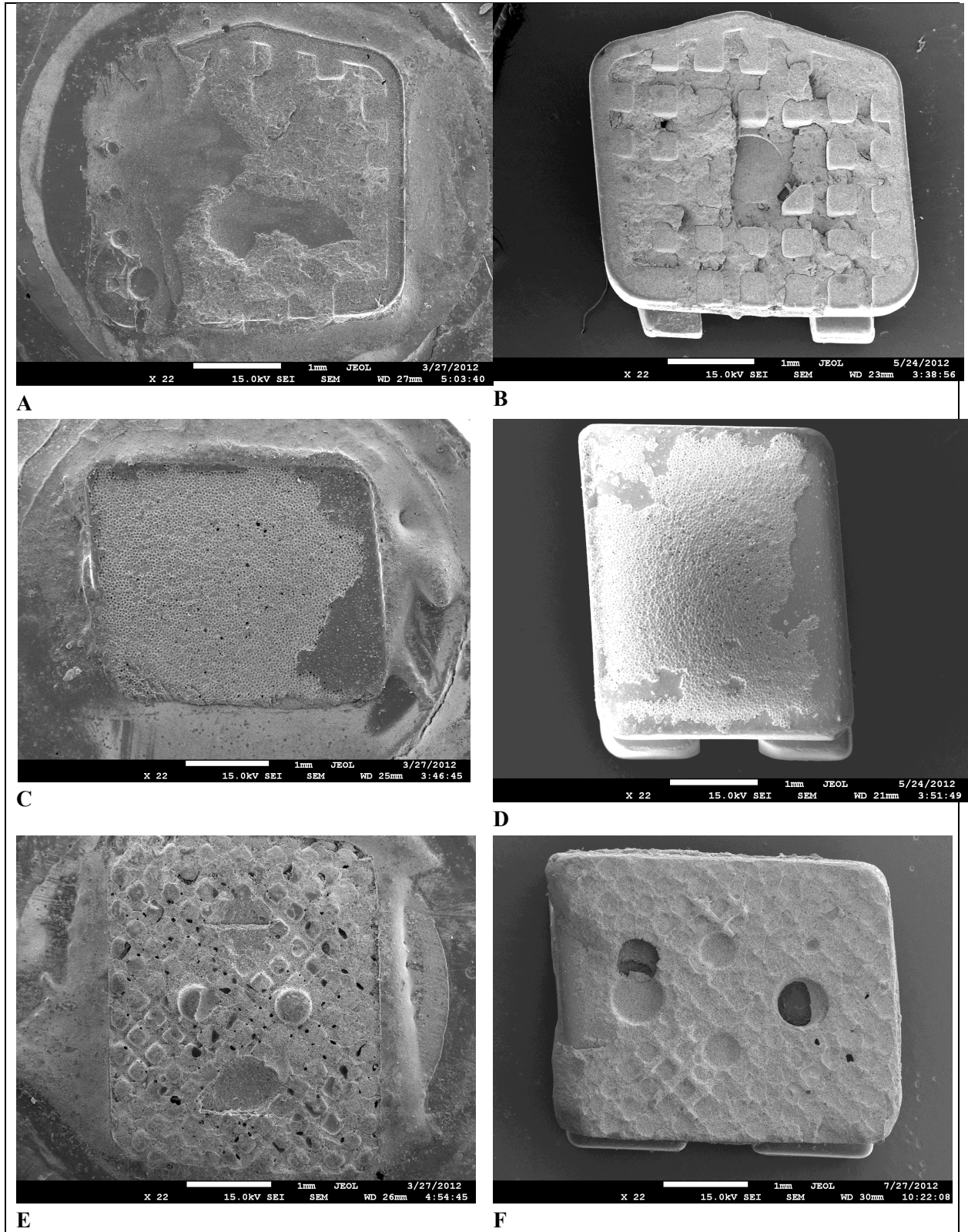


Figura 10 – Micrografias de microscopia eletrônica de varredura dos corpos-de-prova fotoativados por 20 s. **A)** superfície cerâmica após descolamento do bráquete de aço inoxidável (Morelli). **B)** base do bráquete de aço inoxidável (Morelli) após descolamento da superfície cerâmica. **C)** superfície cerâmica após descolamento do bráquete cerâmico monocristalino (Inspire ICE). **D)** base do bráquete cerâmico monocristalino (Inspire ICE) após descolamento da superfície cerâmica. **E)** superfície cerâmica após descolamento do bráquete cerâmico policristalino (InVu). **F)** base do bráquete policristalino (InVu) após descolamento da superfície cerâmica.

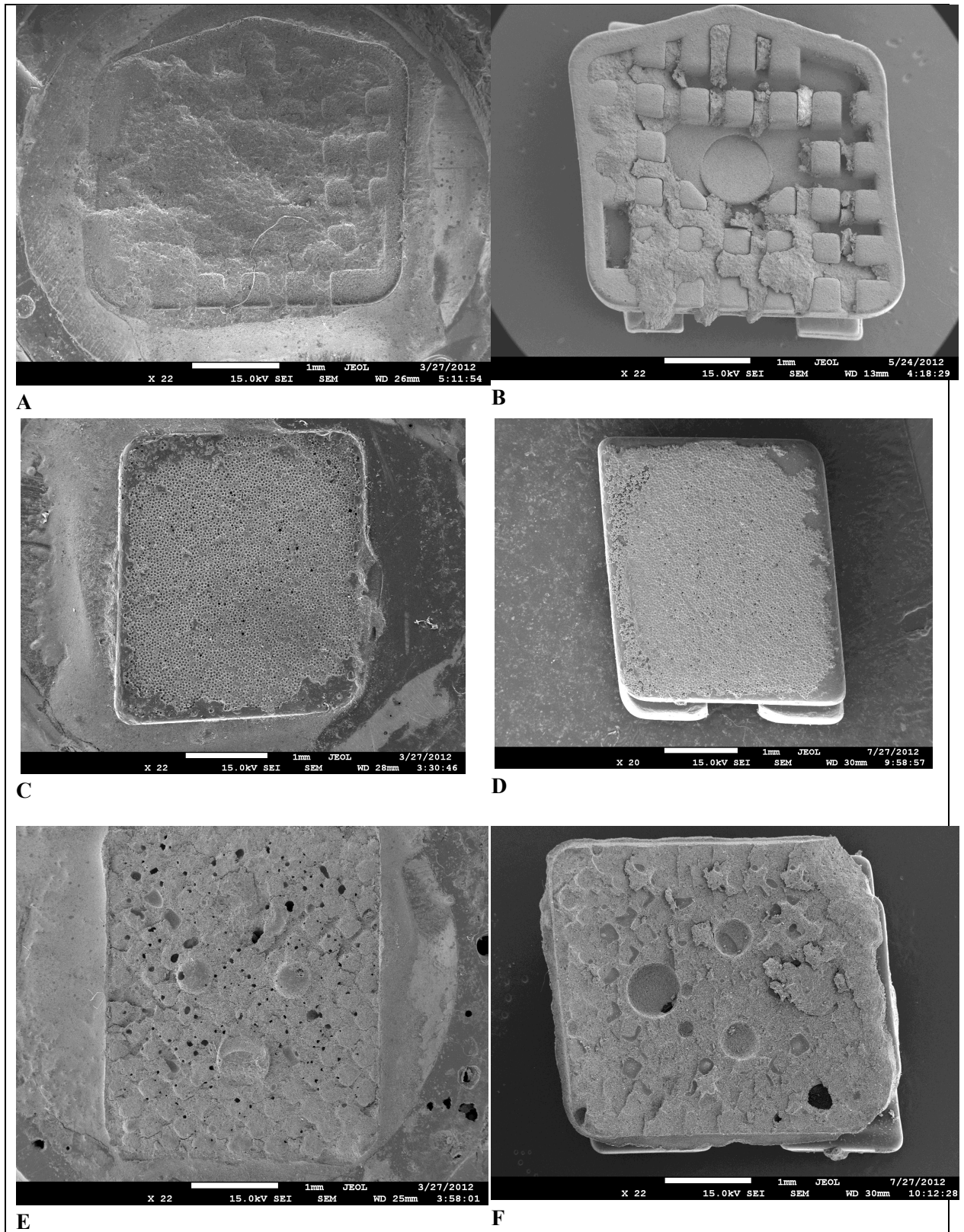


Figura 11 – Micrografias de microscopia eletrônica de varredura dos corpos-de-prova fotoativados por 10 s. **A)** superfície cerâmica após descolamento do bráquete de aço inoxidável (Morelli). **B)** base do bráquete de aço inoxidável (Morelli) após descolamento da superfície cerâmica. **C)** superfície cerâmica após descolamento do bráquete cerâmico monocristalino (Inspire ICE). **D)** base do bráquete cerâmico monocristalino (Inspire ICE) após descolamento da superfície cerâmica. **E)** superfície cerâmica após descolamento do bráquete cerâmico policristalino (InVu). **F)** base do bráquete policristalino (InVu) após descolamento da superfície cerâmica.

6 DISCUSSÃO

A superfície cerâmica foi escolhida como substrato para a realização da parte experimental deste trabalho devido ao aumento da demanda de pacientes adultos que procuram por tratamentos ortodônticos com finalidade, principalmente, estéticos e ao fato das cerâmicas, dentre os materiais restauradores estéticos, representarem, atualmente, uma ótima alternativa para a reprodução de dentes naturais. Nesse contexto, muitos pacientes adultos que procuram o tratamento ortodôntico, já possuem tratamentos reabilitadores estéticos realizados com componentes cerâmicos. A literatura trás que o emprego clínico da cerâmica consagrou-se pelo fato deste material apresentar várias propriedades desejáveis como substituto de dentes naturais, dentre as quais se destacam: translucidez, fluorescência, estabilidade química, coeficiente de expansão térmica próxima ao da estrutura dentária, compatibilidade biológica e maior resistência à compressão e à abrasão (Miyashita; Fonseca, 2004).

Nesse estudo, foi utilizado a cerâmica IPS Empress Esthetic como material para a confecção dos discos cerâmicos que simularam o substrato para a colagem dos bráquetes. Dentre os sistemas cerâmicos disponíveis na Odontologia, encontra-se o IPS Empress, uma cerâmica à base de leucita, vítrea não cristalina baseada na sílica (SiO_2) e no feldspato de potássio ($\text{K}_2\text{OAl}_2\text{O}_36\text{SiO}_2$), fabricada por processo de termo-prensagem (ou termo-injeção), sendo comercializada na forma de pastilhas pré-sinterizadas (Holand et al., 2000). Esses benefícios do processamento por termo-prensagem somados a precisão oclusal, adaptação marginal satisfatória e alta translucidez, fizeram do sistema IPS Empress referência como material restaurador cerâmico. Em 2004, buscando melhorar ainda mais o sistema, o fabricante introduziu no mercado a cerâmica IPS Empress Esthetic. A cerâmica sucessora da IPS Empress apresenta grãos menores de leucita, mais compactados e distribuídos de maneira homogênea pela fase vítrea, sendo essas modificações microestruturais responsáveis por acréscimo de até 10% nos valores de resistência à flexão (Ivoclar-Vivadent, 2004).

A decisão de se utilizar um tempo de condicionamento com gel de ácido fluorídrico a 10% por 60 segundos foi baseada na constatação de que as alterações morfológicas produzidas sobre as superfícies cerâmicas, tratadas com ácido

fluorídrico a 10%, aumenta a área de superfície e permite a penetração do material resinoso de união para o interior das micro-retenções criadas. Com o tempo, o ácido reage com a matriz vítrea, dissolvendo-a parcialmente e aumentando a formação de canais de retenção (Spohr, 2003; Salvio, 2007; Oscan, 2003). O ácido fluorídrico começa a condicionar a cerâmica por meio da reação preferencial com a fase sílica, criando microcanais retentivos (Yen, 1993). Segundo Costa et al. (2012), longos períodos de condicionamento com ácido fluorídrico a 10% sobre a superfície da cerâmica feldspática pode criar mais irregularidades, favorecendo a colagem. Esses autores observaram um aumento na resistência de união ao cisalhamento de bráquetes colados à cerâmica quando a superfície foi condicionada com ácido fluorídrico a 10% por 60 segundos e um compósito foi utilizado, comparado com um tempo de condicionamento por 20 segundos.

O agente de silanização foi aplicado sobre a superfície de cerâmica por 30 segundos para permitir que as ligações químicas ocorressem entre o agente de silanização e a camada de sílica da superfície de cerâmica, em uma extremidade, e, na outra extremidade, entre ou o agente de silanização e o agente resinoso de união (Costa et al., 2012). Os agentes de silanização são geralmente espécies monoméricas em que a sílica está ligado a radicais orgânicos reativos e grupos éster hidrolizáveis. Os grupos orgânicos reativos tornam-se quimicamente ligados às moléculas de resina. Os grupos hidrolizáveis monovalentes ligam-se quimicamente à sílica contida na matriz vítrea e cristais de leucita (Spohr, 2003; Chung, 1999).

O compósito fotopolimerizável usado para colar os bráquetes à superfície de cerâmica foi a Transbond XT. Esse material possui um adequado escoamento, o qual pode favorecer a capacidade de molhamento desse material sobre a superfície da cerâmica, preenchendo os microporos formando *tags* que promovem a retenção micromecânica (Pascotto et al., 2002). O aparelho utilizado para fotoativação do Transbond XT foi uma unidade de luz LED, com irradiância (densidade de energia) de 1.000 mW/cm^2 . Avanços na tecnologia do LED têm proporcionado emissões de luz mais eficientes com produção mais elevada de energia (Kurachi et al., 2001). Esses autores afirmaram ainda que a tecnologia LED é promissora como dispositivos fotoativadores e que o aperfeiçoamento desses equipamentos poderá resultar em um dispositivo de fotoativação mais eficiente do que a lâmpada halógena convencional, por possuir um espectro de emissão de luz mais próximo ao espectro de absorção da canforoquina, além de possuir maior tempo de vida útil. Esta

tendência tem levado alguns fabricantes de lâmpadas a afirmarem que tempos muito curtos de ativação são suficientes para a polimerização completa de um material resinoso de união (Rencz et al., 2012).

A termociclagem (1.000 ciclos) foi realizada, neste estudo, antes dos testes mecânicos para simular uma condição clínica aos materiais (Ozcan, 2004).

Os resultados deste estudo mostraram que todos os tipos de bráquetes testados apresentaram uma redução estatisticamente significativa ($p < 0,05$) dos valores de resistência de união, quando o tempo de fotoativação foi reduzido de 20 segundos para 10 segundos. Essa relação da redução do tempo de fotoativação e, conseqüente, diminuição dos valores de resistência de união ocorrida para todos os tipos de bráquetes deve-se provavelmente ao menor grau de conversão de monômero/polímero ocorrido devido à diminuição do tempo de fotopolimerização. Segundo Schattenberg et al. (2008), o tempo de fotoativação pode ser reduzido quando um aparelho fotoativador LED de alta potência é usado, se levado em consideração a viabilidade da realização de múltiplas fotoativações para os incrementos do material resinoso. No entanto, para a colagem de bráquetes ortodônticos, esta técnica de múltiplas fotoativações de incrementos do material resinoso de união não pode ser executada uma vez que no procedimento de colagem de bráquete, o material resinoso é colocado em um único incremento e fotoativado em um único ciclo de fotoativação. Segundo Mills (1999), as resinas fotoativadas não polimerizam até que a luz com comprimento de onda e intensidade adequadas seja aplicada para produzir radicais livres por quebra de ligações duplas no iniciador alfa-diquetona (canforoquinona). Um comprimento de onda entre 460 e 480 nm, no interior da extremidade azul do espectro visível, é utilizada a uma intensidade que lhe permite alcançar as regiões mais profundas e produzir rápida polimerização. Uma irradiância (densidade de energia) de 300 mW/cm^2 foi recomendada como o nível mínimo necessário para a completa polimerização da resina composta ocorrer. O fabricante da unidade LED Bluephase, utilizada neste experimento, afirma que o aparelho possui dois tipos de diferentes de LED acionados simultaneamente, que geram 410 nm e 470 nm, assim, é gerada uma faixa de comprimento de onda que varia de 380 a 515 nm (Ivoclar-Vivadent, 2008).

A comparação entre os bráquetes mostrou que, para o tempo de fotoativação de 20 segundos, a resistência de união ao cisalhamento do bráquete cerâmico monocristalino (Inspire Ice) foi significativamente superior ao bráquete cerâmico

policristalino (InVu) e ao bráquete de aço inoxidável (Morelli) ($p < 0,05$), que não diferiram entre si ($p > 0,05$); Para o tempo de fotoativação de 10 segundos foi verificado que a resistência de união ao cisalhamento do bráquete cerâmico monocristalino (Inspire Ice) foi significativamente superior ao bráquete cerâmico policristalino (InVu) e ao bráquete de aço inoxidável (Morelli) ($p < 0,05$), porém, a resistência de união do bráquete cerâmico policristalino (InVu) foi significativamente superior ao bráquete de aço inoxidável (Morelli) ($p < 0,05$). Os resultados deste estudo corroboram com o estudo de Samruajbenjakul & Kukiattrakoon (2010), que constataram que os bráquetes cerâmicos monocristalinos, fotoativados por 10 segundos, tiveram os maiores valores de resistência de união quando comparado com bráquetes cerâmicos policristalinos e de aço inoxidável. Neste mesmo estudo, os resultados mostraram que os bráquetes cerâmicos policristalinos apresentaram maiores valores de resistência de união quando comparado com bráquetes de aço inoxidável. Porém, não coincidem com outros estudos, em que o tempo de fotoativação foi de 20 segundos, que constataram que os bráquetes cerâmicos policristalinos também apresentaram valores de resistência de união superiores quando comparado com bráquetes de aço inoxidável (Abu Alhaja, 2010; Al-Saleh, 2010; Uysal, 2010). Neste estudo, os valores da resistência de união dos bráquetes cerâmicos policristalinos foram estatisticamente semelhantes aos dos bráquetes de aço inoxidável quando colados com um tempo de fotoativação de 20 segundos. Nesta situação experimental, com tempo de fotoativação de 20 segundos, apenas os bráquetes cerâmicos monocristalinos apresentaram resistência de união significativamente maiores quando comparados aos bráquetes de aço inoxidável. Esse fato pode ser devido a fotopolimerização mais efetiva na colagem dos bráquetes cerâmicos monocristalinos por sua propriedade de translucência, o que pode ter permitido maior transmissão da luz para o compósito e, conseqüentemente, maior grau de conversão monômero/polímero (Carvalho et al., 2012). A diferença mais marcante entre os bráquetes cerâmicos monocristalinos e policristalinos está em suas claridades ópticas. Os bráquetes cerâmicos monocristalinos são visivelmente mais claros do que os bráquetes cerâmicos policristalinos e, portanto, são translúcidos (Swartz, 1988; Viazis et al., 1990), o que pode ter favorecido a passagem da luz ativadora. Segundo Bishara & Fehr (1997) e Gautam & Valiathan (2007) o grau de opacidade do bráquete cerâmico policristalino é devido ao seu processo de fabricação, que consiste na produção do óxido de alumínio fundido com

limites de grão (defeitos interfaciais, em materiais policristalinos, que separam grãos com diferentes orientações), utilizando-se um processo de fabricação por meio de moldes-protótipos e tratamento térmico que refratam a luz. Este processo não requer que os bráquetes sejam produzidos por meio de máquinas industriais de corte, assim, elimina imperfeições estruturais criadas por esse processo. No entanto, as desvantagens deste processo de fabricação por meio de moldes-protótipos está na presença de imperfeições estruturais nos limites de grão e vestígios de impurezas (Bishara & Fehr, 1997; Gautam & Valiathan, 2007). Para os bráquetes de aço inoxidável, a própria estrutura metálica do bráquete pode representar uma barreira física para a passagem da luz (Carvalho et al., 2012). Essa provável condição de barreira física para a passagem da luz fotoativadora apresentada pela estrutura metálica do bráquete de aço inoxidável pode ter sido fundamental para a redução da resistência de união destes bráquetes fotoativados por 20 segundos e, principalmente, quando fotoativados por 10 segundos.

Outro fator que pode ter influenciado a resistência de união dos bráquetes testados está relacionado ao modelo da base de cada um dos bráquetes (Knox et al., 2000). Os bráquetes de aço inoxidável (Morelli) utilizados neste estudo são fundidos numa peça única e possuem sulcos profundos e largos na base de retenção (Figura 2A-A2). A base do bráquete cerâmico monocristalino (Inspire Ice) possui a maior quantidade possível de pequenas esferas monocristalinas distribuídas completamente por toda a superfície da base de retenção possível (Figura 2B-B2). A base do bráquete cerâmico policristalino (InVu) possui uma malha de cristal única com duas concavidades redondas (Figura 2C-C2). Embora todos os bráquetes testados apresentem bases mecanicamente retentivas, os maiores valores de resistência de união apresentados pelos bráquetes cerâmicos monocristalinos (Inspire Ice) podem ser atribuídas à formação de uma menor espessura de película do material resinoso de união, promovida pela característica da base de retenção desse tipo de bráquete cerâmico. Além disso, as pequenas esferas monocristalinas distribuídas completamente por toda a superfície da base de retenção do bráquete cerâmico monocristalino (Inspire Ice) provavelmente pode aumentar a superfície de retenção do bráquete, promovendo aumento da imbricação mecânica do material resinoso de união (Kukiattrakoon & Samruajbenjakul, 2010).

Quanto ao padrão de falhas, uma alta incidência de falhas score 1, foi observada para os bráquetes de aço inoxidável (Morelli) e cerâmico monocristalino

(Inspire Ice) fotoativados por 20 segundos (Figuras 10A e 10C). Os bráquetes cerâmicos monocristalino (Inspire Ice) fotoativadas por 10 segundos também apresentaram esse padrão de falhas (Figura 11C). Para os bráquetes de aço inoxidável (Morelli) fotoativados por 20 segundos, este padrão de falha pode estar relacionado a uma retenção mecânica mais efetiva entre o material resinoso de união e a base metálica do bráquete do que uma união com a superfície cerâmica. Já para os bráquetes cerâmicos monocristalinos (Inspire Ice), estas falhas também podem estar relacionadas a uma micro-retenção mais efetiva entre o material resinoso de união e a base constituída por esferas do bráquete cerâmico do que com a união à superfície cerâmica do corpo-de-prova. Já para os bráquetes cerâmicos policristalinos (InVu) fotoativados tanto por 20 segundos quanto por 10 segundos (Figuras 10E e 11E), e para os bráquetes de aço inoxidável (Morelli) fotoativados por 10 segundos (Figura 11A) foram observadas principalmente falhas escore 3, que podem ser explicadas pela maior espessura de película do compósito e um menor grau de conversão do material.

Dessa forma, os resultados obtidos suportam que o tempo de fotoativação é um fator decisivo para a resistência de união de bráquetes ortodônticos metálicos (de aço inoxidável) e cerâmicos (monocristalino e policristalino) colados à superfície cerâmica. Além disso, a composição estrutural do bráquete, metálico ou de cerâmica (monocristalino ou policristalino), incluindo as características da base do bráquete, podem interferir nos valores de resistência de união.

7 CONCLUSÃO

Dentro das limitações do presente estudo, as seguintes conclusões podem ser definidas:

- Entre os tempos de fotoativação, o tempo de 20 segundos promoveu os maiores valores de resistência de união ao cisalhamento para todos os tipos de bráquetes quando comparados aos bráquetes fotoativados por 10 segundos;
- A comparação entre bráquetes mostrou que, para o tempo de fotoativação de 20 segundos, o bráquete cerâmico monocristalino apresentou resistência de união ao cisalhamento superior aos bráquetes cerâmico policristalino e de aço inoxidável, que foram semelhantes entre si. Já para o tempo de fotoativação de 10 segundos, foi verificado que a resistência de união ao cisalhamento do bráquete cerâmico monocristalino também foi superior a do bráquete cerâmico policristalino, sendo este superior ao bráquete de aço inoxidável;
- O IRA mostrou que houve predominância de escores 1 e 3 para os grupos experimentais testados.

8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Abu Alhaija ESJ, Abu Alreesh IA, Alwahadni AMS. Factors affecting the shear bond strength of metal and ceramic brackets bonded to different ceramic surfaces. *Eur J Orthod*. 2010;32(3):274-380.
2. Ajlouni R, Bishara SE, Oonsombat C, Soliman M, Laffoon J. The effect of porcelain surface conditioning on bonding orthodontic brackets. *Angle Orthod* 2005;75(5): 858-64.
3. Al-Saleh M, El-Mowafy O. Bond strength of orthodontic brackets with new self-adhesive resin cements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2010;137(4):528-33.
4. Albino JE, Cunat JJ, Fox RN, Lewis EA, Slakter MJ, Tedesco LA. Variables discriminating individuals who seek orthodontic treatment. *J Dent Res Birmingham* 1981;60:1661-7.
5. Albino JE, Lawrence SD, Tedesco LA. Psychological and social effects of orthodontic treatment. *J Behav Med* 1994;17:81-98.
6. Barghi N, Fischer DE, Vatani L. Effects of porcelain leucite content, types of etchants, and etching time on porcelain- composite bond. *J Esthet Restor Dent* 2006;18:47-52; discussion 53.
7. Birnie D. Ceramic brackets. *Br J Orthod*. 1990;17:71-74.
8. Bishara SE, Fehr DE. Ceramic brackets: something old, something new, a review. *Seminars Orthod*. 1997;3:178-188
9. Blankenau R, Erickson RL, Rueggeberg F. New light curing options for composite resin restorations. *Compend Contin Educ Dent* 1999;20(2):122-5.
10. Brackett WW, Haisch LD, Covey DA. Effect of plasma arc curing on the microleakage of class V resin based composite restorations *Am J Dent* 2000;13: 121-2.
11. Calheiros FC, Daronch M, Rueggeberg FA, Braga RR. Degree of conversion and mechanical properties of a BisGMA:TEGDMA composite as a function of the applied radiant exposure. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2008;84(2):503-9.
12. Canay S, Hersek N, Ertan A. Effect of different acid treatments on a porcelain surface. *J Oral Rehabil* 2001;28(1): 95-101.
13. Carvalho RCC, Carvalho NMP, Herênio SS, Bauer JRO, Paiva AEM, Costa JF, Costa EL. Evaluation of shear bond strength of orthodontic resin and resin

modified glass ionomer cement on bonding of metal and ceramic brackets. *RSBO* 2012; 9: 170-6

14. Cekic-Nagas I, Egilmez F, Ergun G. The effect of irradiation distance on microhardness of resin composites cured with different light curing units. *Eur J Dent* 2010;4:440-446.
15. Chen JH, Matsumura H, Atsuta M. Effect of different etching periods on the bond strength of a composite resin to a machinable porcelain. *J Dent* 1998;26(1): 53-8.
16. Chen M, Wang DW, Wu LP. Fixed orthodontic appliance therapy and its impact on oral health-related quality of life in Chinese patients. *Angle Orthod* 2010;80:49-53.
17. Christensen GJ. Defining oral rehabilitation. *J Am Dent Assoc.* 2004 Feb;135(2):215-7.
18. Conrad H, Seong W-J, Pesun I. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2007;98:389–404.
19. Correr AB, Sinhorette MA, Sobrinho LC, Tango RN, Schneider LF, Consani S. Effect of the increase of energy density on Knoop hardness of dental composites light-cured by conventional QTH, LED and xenon plasma arc. *Braz Dent J* 2005;16:218-224.
20. Costa AR, Correr AB, Puppini-Rontani RM, Vedovello SA, Valdrighi HC, Correr-Sobrinho L, Vedovello Filho M. Effect of bonding material, etching time and silane on the bond strength of metallic orthodontic brackets to ceramic. *Braz Dent J.* 2012;23(3):223-7.
21. Costa AR, Correr AB, Puppini-Rontani RM, Vedovello SA, Valdrighi HC, Correr-Sobrinho L, Vedovello Filho M. Effects of thermocycling and light source on the bond strength of metallic brackets to bovine teeth. *Braz Dent J.* 2011;22(6):486-9.
22. Dall'igna CM, Marchioro EM, Spohr AM, Mota EG. Effect of curing time on the bond strength of a bracket-bonding system cured with a light-emitting diode or plasma arc light. *Eur J Orthod* 2011;33:55-59.
23. Della Bona A, van Noort R. Shear vs. tensile bond strength of resin composite bonded to ceramic. *J Dent Res.* 1995;74(9): 1591-6.

24. Elekdag-Turk S, Sarac YS, Turk T, Sarac D. The effect of a light-emitting diode on shear bond strength of ceramic brackets bonded to feldspathic porcelain with different curing times. *Eur J Orthod.* 2007;29(3):299-303.
25. Filipov IA, Vladimirov SB. Residual monomer in a composite resin after light-curing with different sources, light intensities and spectra of radiation. *Braz Dent J* 2006;17:34-38.
26. Firoozmand LM, Brandão JV, Fialho MP. Influence of microhybrid resin and etching times on bleached enamel for the bonding of ceramic brackets. *Braz Oral Res.* 2013;27(2):142-8.
27. Fleming MG, Maillet WA. Photopolymerization of composite resin using the argon laser. *J Can Dent Assoc* 1999; 65(8): 447-50.
28. Gautam P, Valiathan A. Ceramic Brackets: In search of an ideal! *Trends Biomater. Artif. Organs* 2007;20(2):00-00.
29. Ghafari J. Problems associated with ceramic brackets suggest limiting use to selected teeth. *Angle Orthod.* 1992 Summer;62(2):145-52.
30. Gonçalves PR, Moraes RR, Costa AR, Correr AB, Nouer PR, Sinhoreti MA, Correr-Sobrinho L. Effect of etching time and light source on the bond strength of metallic brackets to ceramic. *Braz Dent J.* 2011;22(3):245-8.
31. Guerrero AP, Guariza Filho O, Tanaka O, Camargo ES, Vieira S. Evaluation of frictional forces between ceramic brackets and archwires of different alloys compared with metal brackets. *Braz Oral Res.* 2010 Jan-Mar;24(1):40-5.
32. Güller AU, Yilmaz F, Yenisey M, GÃ¼ler E, Ural C. Effect of acid etching time and a self-etching adhesive on the shear bond strength of composite resin to porcelain. *J Adhes Dent* 2006; 8(1): 21-5.
33. Hasegawa T, Itoh K, Yukitani W, Wakumoto S, Hisamitsu H. Depth of cure and Marginal adaptation of xenon lamp polymerized resin composites *Oper Dent* 2001; 26(6): 585-90.
34. Hofmann N, Hugo B, Klaiber B. Effect of irradiation type (LED or QTH) on photoactivated composite shrinkage strain kinetics, temperature rise, and hardness. *Eur J Oral Sci* 2002; 110: 471-9.
35. Holand W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass-ceramics. *J Biomed Mater Res.* 2000;53(4):297-303
36. Ivoclar-Vivadent. Scientific Documentation IPS Empress Esthetic. 2004.

37. Ivoclar-Vivadent. Bluephase LED User's Guide. 2008.
38. Johnson G, Walker MP, Kula K. Fracture strength of ceramic bracket tie wings subjected to tension. *Angle Orthod*. 2005 Jan;75(1):95-100.
39. Karamouzos A, Athanasiou AE, Papadopoulos MA. Clinical characteristics and properties of ceramic brackets: a comprehensive review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1997;112:34–40.
40. Kasuya K, Miyazaki Y, Ogawa N, Maki K, Manabe A, Itoh K, et al.. Efficacy of experimental dual-cure resin cement for orthodontic direct bond system. *Orthod Waves* 2006;65:107-111.
41. Kato H, Matsumura H, Atsuta M. Effect of etching and sandblasting on bond strength to sintered porcelain of unfilled resin. *J Oral Rehabil* 2000;27(2):103-10.
42. Kitayama Y, Komori A, Nakahara R. Tensile and shear bond strength of resin-reinforced glass ionomer cement to glazed porcelain. *Angle Orthod* 2003;73:451-6.
43. Knox J, Hubsch P, Jones ML, Middleton J. The influence of bracket base design on the strength of the bracket-cement interface. *Br J Orthod* 2000;27:249-54.
44. Kukiattrakoon B, Samruajbenjakul B. Shear bond strength of ceramic brackets with various base designs bonded to aluminous and fluorapatite ceramics. *Eur J Orthod*. 2010;32: 87–93.
45. Kurachi C, Tuboy AM, Magalhaes DV, Bagnato VS. Hardness evaluation of a dental composite polymerized with experimental LED-based devices. *Dent Mater* 2001;17(4): 309-15.
46. Meguro D, Hayakawa T, Kasai K. Efficacy of using orthodontic adhesive resin in bonding and debonding characteristics of a calcium phosphate ceramic bracket. *Orthod Waves* 2006;65:148-154.
47. Mills RW, Jandt KD, Ashworth SH. Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. *Br Dent J* 1999; 186: 388–91.
48. Miura F, Nakagawa K, Masuhara E. New direct bonding system for plastic brackets. *Am J Orthod* 1971; 59(4): 350-61.
49. Miyashita E, Fonseca AS. *Odontologia estética: o estado da arte*. São Paulo: Artes Médicas; 2004.
50. Nagayassu MP, Shintome LK, Uemura ES, Araujo JE. Effect of surface treatment on the shear bond strength of a resin-based cement to porcelain. *Braz Dent J* 2006;17:290-295.

51. Newman GV. Epoxi adhesives for orthodontic attachments: Progress report. *Am J Orthod* 1965; 51(12): 901-12.
52. Nishio C, Motta AFJ, Elias CN, Mucha JN. In vitro evaluation of frictional forces between archwires and ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2004;125(1):56-64.
53. Novais VR, Simamotos Junior PC, Rontani RM, Correr-Sobrinho L, Soares CJ. Bond strength between fiber posts and composite resin core: influence of temperature on silane coupling agents. *Braz Dent J* 2012;23:8-14. 8.
54. O'Brien KD, Read MJF, Sandison RJ, et al. A visible light-activated direct-bonding material: An "in vivo" comparative study. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1989; 5(4): 348-51.
55. Olsen ME, Bishara SE, Boyer DB, Jakobsen JR. Effect of varying etching times on the bond strength of ceramic brackets. *J Orthod Dentofacial Orthop* 1996; 109(4): 403-9.
56. Ozcan M, Vallittu PK, Peltomäki T, Huysmans MC, Kalk W. Bonding polycarbonate brackets to ceramic: effects of substrate treatment on bond strength. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2004 Aug;126(2):220-7.
57. Ozcan M, Vallittu PK. Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dent Mater* 2003;19:725-731.
58. Park JK, Hur B, Ko CC, García-Godoy F, Kim HI, Kwon YH. Effect of light-curing units on the thermal expansion of resin nanocomposites. *Am J Dent* 2010;23:331-334.
59. Pascotto RC, Navarro MF, Capelozza Filho L, Cury JA. In vivo effect of a resin-modified glass ionomer cement on enamel demineralization around orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2004;125(1):36-41.
60. Peumans M, Hikita K, De Munck J, Van Landuyt K, Poitevin A, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Effects of ceramic surface treatments on the bond strength of an adhesive luting agent to CAD-CAM ceramic. *J Dent* 2007; 35(4): 282-8.
61. Peutzfeldt A, Sahafi A, Asmussen E. Characterization of resin composites polymerized with plasma arc curing units. *Dent Mater* 2000; 16(5): 330-6.
62. Price RB, Labrie D, Rueggeberg FA, Felix CM. Irradiance differences in the violet (405 nm) and blue (460 nm) spectral ranges among dental light-curing units. *J Esthet Restor Dent* 2010;22:363-377.
63. Rahiotis C, Kakaboura A, Loukidis M, Vougiouklakis G. Curing efficiency of

- various types of light-curing units. *Eur J Oral Sci* 2004;112: 89-94.
64. Ramp LC, Broome JC, Ramp MH. Hardness and wear resistance of two resin composites cured with equivalent radiante exposure from alow irradiance LED and QTH light-curing units. *Am J Dent* 2006;19:31–6
 65. Rencz A, Hickel R, Ilie N. Curing efficiency of modern LED units. *Clinical Oral Investigations* 2012;16:173–9.
 66. Reynolds IR. A review of direct orthodontic bonding. *Br J Orthod* 1975;2:171-178.
 67. Romano FL, Correr AB, Correr-Sobrinho L, Magnani MB, Ruellas AC. Clinical evaluation of the failure rates of metallic brackets. *J Appl Oral Sci.* 2012;20(2):228-34.
 68. Rueggeberg FA. Contemporary issues in photocuring. *Compend Contin Educ Dent* 1999; 25: S4-25.
 69. Salvio LA, Correr-Sobrinho L, Consani S, Sinhoreti MA, de Goes MF, Knowles JC. Effect of water storage and surface treatments on the tensile bond strength of IPS Empress 2 ceramic. *J Prosthodont* 2007;16:192-199.
 70. Samruajbenjakul B, Kukiattrakoon B. Shear bond strength of ceramic brackets with different base designs to feldspathic porcelains. *Angle Orthod.* 2009;79(3):571-6.
 71. Schattenberg A, Lichtenberg D, Stender E, Willershausen B, Ernst CP. Minimal exposure time of different LED-curing devices. *Dent Mater.* 2008;24(8):1043-9
 72. Shimada Y, Yamaguchi S, Tagami J. Micro-shear bond strength of dual-cured resin cement to glass ceramics. *Dent Mater* 2002;18:380-388.
 73. Simonsen RJ, Calamia JR. Effect coupling agents on bond strength of etched porcelain. *J Dent Res* 1983; 62: 297 [Abstract 79].
 74. Spohr AM, Sobrinho LC, Consani S, Sinhoreti MA, Knowles JC. Influence of surface conditions and silane agent on the bond of resin to IPS Empress 2 ceramic. *Int J Prosthodont* 2003;16:277- 282.
 75. Swartz ML. Ceramic brackets. *J Clin Orthod.* 1988;22:82–88.
 76. Tavas MA, Watts DC. Bonding of orthodontic brackets by transillumination of a light activated composite: an in vitro study. *Br J Orthod* 1979; 6(4): 207-8.
 77. Tavas MA, Watts DC. A visible light-activated direct bonding material: an in vitro comparative study. *Br J Orthod* 1984; 11(1): 33-7.

78. 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* 2006;28:78-82.
79. Uysal T, Ustdal A, Kurt G. Evaluation of shear bond strength of metallic and ceramic brackets bonded to enamel prepared with self-etching primer. *Eur J Orthod*. 2010;32(2):214-8.
80. Vargas MA, Cobb DS, Schmit JL. Polymerization of composite resins: argon laser vs conventional light. *Oper Dent* 1998; 23(2): 87-93.
81. Viazis AD, Cavanaugh G, Bevis RR. Bond strength of ceramic brackets under shear stress: an in vitro report. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1990; 98: 214-221.
82. Viazis AD, Chabot KA, Kucheria CS. Scanning electron micro- scope (SEM) evaluation of clinical failures of single crystal ce- ramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1993;103:537-544.
83. Yazici AR, Kugel G, Gül G. The Knoop hardness of a composite resin polymerized with different curing lights and different modes. *J Contemp Dent Pract* 2007; 8(2): 52-9.
84. Yen TW, Blackman RB, Baez RJ. Effect of acid etching on the flexural strength of a feldspathic porcelain and a castable glass ceramic. *J Prosthet Dent* 1993;70:224-233.

