

UNIVERSIDADE DE PASSO FUNDO

Luís Antônio Di Guida

**RESISTÊNCIA DE UNIÃO DE BRÁQUETES
ORTODÔNTICOS ADERIDOS À CERÂMICA**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia da UPF, para obtenção do título de Mestre em Odontologia – Área de Concentração em Clínica Odontológica, sob orientação do prof. Dr. Alvaro Della Bona

Passo Fundo
2015

Passo Fundo
2015

**RESISTÊNCIA DE UNIÃO DE BRÁQUETES
ORTODÔNTICOS ADERIDOS À CERÂMICA**

Luís Antônio Di Guida

Folha reservada para
Ata de aprovação da Banca Examinadora

Observação:

Mantenha esta página no seu arquivo, imprimindo-a.
Após, faça a substituição pela Ata de aprovação fornecida pela
Secretaria para manter a correta numeração do seu trabalho.

Folha reservada para
Ficha catalográfica

Observação:

Mantenha esta página no seu arquivo, imprimindo-a.
Após, faça a substituição pela Ficha Catalográfica fornecida pela
Secretaria para manter a correta numeração do seu trabalho.

BIOGRAFIA DO AUTOR

Luís Antônio Di Guida

Nascido em 04 de setembro de 1971 em Passo Fundo, RS
Cirurgião- dentista formado pela Universidade de Passo Fundo, RS, em
24 de Julho de 1993, especialista em ortodontia e ortopedia facial pela
Associação Brasileira de Ensino Odontológico de São Paulo, SP em
dezembro de 2000, e desde então é ortodontista clínico em Passo Fundo,
RS.

AGRADECIMENTOS

A Deus, que todos os dias da minha vida me deu forças para nunca desistir.

Ao meu orientador Prof. Dr. Álvaro Della Bona, por seu apoio e amizade, além de sua dedicação, competência e especial atenção nas revisões e sugestões, fatores fundamentais para a conclusão deste trabalho.

A todos os professores e colegas do mestrado que, de alguma forma, contribuíram para a minha formação.

À Sra Fabiana Souza Pimentel, secretária do PPGOdonto, ao Sr Tiago Savi da Silva, funcionário do laboratório de ensaios mecânicos, e ao Sr Carlos Albert Ferreira, funcionário da manutenção de equipamentos da Faculdade de odontologia da Universidades de Passo Fundo, pela competência no suporte das nossas necessidades acadêmicas.

Ao núcleo de tecnologia da Faculdade de Engenharia da Universidade de Passo Fundo, pelo suporte na produção das imagens de microscopia eletrônica de varredura e estereomicroscopia.

À Faculdade de Odontologia da Universidade de Passo Fundo por ser um centro de excelência em formação de profissionais cirurgiões- dentistas e por toda sua infra-estrutura clínica e de pesquisa.

Aos discentes e docentes da graduação e pós-graduação desta Faculdade de Odontologia, os quais são o “substrato humano” que fazem desta unidade não somente um centro formador de profissionais, mas especialmente um núcleo de pesquisas com importância de âmbito nacional e internacional.

À Fundação Universidade de Passo Fundo, que desde 1968 consolida a cidade homônima como pólo regional de educação e saúde, inserindo-a como protagonista no cenário estadual e nacional.

À minha esposa Viviane Diehl Hoffmann Di Guida, pela força (desde 1990), amor, companheirismo e dedicação total desde a minha graduação, especialização e mestrado em odontologia.

Aos meus filhos Vicenzo, Lorenzo e Luigi que sempre me incentivaram e apoiaram nesta jornada, apesar das constantes ausências e falta de tempo.

À Professora Lina Pereira da Cunha (*in memoriam*), da Faculdade de Educação da Universidade de Passo Fundo, que me mostrou os primeiros passos da vida acadêmica nesta Instituição.

Aos meus pais Antônio Di Guida e Alda Cunha Di Guida pelo empenho em minha formação e maiores exemplos de perseverança na busca do conhecimento.

Aos pacientes (novos e antigos) pela confiança em meu trabalho, conhecimento e experiência, e que neste período souberam entender as necessárias ausências do consultório.

À minha sogra Sra. Lydia Diehl Hoffmann, pelo apoio, dedicação, amor e carinho à minha família nos meus períodos de trabalho e integral dedicação ao PPGOdonto UPF.

Aos Mestres Marcos Knack (*in memoriam*) e Vanderlei Oscar Rheinehr (*in memoriam*), profissionais de excelência clínica na assistência interdisciplinar aos pacientes, o que viabilizou a realização e conclusão de muitos tratamentos clínicos integrados. Portanto, com esta experiência e conhecimento adquiridos, que foram aprimorados e lapidados neste programa de mestrado, foram as bases intelectuais iniciais deste projeto.

Ao laboratório de prótese dentária Coral pela colaboração na etapa de cristalização dos espécimes cerâmicos para produção dos corpos de prova.

À empresa 3M do Brasil- Abzil pela doação parcial dos materiais utilizados nesta pesquisa.

À Capes – Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior como órgão financiador da necessária bolsa de estudos que foi essencial para conclusão do mestrado e do atual projeto.

À Biblioteca central da Universidade de Passo Fundo, na pessoa de todos os seus funcionários, em que a dedicação foi essencial nas várias horas de estudo e busca de literatura presenciais, e posteriormente pelo acesso remoto à base de dados “*Science direct*”.

Ao Dr. Gilberto Vilanova Queiroz, meu orientador do curso de especialização em ortodontia e ortopedia facial, cujos ensinamentos são a base da clínica diária (biomecânica, diagnóstico, crescimento e desenvolvimento craniofaciais) e busca constante de atualização.

“Sem sonhos, a vida não tem brilho. Sem metas, os sonhos não tem alicerces. Sem prioridades, os sonhos não se tornam reais”. Augusto Cury.

“O grande desafio em tempos globalizados, quando as informações dobram a cada dez anos, não é produzir homens lógicos abarrotados de informações, pois eles serão substituídos pelos computadores. O desafio é produzir engenheiros de idéias, homens criativos, intuitivos, que saibam pensar”. Augusto Cury.

No mundo judaico antigo, além do sétimo dia da semana, reservado para o descanso, a cada ciclo de sete anos era destinado por lei ao repouso compulsório, portanto, os judeus ficavam um ano inteiro sem trabalhar. Esse ano sabático servia para que a terra pudesse descansar depois de seis anos de colheita ininterrupta, assim, a terra não podia ser cultivada, as dívidas se extinguíam, os escravos conquistavam a liberdade. Não era permitido sequer colher os frutos das árvores. O objetivo é que, após um ano de descanso, tanto o solo esteja melhor para ser cultivado, quanto as pessoas estejam mais dispostas a fazê-lo. Terminado esse período, tinha início um novo ciclo de vida.

O costume de aplicar essa tradição religiosa para melhorar a produtividade das pessoas surgiu nas universidades americanas no século 19, onde a licença sabática era concedida com o propósito de garantir ao professor o afastamento de suas atividades pelo tempo necessário para uma reciclagem profissional. As empresas tiveram suas primeiras experiências com o sabático nos anos de 1950, quando algumas adotaram esse programa para motivar funcionários que se mostravam abatidos e sem perspectiva – dessa forma as companhias acabaram descobrindo que depois de liberarem seus profissionais para a realização de algum projeto pessoal eles voltavam bem mais motivados. A sociedade incorporou esse termo e hoje é até comum que profissionais tirem um ano (ou mais, ou menos) para executar projetos pessoais, se

distanciar da rotina e repensar vidas e carreiras. Por isso, um bom sabático não pode ser apenas para descansar – para isso existem as férias. Também não é o caso de programar uma jornada com a família ou amigos, porque se trata necessariamente de um empreendimento solitário e de desconexão com o passado.

Por consequência, este trabalho é o desfecho de um duplo ano sabático, contudo a carreira clínica de 22 anos, já produziu (de 1998 a 2000) o primeiro deles, em que ocorreu a mudança de paradigma do clínico geral para o especialista em ortodontia e ortopedia facial. Atualmente, está em curso outra mudança: a do docente/pesquisador.

“Estar no extremo não é justificativa”. O gaúcho tem algo muito parecido com o europeu: faz as coisas muito bem, sabe criar e produzir. Mas, no mundo, quem sabe vender e fazer escala são os Estados Unidos. É preciso aprender com eles. Gaúcho faz coisas ótimas, mas não sabe mostrar. O Rio Grande do Sul tem um tecido acadêmico precioso, universidades de ponta, mas precisa aproveitar este potencial. O estado tem se acomodado nesse sentido. Estar no extremo do país não é justificativa. As coisas não nascem no centro, elas se tornam o centro. Jesus nasceu em Belém e os Beatles se formaram em Liverpool. O medo de ficar para trás é o que nos move para frente. Nada é mais mortal do que a falta de energia, de entusiasmo. Ninguém lembraria de Alexandre, o Grande se ele fosse Alexandre, o Médico. Tem de pensar grande para se tornar grande. Nizan Guanaes, publicitário, sócio fundador do grupo ABC, e proprietário da agência de publicidade África com sede em São Paulo, apontada como a melhor do mundo em 2014. Jornal “Zero Hora”, 2 de Novembro de 2014.

SUMÁRIO

BIOGRAFIA DO AUTOR	5
AGRADECIMENTOS.....	6
SUMÁRIO.....	12
LISTA DE TABELAS.....	14
LISTA DE FIGURAS	16
LISTA DE ABREVIATURAS	22
1-INTRODUÇÃO	27
2-REVISÃO DE LITERATURA	35
2.1. União ortodôntica: um breve histórico	35
2.2. Mecanismos de adesão	37
2.2.1. Adesão a substratos relevantes à clínica odontológica.....	39
2.2.1.1. Adesão ao esmalte dentário.....	39
2.2.1.2. Adesão à dentina.....	42
2.2.1.3. Self etching primers (SEPS).....	44
2.2.1.4. Adesão à materiais restauradores.....	45
2.2.1.4.1. Adesão ao amálgama.....	47
2.2.1.4.2. Adesão ao ouro.....	49
2.2.1.4.3. Adesão às resinas composta e acrílica.....	50
2.2.1.4.4. Adesão a restaurações cerâmicas.....	53
2.3. Bráquetes cerâmicos e metálicos.....	61
2.3.1 Propriedades relevantes das cerâmicas para a ortodontia	67

2.3.2 Tipos de bráquetes e a relação com colagem e descolagem ortodônticas	70
2.4. Testes de resistência de união em ortodontia	80
3-PROPOSIÇÃO	85
4-MATERIAIS E MÉTODOS	87
5- RESULTADOS	107
6-	
DISCUSSÃO	113
7- CONCLUSÃO	121
REFERÊNCIAS	123
ARTIGO PUBLICADO	138
ARTIGO A SER SUBMETIDO	167

LISTA DE TABELAS

<i>Tabela 1. Comparativo entre os bráquetes cerâmicos e metálicos...</i>	<i>63</i>
<i>Tabela 2. Parâmetros de queima para cristalização/glazeamento de blocos IPS e-max CAD LI/HT</i>	<i>90</i>
<i>Tabela 3. Tamanho da amostra (n), valores mínimos, máximos e mediana de resistência de união (σ) com agrupamento estatístico (*) e coeficiente de variação (CV), além do percentual do modo de falha (tipo de fratura) dos grupos experimentais desse estudo.....</i>	<i>107</i>

LISTA DE FIGURAS

- Figura 1.** A- soldagem de acessórios à bandas ortodônticas. B- aparelho ortodôntico multibráquetes. C- separação dentária previamente à bandagem ortodôntica. D- dente 47 parcialmente erupcionado, somente apto a receber acessórios através da colagem direta sem cimentação de bandas. Fonte: consultório particular, com autorização do paciente.....28
- Figura 2.** A- paciente adulto com faceta de cerâmica no elemento 21 previamente ao tratamento ortodôntico. B- Colagem de braquete cerâmico usando condicionamento do esmalte (ácido fosfórico) e cerâmica (ácido fluorídrico) para viabilizar união ortodôntica eficaz. C- Interface braquete-adesivo estável transfere a força adequada para a movimentação dentária ortodonticamente induzida Fonte: consultório particular, com autorização do paciente..... 31
- Figura 3.** Descolagem acidental de braquete cerâmico.....32
- Figura 4.** Vistas frontal (A) e lateral (B) de braquetes cerâmicos policristalinos (Transcend 3M slot 0.018) aderidos ao esmalte dental. Fonte: Della Bona e Di Guida, 2014.....41
- Figura 5.** A- restauração da lesão cervical com sistema adesivo e resina composta de micropartículas; e B- colagem dos braquetes ortodônticos Fonte: Della Bona e Di Guida, 2014 42
- Figura 6.** Paciente com colagem de braquetes ortodônticos a diversos substratos, tais como: (A) esmalte e porcelana (dentes 11 e 12); (B) acrílico-em posição invertida pelo espelho de fotografia-(dentes 14, 21, 22 e 23). Note a preparação para implante (C) nos elementos 46 e 36, e (D) asperização da restauração de amálgama no dente 47 previamente à colagem de tubo nesse dente. Fonte: Della Bona e Di Guida, 201447
- Figura 7.** Paciente submetida à expansão rápida de maxila com assistência cirúrgica: (A) Disjuntor tipo McNamara com um pônico provisório de resina acrílica unido ao arco ortodôntico que

permanecerá no local durante o período de contenção pós-ativação, para promover estética entre os incisivos centrais superiores, enquanto se aguarda a movimentação ortodôntica e tracionamento das fibras periodontais transeptais. É necessário um pequeno espaço entre, pelo menos, uma das superfícies interproximais para permitir a mesialização dos incisivos. A resistência de união do bráquete policristalino (Invy TP Orthodontics) ao provisório de acrílico depende fundamentalmente da técnica adesiva selecionada. B- Vista oclusal evidenciando o dente provisório à base de resina de rede interpenetrante de polímero acrílico e os dentes 11, 21 e 22 com coroas cerâmicas unidas a bráquetes cerâmicos policristalinos. C- Diastema anterior fechado, com retração anterior esquerda sendo realizada, para correção da linha média, e remoção do provisório após o fechamento do espaço. Fonte Delta Bona e Di Guida, 2014.....52

Figura 8. Superfície cerâmica ácido sensível (vitro-cerâmica), seletivamente atacada pelo ácido fluorídrico (matriz vítrea), deixando exposto os cristais de dissilicato de lítio (E-max Cad – Ivoclar-Liecheinstein), aumentando a área de superfície.....56

Figura 9. União ortodôntica a faceta estética em cerâmica. A- Profilaxia; B- condicionamento com HF; e C- posicionamento do bráquete cerâmico. Fonte: consultório particular com autorização do paciente.....60

Figura 10. (A) Bráquete cerâmico policristalino (Transcend 2000, 3M, Monrovia, CA) Imagem aproximada por estereomicroscópio (20x). (B) base com retenção mecânica. (c) Vidro é adicionado para formação de retenção mecânica à base de colagem.....71

Figura 11. (A)- Bráquete monocristalino (Inspire Ice-Ormco) em imagem de estereomicroscópio (magnificação de 20x), com face paint, tinta solúvel em água, com diferentes cores para cada dente, que auxilia a visualização durante a colagem. (B) e (C)- base recoberta por camada de vidro onde pequenas esferas de zircônia de diâmetro médio de 40 µm, são uniformemente distribuídas e fundidas com finalidade de retenção mecânica.....73

Figura 12. (A)- Visão anterior do bráquete metálico (Abzil, 3M do Brasil, São José do Rio Preto, Sp, Brasil) com imagem aproximada por estereomicroscópio (20x). (B)(C)- Base de colagem com malha metálica para favorecer a retenção mecânica.....12

Figura 13. Reação alérgica ao níquel. O diagnóstico diferencial é com a gengivite por acúmulo de biofilme dental. Edema e eritema gengival, não associados à placa bacteriana.....75

Figura 14. (A) Caso finalizado, requerendo remoção dos bráquetes cerâmicos. (B) e (C) mostram retenção da resina/fragmentos de cerâmica dos bráquetes sobre o esmalte, sem danos iatrogênicos, e previamente à remoção residual com brocas específicas. (Com autorização do paciente).....76

Figura 15. Remoção do bráquete com alicate que concentra tensão na interface resina/base do bráquete.....77

Figura 16. Exemplificando a usinagem de uma restauração. A- Caixa da cerâmica IPS e-max CAD com 5 blocos pré-sinterizados. B- Bloco usinável em sistema de fresagem. C- Sistema CAD-CAM (Cerec, Sirona) que pode ser utilizado para usinar os blocos. D- Aspecto do bloco após a usinagem. E- Restauração separada do bloco. F- Faceta após cristalização adaptada ao modelo mestre.....88

Figura 17. A e B- Primeiro corte longitudinal em cada bloco cerâmico. C- Sete recortes transversais por bloco, obtendo-se 14 Cp por bloco cerâmico.....91

Figura 18. A- Cp cerâmicos após o corte. B- Cp cristalizados e glazeados.....92

Figura 19. Sequência de inclusão dos Cp cerâmicos em resina acrílica, deixando exposta apenas a superfície a receber um dos quatro tratamentos adesivos experimentais, prévios à união ortodôntica direta dos bráquetes.....92

Figura 20. A- Máquina politriz para polimento dos Cp. Aspecto do Cp antes (B) e após (C) o polimento de superfície.....93

Figura 21. Representação do esquema fatorial do estudo que produziu 12 grupos experimentais (n=20).....94

Figura 22. A- Vista anterior (120x) de bráquete metálico (Abzil, 3M do Brasil, São José do Rio Preto, SP). B- Base de colagem com malha metálica para favorecer a retenção mecânica (120x). C- Imagem aproximada da trama na base (microscopia eletrônica de varredura, 700x).....95

Figura 23. A- Vista anterior (116x) de bráquete policristalino (Transcend 2000, 3M, Monrovia, CA, USA). B- Vidro é adicionado à base de colagem do bráquete (120x). C- Imagem aproximada da base (microscopia eletrônica de varredura, 1200x).....96

Figura 24. A- Vista anterior de bráquete (114x) monocristalino (Inspire Ice- Ormco). B- Microesferas de zircônia adicionadas à base de colagem do bráquete (114x). C- Imagem aproximada da base (microscopia eletrônica de varredura, 1200x).....97

Figura 25. A- Projeto do dispositivo perfurador com dimensões de 3,45 mm x 2,94 mm na ponta ativa. B- Dispositivo com haste. C- Perspectiva da extremidade ativa. D- Protetor posicionado sobre o Cp, sendo aplicado o silano para o tratamento adesivo, após recorte do adesivo com o instrumento. E- Adesivo protegendo o substrato e delimitando a área de adesão, durante o condicionamento com HF.....99

Figura 26. A- Máquina para banhoônico dos braquetes (B) e Cp cerâmicos (C). D- A fita adesiva perfurada que delimitou a área de adesão (10,14 mm²) foi posicionada nos Cp cerâmicos, previamente à submissão ao tratamento adesivo.....101

Figura 27. A- aplicação do tratamento de superfície (nessa imagem do agente silano). B- aplicação de resina Heliolit à base do bráquete. C- Fotopolimerização por 2 s. D- Remoção dos excessos com sonda exploradora. E- Após a fotopolimerização final de 20 s em cada lado do braquete, foi realizada a remoção da fita adesiva e os espécimes foram armazenados por 48 h em água destilada, antes da realização do ensaio mecânico.....102

Figura 28. Teste de resistência de união por cisalhamento. Os espécimes foram colocados no dispositivo Bencor que foi montado à máquina de ensaios universal. A carga foi aplicada no sentido incisivo-cervical da base do bráquete.....103

Figura 29. Imagens obtidas por MEV exemplificando modo de falha do tipo 2 (C_a), combinada nas duas interfaces (adesivo-bráquete e cerâmica-adesivo). Essa figura mostra imagens do CP 18 do grupo 1 (BM-HF) com $\sigma = 5,19$ MPa. A- Parte da base do BM está exposta, mostrando a retenção mecânica ainda contendo o sistema adesivo, e outra parte da base do BM está coberta pelo cimento resinoso (x100). B- Superfície cerâmica mostrando parte de cimento resinoso que ficou aderida a esse substrato que foi atacado com HF (x140).109

Figura 30 Imagens obtidas por MEV exemplificando modo de falha do tipo 2 (C_a) ocorrida no CP5 ($\sigma = 5,92$ MPa) do grupo BCP-HF. A- Parte da base do BCP está exposta evidenciando a retenção mecânica e outra parte da base do BCP está coberta pelo cimento resinoso (x100). B- Superfície cerâmica mostrando parte de cimento resinoso que ficou aderida a esse substrato que foi atacado com HF (x100).110

Figura 31. Imagens de MEV exemplificando modo de falha do tipo 4 (C_b), ou seja, fratura do bráquete durante o teste deixando uma porção do bráquete ainda unido à cerâmica, o que é evidenciado na imagem D pela inclusão de esferas provenientes da base do BCm no cimento resinoso que encontra-se aderido sobre o substrato cerâmico tratado com HF e S. Essas imagens são do CP 13 do grupo 11 (BCm-HFS) com $\sigma = 15,98$ MPa. A- Base do BCm mostrando áreas com esferas de retenção e áreas sem essa retenção mecânica, além de uma área coberta pelo cimento resinoso (x120). B- Superfície cerâmica mostrando áreas contendo cimento resinoso marcado pelas concavidades esféricas resultantes da retenção da base do BCm (x140). C- Imagem aproximada de A, evidenciando as esferas de retenção da base do BCm e parte de sistema adesivo (x400). D- Imagem aproximada de B, evidenciando esferas de retenção provenientes da base do BCm que estão incluídas no cimento resinoso (x700).....111

LISTA DE ABREVIATURAS

- A- Área de adesão (da base do bráquete)
- Anova- Análise de variância
- BCm- Bráquete cerâmico monocristalino
- BCp- Bráquete cerâmico policristalino
- BM- Bráquete metálico
- CAD-CAM- *Computer-aided design- computer-aided machining*
- CDB- Carga de descolamento do bráquete (em N)
- Cp- Corpo de prova
- HF- Ácido hidrófluorídrico
- MDP- 10-Metacriloiloxidecil dihidrogênio fosfato
- MEV- Microscopia eletrônica de varredura
- MF- Modo de falha
- MPa- Megapascal
- N- Newton
- RUO- Resina de união ortodôntica
- S- Silano
- SEP- *Self etching primer*
- TC- Teste de cisalhamento
- TO- Tratamento ortodôntico
- σ - Resistência de união (em MPa)

RESUMO

A grande demanda por tratamento ortodôntico em adultos, requer a adesão de bráquetes ao esmalte e demais substratos. Este estudo avaliou a resistência de união (σ) à cerâmicas dentais, para menor dano no desfecho do tratamento. Duzentos e quarenta corpos de prova de cerâmica (IPS e-max CAD) foram, distribuídos em doze grupos (n=20) experimentais. Dois bráquetes cerâmicos (alumina policristalina e monocristalina) e um metálico foram utilizados para a união ortodôntica, após um dos tratamentos da superfície cerâmica que seguem: (1) Ácido fluorídrico (HF) - 60 s; (2) aplicação de agente silano/3 min, (3) HF seguido do Si; (4) Aplicação do MDP. Após o teste de cisalhamento, foi realizada a análise fractográfica usando microscopias ótica (MO) e eletrônica de varredura (MEV). O braquete cerâmico monocristalino (BCm) colado com cimento resinoso à cerâmica tratada com (HF) seguido de (S) ou apenas com HF, apresentaram os maiores valores de σ . Em contraste, o braquete cerâmico policristalino (BCp) colado a cerâmica tratada com sistema adesivo contendo monômero MDP apresentou o menor valor de σ que não foi diferente, estatisticamente, dos outros grupos tratados com MDP, e não produziram σ suficiente para colagem dos braquetes à cerâmica. O tratamento adesivo para a união em superfícies cerâmicas requer adequado tratamento, com a produção de retenção micromecânica com HF, previamente à união ortodôntica. Quando houver a necessidade de σ mais elevada em áreas de elevado esforço mastigatório, deve-se associar o HF ao organossilano.

Palavras-chave: cerâmica; resistência de materiais; bráquetes ortodônticos

ABSTRACT¹

The great demand for orthodontic treatment in adults, requires adhesion of brackets to enamel and other substrates. This study evaluated the bond strength (σ) to dental ceramics, for minor damage on treatment outcomes. Two hundred and forty ceramic specimens (IPS e-max CAD) were divided into twelve experimental groups ($n = 20$). Two ceramic brackets (monocrystalline and polycrystalline alumina) and a metal bracket were used for orthodontic bonding, after one of the following ceramic surface treatment:(1) 60 s-hydrofluoric acid (HF); (2) silane (S) agent application / 3 min, (3) HF followed by S; (4) MDP application. After the shear test, fractographic analysis was performed using optical microscopy (OM) and scanning electron microscopy (SEM). The monocrystalline ceramic bracket (BCm) bonded with resin cement to dental ceramics treated with (HF) followed by (s), or HF only showed the highest σ values). In contrast, the polycrystalline ceramic bracket (BCp) bonded to dental ceramic treated with adhesive system containing MDP monomer had the lowest value of σ , that was not different statistically from the other groups treated with MDP, and they did not produce enough σ to bond brackets to dental ceramics. The adhesive treatment for bonding brackets in ceramic surfaces requires proper treatment, with micromechanical retention from HF prior to orthodontic bonding. When there is a need for higher σ in areas of higher masticatory stress, the HF should be associated with the organosilane.

Key words: ceramics; material strength; orthodontic brackets

¹Title (Bond strength of orthodontic brackets bonded to dental ceramics)

1-INTRODUÇÃO

A introdução de materiais restauradores à base de resina acrílica autopolimerizável, ao final dos anos de 1940, e a utilização de resinas compostas autopolimerizáveis, ao final dos anos 1960, abriram caminho para o uso de materiais restauradores à base de polímeros, modificando a maneira como a odontologia é realizada e percebida (RUEGGEBERG, 2011).

Não obstante, a introdução da técnica do condicionamento ácido do esmalte (BUONOCORE, 1955) e a utilização do BIS-GMA como um agente que viabilizou a união ortodôntica (NEWMAN, 1965), associados a um bráquete metálico com base retentiva de colagem (MITCHEL, 1967), são fatores que, em ação sinérgica, substituíram seletivamente a soldagem em bandas ortodônticas (figura 1A), viabilizando a montagem mais prática e rápida do aparelho ortodôntico multibráquetes (figura 1B). Além disso, permitiram uma melhor higiene oral, reduzindo a inflamação e hiperplasia dos tecidos gengivais,

eliminando a necessidade da separação dental (figura 1C), portanto, tornando mais fácil a colagem dos bráquetes a dentes parcialmente erupcionados (figura 1D), reduzindo a quantidade de cáries dentais e melhorando a estética (NEWMAN, 1965; REYNOLDS, 1975; BISHARA, 2001).

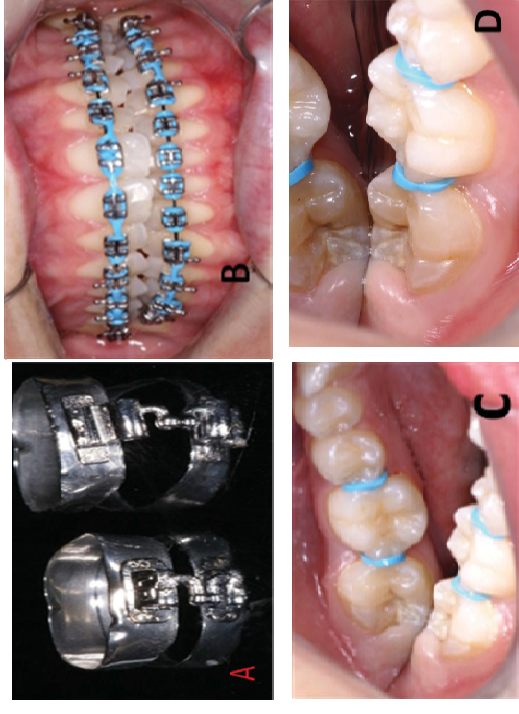


Figura 1. A- soldagem de acessórios à bandas ortodônticas. B- aparelho ortodôntico multibráquetes. C- separação dentária previamente à bandagem ortodôntica. D- dente 47 parcialmente erupcionado, somente apto a receber acessórios através da colagem direta sem cimentação de bandas. Fonte: consultório particular, com autorização do paciente.

Por outro lado, como muitos outros avanços na odontologia, a tecnologia de utilização de luz para ativação e polimerização de materiais a base de resina tiveram origem em outras áreas do conhecimento e foram adaptadas para nossa profissão. Este

desenvolvimento foi visto como um salto que revolucionou a assistência odontológica, pois permitiu a “polimerização por demanda”, ou seja, com maior tempo de trabalho – o que permite a colocação mais precisa dos bráquetes e tempo mínimo de posicionamento, a qual era intangível com a utilização dos materiais autopolimerizáveis (PETERSON *et al.*, 2006; RUEGGEBERG, 2011). Biomecanicamente, a presença de uma interface bráquete-adesivo estável é importante para transferir a força adequada aos dentes, promovendo a movimentação necessária (BURSTONE, 1994). Portanto, a união de bráquetes ortodônticos têm sido muito investigada desde a introdução da colagem direta com sistemas adesivos (ZACHRISSON, 1994; ÖZTURK *et al.*, 2008; PROFFIT, 2008; FINNEMA *et al.*, 2010; DELLA BONA e DI GUIDA, 2014) uma vez que essa técnica provoca alterações na superfície do substrato dental (FLORES *et al.*, 1990; URABE *et al.*, 1999; ELIADES e BRANTLEY, 2000; OGAARD *et al.*, 2004; KLOCKE e KAHLNIECKE, 2005; AJLOUNIA *et al.*, 2005; ALHAJJA e AL-WAHADNI, 2007; FINNEMA *et al.*, 2010).

A transição da adolescência para a fase adulta tem sido objeto de estudo relevante por parte da comunidade científica (MOTA e ROCHA, 2012). Além disso, existe um número significativo e crescente de pacientes adultos procurando tratamento ortodôntico, o que pode ser explicado pela melhora da situação sócio-econômica da população, pela disponibilidade de ortodontistas com *expertise* em tratamentos interdisciplinares, e pela conscientização da população a respeito dos benefícios em manter os dentes naturais, aumentando a qualidade de vida (MELSEN, 2006). Além da colagem de bráquetes ao esmalte hígido

ou atípico (hipocalcificado, fluorótico, ou aprismático), a ortodontia em adultos apresenta, frequentemente, a necessidade de colar bráquetes ortodônticos a outros substratos, tais como: cerâmicas, ligas metálicas, amálgama, ouro, dentina, resinas compostas e acrílicas (MCCABE, 1998; URABE *et al.*, 1999; GANGE, 2001; KOCADERELI *et al.*, 2001; KLOCKE *et al.*, 2003; AJLOUNIA *et al.*, 2005; KLOCKE E NIEKE, 2005; FINNEMA *et al.*, 2010).

As restaurações cerâmicas (coroas, pontes e facetas laminadas) são amplamente utilizadas para restaurar ou repor funcional e esteticamente dentes danificados ou comprometidos. Pacientes com tratamentos restauradores estéticos (*figura 2A*) também demandam aparelhos ortodônticos esteticamente mais agradáveis, colocando os bráquetes cerâmicos (*figuras 2B e 2C*) em evidência (FLORES e CARUSO, 1990; URABE *et al.*, 1999; KOCADERELI *et al.*, 2001; OGAARD *et al.*, 2004; AJLOUNIA *et al.*, 2005; ALHAJJA e AL-WAHADNI, 2007). Além disso, deve-se considerar a dificuldade na adesão de bráquetes à cerâmica, em que a superfície glazeada, não condicionada, dificulta a penetração da resina para a união ortodôntica (DELLA BONA, 2009a).

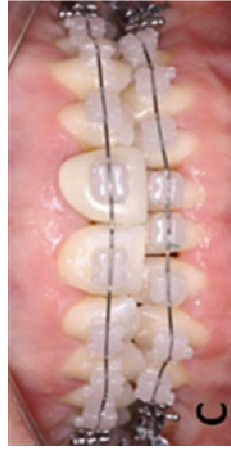
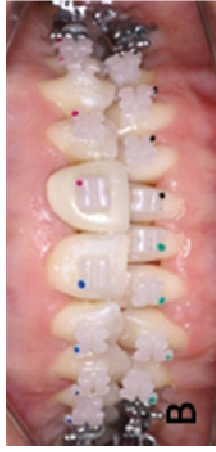


Figura 2. A- paciente adulto com faceta de cerâmica no elemento 21 previamente ao tratamento ortodôntico. B- Colagem de braquete cerâmico usando condicionamento do esmalte (ácido fosfórico) e cerâmica (ácido fluorídrico) para viabilizar união ortodôntica eficaz. C- Interface braquete-adesivo estável transfere a força adequada para a movimentação dentária ortodonticamente induzida. Fonte: consultório particular, com autorização do paciente.

A resistência de união dos braquetes à cerâmica e o modo de falha dependem de vários fatores, tais como: tipo de cerâmica e tratamento de superfície, material do braquete e seu *design* de base e modo de retenção (química e/ou mecânica) e finalmente a composição e

propriedades físicas dos adesivos de união ortodôntica (DELLA BONA e DI GUIDA, 2014). Portanto, para um tratamento bem sucedido, com uma ótima resistência de união para minimizar as falhas/descolagem dos acessórios ortodônticos durante o tratamento e, ao final, quando o braquete for descolado, a cerâmica deve manter-se sem trincas ou fraturas. Deste modo, a escolha e combinação do arsenal de materiais e produtos para a colagem ortodôntica pode ser fator decisivo (DELLA BONA e DI GUIDA, 2014).

Não obstante, a descolagem acidental do braquete (*figura 3*) é um aspecto inerente e frustrante da prática ortodôntica, resultando em um período maior de tratamento e de custos adicionais de materiais e de serviço (KLOCKE e KAHL-NIEKE, 2005). Portanto, valores de resistência de união considerados adequados para a ortodontia ficam entre 2,8 MPa e 10 MPa (REYNOLDS, 1975; BORDEAUX *et al.*, 1994; MCCABE, 1998; PICKETT *et al.*, 2001; OGAARD *et al.*, 2004; FINNEMA *et al.*, 2010).



Figura 3. Descolagem acidental de braquete cerâmico.

No entanto, uma resistência de união entre resina de colagem ortodôntica e restauração cerâmica pode ser inadequada acima de 13 MPa, pois há uma grande probabilidade de falha coesiva da porcelana quando da descolagem compulsória do bráquete ao final do tratamento ortodôntico (YADAV *et al.*, 2010). Foi relatado que a utilização de ácido fluorídrico e agente de união silano produzem uma resistência de união média de 20 MPa e, conseqüentemente, predominância de fratura coesiva da porcelana à descolagem de bráquete (YADAV *et al.*, 2010). Esse tipo de fratura depende, fundamentalmente, da resistência de união entre a restauração cerâmica e a resina de colagem do bráquete, e da resistência à fratura da própria porcelana (KAO e JOHNSTON, 1991; KOKICH, 1992; YADAV *et al.*, 2010), o que fundamenta o problema de pesquisa desse estudo.

2-REVISÃO DE LITERATURA

2.1. União ortodôntica: um breve histórico

O tratamento ortodôntico com aparelhos fixos requer o manejo tridimensional dos elementos dentários para permitir que um sistema de forças seja a eles aplicado. O desenvolvimento da união direta de acessórios ortodônticos ao esmalte dental, provavelmente, é o mais significativo avanço da ortodontia desde os anos de 1950. Não obstante, substituiu, em grande parte, o longo e árduo procedimento de bandagem de todos os dentes a serem movimentados durante o tratamento ortodôntico (ROSSOW, 2010; SADOWSKY e JUSTUS, 2010).

Os ortodontistas pioneiros, no início dos anos 1900, usavam bandas ajustáveis de ouro ajustadas aos dentes com parafusos, possibilitando a colocação de acessórios fixos diretamente aos dentes. Esta atividade evoluiu, no final dos anos de 1920, com a introdução do aço inoxidável, que segue sendo usado até os dias atuais (ZACHRISSON, 1994; GANGE, 2001; PROFFIT, 2008, ROSSOW, 2010).

A união adesiva de acessórios ortodônticos aos diversos substratos dentais, dispensando assim a bandagem, foi um

desenvolvimento contínuo e de longa duração, mas se tornou procedimento clínico de rotina, na década de 1980. Além disso, criou diversas possibilidades para melhoramentos da performance clínica, quais sejam: o melhor aproveitamento do tempo clínico para a colocação/instalação dos acessórios aos dentes; o incremento do número de pacientes sob o cuidado de um ortodontista; a diminuição da desmineralização do esmalte provocado por dificuldades de higiene sob bandas cimentadas e, uma significativa diminuição do número de extrações necessárias para o tratamento ortodôntico, em razão da diminuição do perímetro de arco requerido na união *versus* bandagem de todos os dentes. Estima-se que a bandagem completa do arco necessita de 3-4 mm de perímetro, o que se torna clinicamente relevante, especialmente na mandíbula, pois fomenta uma expansão e estabilidade ortodôntica instável a longo prazo (ROSSOW, 2010; SADOWSKY e JUSTUS, 2010).

A biomecânica em ortodontia melhorou com desenvolvimento da técnica de condicionamento ácido, flexibilizando o posicionamento do bráquete com colagem em qualquer posição pré-determinada, para auxiliar na movimentação planejada, como por exemplo em uma posição mais incisal para movimentos intrusivos (ROSSOUW, 2010).

Portanto, fatores como a superfície do substrato, o tratamento adesivo adequado, o design da base do acessório e o material apropriado de colagem são essenciais para a união ortodôntica bem sucedida (GANGE, 2001; PROFFIT, 2008).

Apesar dos cimentos a base de fosfato de zinco serem utilizados por mais de 100 anos, a resina composta por mais de 50 anos e o cimento de ionômero de vidro há, aproximadamente, 40 anos (MATASA, 2004),

novos produtos para cimentação ortodôntica surgem, com frequência, no mercado com o objetivo de reduzir a infiltração na interface banda/substrato e, conseqüentemente, o risco de cáries e injúria periodontal (ZACHRISSON, 1994; GANGE, 2001; PROFFIT, 2008).

Por conseguinte, os materiais de união ortodôntica deveriam apresentar as seguintes características: ser de uso clínico simplificado e com alta resistência coesiva, possuir estabilidade dimensional, e apresentar fluidez para penetrar na superfície do esmalte e demais substratos (com apropriado tratamento de superfície) para a união adesiva. Nesse contexto, a resina a base de *bis-GMA* tem sido a preferida, pois é também disponibilizada em várias cores, facilita a limpeza dos excessos e está disponível em ambas apresentações: auto e fotopolimerizável (ZACHRISSON, 1994; GANGE, 2001; PROFFIT, 2008).

Finalmente, é imperativo ao profissional o conhecimento dos mecanismos envolvidos na adesão (tratamentos adesivos) dos vários bráquetes comercialmente disponíveis e aos diferentes substratos odontológicos encontrados clinicamente, ampliando e flexibilizando a área de colagem, para assegurar que os bráquetes possam ser corretamente posicionados para o sucesso do tratamento (DELLA BONA e DI GUIDA, 2014).

2.2. Mecanismos de adesão

Na odontologia restauradora, a adesão entre substratos tem, geralmente, um objetivo de união permanente. Na ortodontia, os

acessórios são colados por um período limitado. Portanto, a demanda por resistência de união suficiente, facilidade na descolagem e risco limitado de dano permanente à superfície dos substratos são críticos na ortodontia (OGAARD e FJELD, 2010; DELLA BONA e DI GUIDA, 2014).

A colagem direta na prática clínica ortodôntica deve-se ao trabalho pioneiro de Buonocore (1955) na técnica do condicionamento ácido, bem como na introdução de uma resina composta quimicamente ativada na odontologia por Bowen (1962) e modificada por razões ortodônticas por Bowen e Retief na década de 1960. Em 1965, Bowen descreveu um co-monomero ativo, o *-N-fenil-glicina glicidil metacrilato* (NPG-GMA) com alegada união química ao esmalte dental, o que proporcionou a introdução de bráquetes unidos por resina na ortodontia, anos mais tarde (WILTSHIRE e NOBLE, 2010). Após o NPG-GMA, muitos compostos resinosos foram introduzidos no mercado, como aqueles a base de ésteres halofosforados como o *bisfenol glicidil metacrilato* (BIS-GMA) e o *hidroxietil metacrilato* (HEMA) que possuem adesividade à estrutura dental. Além disso, a maioria das pesquisas em adesão são realizadas na área da odontologia restauradora, contudo, a ortodontia com frequência tem se tornado beneficiária destes trabalhos, particularmente com a busca de melhoramentos de união à dentina em ambiente úmido. Inicialmente, procedimentos de múltiplos passos como os novos promotores de adesão estabeleceram novas visões na adesão à dentina, apesar de serem sensíveis à técnica e demandarem maior tempo clínico. A despeito da mudança de técnicas específicas e materiais, o mecanismo adesivo envolve três fatores fundamentais: condicionador, primer e adesivo. Dependendo do produto comercial, a técnica adesiva pode apresentá-los de forma distinta ou combinados, proporcionando

procedimentos de 1, 2 ou 3 passos clínicos (BISHARA e OSTBY, 2010; WILTSHIRE e NOBLE, 2010; DELLA BONA e DI GUIDA, 2014).

Não obstante, a co-aplicação destes novos produtos, com propriedades adesivas melhoradas e procedimentos técnicos modificados para a união ortodôntica, foi um progresso para situações especiais de colagem, tais como: união à esmalte comprometido (fluorose, hipomineralizado) e em ambiente oral úmido (BISHARA e OSTBY, 2010; DELLA BONA e DI GUIDA, 2014).

2.2.1 Adesão a substratos relevantes à clínica odontológica

2.2.1.1 Adesão ao esmalte dentário

O desenvolvimento da técnica do condicionamento ácido por Buonocore (1955) e a união de bráquetes ortodônticos por Newman (1965), revolucionaram a prática da ortodontia. A colagem ortodôntica ao esmalte (*figura 4*) resultou em melhoramentos, como: maior conforto para o paciente, eliminação da necessidade da separação dentária, diminuição da irritação gengival, estética e higienização melhoradas e, redução no tempo de cadeira (ZACHRISSON, 1994; ÖZTURK *et al.*, 2008; PROFFIT, 2008; FINNEMA *et al.*, 2010).

Os três fatores que mais afetam a resistência da união entre o bráquete e o esmalte são: o mecanismo de retenção da base do bráquete, o material adesivo e a preparação da superfície do dente, bem como a qualidade do esmalte (URABE *et al.*, 1999; FINNEMA *et al.*, 2010).

Originalmente, a superfície do esmalte é lisa e possui pouco potencial para a união mecânica, porém com o condicionamento usando ácido fosfórico, ela é modificada, estando adequada para a união micromecânica com a resina de colagem ortodôntica (ZACHRISSON, 1994; McCABE, 1998; PROFFIT, 2008).

Deste modo, a colagem direta de bráquetes ortodônticos ao esmalte dental (*figura 4*) tem sido amplamente aceita em razão de sua facilidade, eficácia e estética melhorada, tendo substituído eficazmente a bandagem ortodôntica, em situações indicadas (KOCADERELI *et al.*, 2001; PROFFIT, 2008; FINNEMA *et al.*, 2010).

Sistemas adesivos resinosos com e sem carga tem sido utilizados para a colagem ortodôntica, sendo aplicados tanto à superfície condicionada do esmalte quanto à base do bráquete (MCCABE 1998; KLOCKE *et al.*, 2003, KLOCKE e NIEKE, 2005; FINNEMA *et al.*, 2010). Porém, no caso de alta resistência de união, pode ocorrer fratura do esmalte durante a descolagem e/ou remoção da resina residual (PICKETT *et al.*, 2001; FINNEMA *et al.*, 2010).

A adesão dos bráquetes ortodônticos deve ser alta o suficiente para resistir à descolagem espontânea, suportar os esforços mastigatórios e cargas parafuncionais, além dos estresses exercidos pelo arco ortodôntico no controle tridimensional do dente, porém deve ser suficientemente baixa para evitar força excessiva quando da descolagem do bráquete e consequente dano ao esmalte e demais substratos odontológicos (PICKETT *et al.*, 2001; ÖZCAN *et al.*, 2008; FINNEMA *et al.*, 2010; DELLA BONA e DI GUIDA, 2014).

A resistência de união entre o esmalte e a resina é de 16 a 20 MPa, sendo que o esmalte pode resistir a estresses elevados antes de

fraturar, dependendo do sentido da carga. Estresses aplicados no sentido do longo eixo dos prismas de esmalte devem exceder 25-30 MPa para induzir fraturas, enquanto que isso pode ocorrer com estresses de, aproximadamente, 13 MPa se a carga aplicada (cisalhamento ou torção) for no sentido perpendicular ou oblíquo dos prismas de esmalte (OGAARD *et al.*, 2004; FINNEMA *et al.*, 2010).

Valores de resistência de união entre 2,8 MPa e 10 MPa são considerados adequados para a ortodontia (REYNOLDS, 1975; BORDEAUX *et al.*, 1994; McCABE, 1998; PICKETT *et al.*, 2001; OGAARD *et al.*, 2004; FINNEMA *et al.*, 2010). Valores maiores (20-25 MPa) são desejáveis na dentística restauradora para compensar estresses de contração dos compósitos resinosos (McCABE *et al.*, 1998; PICKETT *et al.*, 2001; OGAARD *et al.*, 2004; FINNEMA *et al.*, 2010).

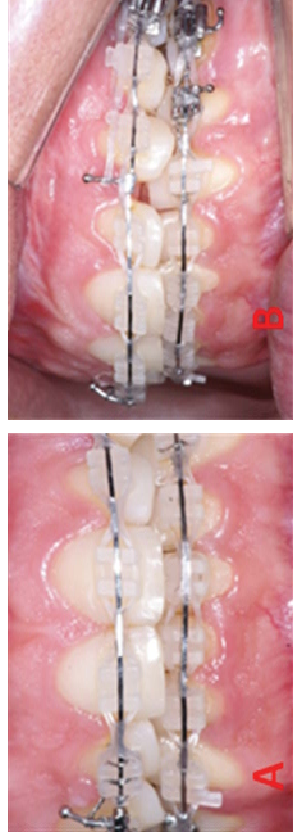


Figura 4. Vistas frontal (A) e lateral (B) de bráquetes cerâmicos policristalinos (Transcend 3M slot 0.018) aderidos ao esmalte dental.
Fonte: Della Bona e Di Guida, 2014.

2.2.1.2 Adesão à dentina

No tratamento ortodôntico de pacientes adultos, a dentina faz parte dos substratos clinicamente associados à união ortodôntica, em situações de abração, erosões e abrasões (figura 5). Essa união depende de sistemas adesivos dentinários, que apresentam as mais variadas formas de apresentação.

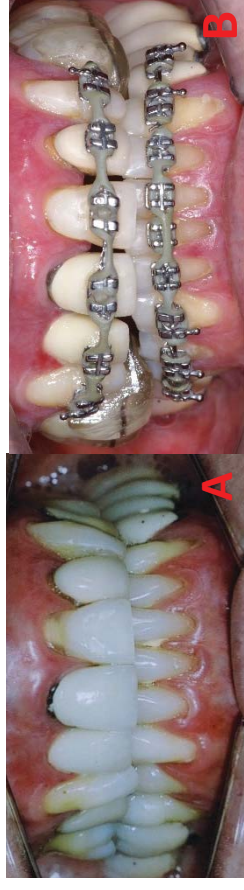


Figura 5. A- restauração da lesão cervical com sistema adesivo e resina composta de micropartículas; e B- colagem dos bráquetes ortodônticos
Fonte: Della Bona e Di Guida, 2014.

Os sistemas adesivos multicomponentes (de três passos: ácido, primer, adesivo) ainda são considerados o “padrão ouro” da adesão a dentina (CONCEIÇÃO, 2007; RODRIGUES JR *et al.*, 2009; BARATIERI, 2010). Nos sistemas adesivos autocondicionantes de dois passos (primer ácido e agente adesivo), o primer modifica os substratos

dentais, não removendo a lama dentinária, mas modificando-a para tornar-se uma camada híbrida com a aplicação do adesivo. Nos sistemas adesivos autocondicionantes de passo único, todos os componentes (ácido, *primer*, adesivo) são aplicados em conjunto, podendo ser comercializados em frasco único ou em dois frascos (para serem ativados), sendo a lama dentinária também incorporada à camada híbrida (CONCEIÇÃO, 2007; BARATIERI, 2010; SAKAGUCHI e POWERS, 2012). Em qualquer situação, quando o ácido fosfórico (30-40%) for utilizado para condicionar a dentina, na maioria dos casos, ele tem a função de remover a lama dentinária, acompanhada da dissolução mineral superficial e exposição das fibras colágenas, aumentando assim a embocadura dos túbulos, permitindo o afloramento do fluido dentinário. Portanto, se a dentina for seca com jatos de ar, a rede colágena colapsa, impedindo a penetração do adesivo (VAN NOORT, 2002; JACQUES e HEBLING, 2005; BARATIERI, 2010). A molhabilidade dos *primers* e resinas na superfície da dentina desmineralizada é essencial para a formação da camada híbrida. Portanto, essa é uma função do grupo hidrofílico na molécula do *primer* e, também, da presença de um solvente volátil, como a acetona, que antes da polimerização da resina, afasta a água da superfície porosa da dentina, também podendo ser utilizado um *primer* aquoso cuja difusão permite o preenchimento pelo *primer* e pela resina. Além disso, alguns sistemas adesivos dentinários que formam a camada híbrida, tais como, a associação entre ácido fosfórico e a PENTA (resina acrílica fosfatada modificada) aplicada em dentina úmida e, o ester penta acrilato fosfonado, podem produzir valores de resistência de união acima de 20 MPa (SAKAGUCHI e POWERS, 2012; MCCABE e WALLS, 2006).

Não obstante, sistemas adesivos de esmalte e dentina da 4ª geração, como por exemplo o All-Bond 2, usam *primer* dual hidrofílico que se une mecanicamente à dentina com forças de união superiores a 30 MPa (MCCABE e WALLS, 2006; SAKAGUCHI e POWERS, 2012).

Não obstante, a maioria dos cimentos resinosos requer um sistema adesivo de dentina para promover a adesão, no entanto, possuem um monômero incorporado no adesivo e no cimento resinoso, tais como o *hidroxietilmetacrilato* (HEMA), o 4 *metacriloxietiltrimelitato anidrido* (4-META) e/ou um organofosfato, como o 10-*metacrilolixidecametileno* (MDP) (ANUSAVICE, 2005). Os sistemas com 4-META adquirem a consistência de um cimento por meio da incorporação de polímeros, não sendo necessária a utilização de um adesivo separadamente (ANUSAVICE, 2005).

2.2.1.3 Self-etching primers (SEPs)

Após Fusayama ter preconizado o condicionamento da dentina com a segunda geração de promotores de adesão, associados com monômero hidrofóbico (*phenyl-P*), que reage com HEMA (*Clearfil Bond System F*, Kuraray Dental, Kurashiki, Japan), os melhoramentos estão direcionados aos promotores de adesão da sétima geração dos adesivos (introduzida em 2002), incluindo produtos como iBOND (Heraeus Kulzer, Hanau, Germany) e *G-Bond* (GC, Alsip, IL, EUA), que são monocomponentes, de um passo clínico. Estes sistemas tinham o objetivo de substituir os mais complicados procedimentos multipassos, que possuem o potencial de introduzir mais erros e contaminações e,

posteriormente, risco aumentado de falhas na união (WILTSHIRE e NOBLE, 2010).

Não obstante, os SEPs ganharam popularidade na ortodontia porque diminuem o tempo clínico e são menos agressivos no condicionamento ácido, pois usam, usualmente, o ácido fosfórico e um grupo metacrilato combinados em uma molécula que condiciona e ativa o substrato simultaneamente antes da fotopolimerização. Essa técnica resulta em menor perda de esmalte, com diminuição da necessidade de remoção de adesivo residual após a descolagem do bráquete. No entanto, preocupa a resistência de união, especialmente a inicial, que deve ser suficiente para permitir ao arco ortodôntico ser amarrado imediatamente. Além disso, os SEPs produzem uma camada de resina inibida pelo oxigênio, que é incompatível com as resinas dual e autopolimerizáveis (WILTSHIRE e NOBLE, 2010).

Finalmente, Bishara *et al*, 2006 relataram valores não satisfatórios de resistência de união de sistemas simplificados (*RelyX Unicem*, 3M ESPE) em comparação com o sistema tradicional de condicionamento com ácido fosfórico. Büyükyılmaz *et al*, 2003, compararam a resistência de união de três diferentes SEPs e reportaram que o *Transbond Plus system* (3M Unitek, St Paul, MN) foi superior ao *Clearfil SE Bond* e ao EP3 (Degussa AG, Hanau, Germany).

2.2.1.4 Adesão a materiais restauradores

A grande demanda por odontologia estética e ortodontia em pacientes adultos exige diversas abordagens para o condicionamento e colagem de bráquete em superfícies restauradas (*figura 6*) com metais,

cerâmicas, resinas e compósitos (ZACHRISSON, 2000; KOKADERELLI *et al.*, 2001; ATSÜ *et al.*, 2006; ÖZCAN *et al.*, 2008; SAKAGUCHI e POWERS, 2012). Contudo, a maioria dos ensaios “*in vitro*” de resistência de união confrontam-se com os achados clínicos, revelando diferenças quantitativas que podem ser relevantes e, até mesmo, contraditórias (ZACHRISSON, 2000; KLOCKE *et al.*, 2003; KLOCKE e KAHL-NIEKE, 2005; FINNEMA *et al*, 2010).

Pela necessidade que a ortodontia têm em recolocar bráquetes no decorrer do tratamento e de promover o condicionamento de superfície aos substratos (especialmente cerâmicos e metálicos), previamente à colagem inicial dos bráquetes, o microjateamento com (1) partículas de óxido de alumínio ou (2) partículas de alumina modificadas por sílica (silicatização), desempenham um importante papel, ao remover os resíduos de resina na base dos bráquetes e produzindo microretenções na superfície do substrato, portanto, aumentando a resistência de união a ambos. Na silicatização (sistema *Cojet ou Rocatec*, 3M ESPE, Seefeld, Germany) as partículas de alumina revestidas por sílica são jateadas sobre as superfícies e formam uma camada reativa de sílica sobre o substrato, favorecendo assim a união química com agentes silano, que formam grupos silanol (-Si-OH) e interagem com grupos methoxi (-Si-O-CH₃) para formar uma rede de siloxano (-Si-O-Si-O-) com a superfície da sílica e, finalmente, as terminações monoméricas do silano reagem com os grupos metacrilato das resinas adesivas em um processo de polimerização de radicais livres, finalizando o “ciclo de tratamento adesivo” indicado para estes casos (DELLA BONA *et al.*, 2002; DELLA BONA *et al.*, 2004; ÖZCAN *et al.*, 2008; RODRIGUES *et al.*, 2009;

DELLA BONA, 2009a; DELLA BONA, 2009b; QUEIROZ *et al.*, 2012; SAKAGUCHI e POWERS, 2012; DELLA BONA e DI GUIDA, 2014).



Figura 6. Paciente com colagem de bráquetes ortodônticos a diversos substratos, tais como: (A) esmalte e porcelana (dentes 11 e 12); (B)acrílico-em posição invertida pelo espelho de fotografia-(dentes 14, 21, 22 e 23). Note a preparação para implante (C) nos elementos 46 e 36, e (D) asperização da restauração de amálgama no dente 47 previamente à colagem de tubo nesse dente. Fonte: Della Bona e Di Guida, 2014.

2.2.1.4.1 Adesão ao amálgama

Pacientes adultos jovens possuem, frequentemente, restaurações de amálgama nas faces vestibulares de seus dentes posteriores, sendo de relevância clínica a união bem sucedida de bráquetes ortodônticos e tubos bucais nestas superfícies. A união de acessórios ortodônticos ao amálgama dental apresenta boa confiabilidade, a despeito da resistência

de união entre resina e amálgama ser menor do que a união entre resina e esmalte dental. A resistência de união de bráquetes ao amálgama, utilizando diferentes adesivos de união para metal, varia de 5.3 a 6.4 MPa (ZACHRISSON, 1994; GROSS *et al.*, 1997; ZACHRISSON, 2000; OSKOE *et al.*, 2012). Não obstante, mecanismos de adesão que utilizam jateamento com micropartículas, laser ER-YAG, adesivos/primers metálicos (ex.: *Alloy Primer*, Kuraray Medical Inc., Okayama, Japan) e cimentos resinosos (ex.: *Panavia F*, Kuraray Medical Inc. Okayama, Japan) são os mais utilizados para aumentar a resistência de união ao amálgama (ZACHRISSON e BUYUKYILMAZ, 1993; GROSS *et al.*, 1997; DELLA BONA e SUMMITT, 1998; ZACHRISSON, 2000). Bons resultados tem sido reportados quando o jateamento intra-oral com partículas de alumina é realizado na superfície do amálgama, seguido da aplicação de um *metal primer* (ex.: *Reliance Metal Primer*, Reliance Orthodontics Products, Inc, Itasca, IL, U.S.A.) que, geralmente, possui molécula polar 4-META que atrai o oxigênio ou grupos hidroxil na camada metálica para formar uniões de hidrogênio (ZACHRISSON e BUYUKYILMAZ, 1993; ZACHRISSON *et al.*, 1995; ROSS *et al.*, 1997). Portanto, as estratégias para o condicionamento de superfície do amálgama mais populares utilizam dois mecanismos adesivos: (1) retenção mecânica (jateamento com partículas ou asperização com brocas diamantadas) e (2) união química, pela interação entre o polimetacrilato (PMMA), o metilmetacrilato (MMA), o 4-META ou o tri-butylborano (TBB), que liberam radicais livres e, em contato com a umidade da superfície, polimerizam o MMA, finalizando o “ciclo de tratamento adesivo” (ZACHRISSON e BUYUKYILMAZ,

1993; ZACHRISON *et al.*, 1995; DELLA BONA, 1998; ZACHRISSON, 2000).

2.2.1.4.2 Adesão ao ouro

A adequada resistência de união ao ouro “*in vitro*” ocorre com várias combinações de tratamentos de superfície e, através da utilização de sistemas adesivos resinosos, atingindo valores de resistência de união comparáveis aos da resina ao esmalte dental. Contudo, os maiores valores de resistência de união foram reportados com o uso do 4-META (*Superbond C&B*) aplicado à superfície áurea microjateada. Além disso, alguns *primers* (ex. All-Bond 2) favorecem a união a muitas superfícies restauradas, incluindo ligas metálicas preciosas e não preciosas (ANDREASEN e STIEG, 1988; TAKEYA *et al.*, 1988, ZACHRISSON, 2000). Entretanto, a união “*in vivo*” de acessórios ortodônticos a coroas de ouro e de ouro-porcelana, pode ser mais difícil, sendo preconizada a alteração da superfície dos metais preciosos, com produção de óxidos, com o uso de *gallium* (Ga) e/ou estanho (Sn) líquido associado com resina contendo 4-META (TAKEYA *et al.*, 1988; ANDREASEN e STIEG, 1988; ZACHRISSON e BUYUKYLMAZ 1993; SAKAGUCHI e POWERS, 2012)

2.2.1.4.3 Adesão às resinas composta e acrílica

Há evidências, que os jateamentos utilizando partículas de alumina ou a silicatização são efetivos para o tratamento de superfície em restaurações de resina composta, podendo-se extrapolar o mesmo para a colagem direta de bráquetes ortodônticos neste substrato (RODRIGUES *et al.*, 2009). Além disso, os compósitos (*Figura 7*) também podem ser asperizados com broca diamantada de granulado fino e, em conjunto com o esmalte, serem tratados com ácido fosfórico para eliminar resíduos e/ou contaminação, melhorando a energia de superfície através da exposição de uma superfície mais limpa, em preparação aos procedimentos adesivos para colagem ortodôntica (GEIGER e GORELICK, 1989; GANGE, 2001; RODRIGUES *et al.*, 2009; MARYANCHIK *et al.*, 2010). No entanto, para aumentar a adesão de bráquetes ortodônticos ao esmalte fluorótico, hipocalcificado ou decíduo, bem como a superfícies de metal, compósito e, em casos de contaminação, preconiza-se a utilização de um condicionador a base de metil metacrilato e/ou isobutil metacrilato (ex.: *Reliance Plastic Conditioner*) ou ainda, um primer específico (ex.: *Reliance Enhance booster*), associado ao jateamento intra-oral com partículas de alumina (GANGE, 2001; ISCI *et al.*, 2011; SUMA *et al.*, 2012). Não obstante, como já mencionado, o sistema *CoJet (CoJet Sand, 3M/ESPE)* promove um aumento da área de superfície através da deposição de sílica sobre a superfície do substrato, onde essas micro-retenções podem ser

associadas a outro mecanismo de união química com a aplicação do agente sílano (DELLA BONA *et al.*, 2000; RODRIGUES *et al.*, 2009; DELLA BONA, 2009a; DELLA BONA, 2009,b).



Figura 7. Paciente submetida à expansão rápida de maxila com assistência cirúrgica: (A) Disjuntor tipo McNamara com um pântico provisório de resina acrílica unido ao arco ortodôntico que permanecerá no local durante o período de contenção pós-ativação, para promover estética entre os incisivos centrais superiores, enquanto se aguarda a movimentação ortodôntica e tracionamento das fibras periodontais transeptais. É necessário um pequeno espaço entre, pelo menos, uma das superfícies interproximais para permitir a mesialização dos incisivos. A resistência de união do bráquete policristalino (Invu TP Orthodontics) ao provisório de acrílico depende fundamentalmente da técnica adesiva selecionada. B- Vista oclusal evidenciando o dente provisório à base de resina de rede interpenetrante de polímero acrílico e os dentes 11, 21 e 22 com coroas cerâmicas unidas a bráquetes cerâmicos policristalinos. C- Diastema anterior fechado, com retração anterior esquerda sendo realizada, para correção da linha média, e remoção do provisório após o fechamento do espaço. Fonte Della Bona e Di Guida, 2014.

2.2.1.4.4 Adesão a restaurações cerâmicas

O sucesso clínico das restaurações totalmente cerâmicas e a persistente demanda dos pacientes para tratamentos estéticos resultaram no desenvolvimento e introdução de vários sistemas cerâmicos (DELLA BONA *et al.*, 2008; SALAZAR-MAROCHO *et al.*, 2010). Em razão disto, uma ampla gama de cerâmicas está disponível no mercado com indicação para restaurações *inlays*, coroas, pontes parciais fixas e implantes (ZACHRISSON *et al.*, 1996; DELLA BONA, 2009a; SALAZAR-MAROCHO *et al.*, 2010).

A caracterização das cerâmicas dentais pode ser útil para propósitos ortodônticos práticos, quando da união de bráquetes a essa superfície (ZACHRISSON *et al.*, 1996; DELLA BONA *et al.*, 2000; DELLA BONA e ANUSAVICE, 2002; DELLA BONA *et al.*, 2002; ANUSAVICE, 2005; DELLA BONA, 2009a). Essencialmente, as cerâmicas podem ser classificadas em: (1) porcelanas a base de sílica (ex.: feldspática); (2) vítro-cerâmicas (ex.: a base de dissilicato de lítio); (3) cerâmicas infiltradas por vidro e (4) cerâmicas policristalinas densamente sinterizadas (a base de alumina ou zircônia). Estas últimas costumavam ser apenas utilizadas como material de infraestrutura, não sendo uma preocupação para a união ortodôntica (ZACHRISSON *et al.*, 1996; DELLA BONA, 2009a; DONASSOLLO *et al.*, 2009; SARAÇ *et al.*, 2011). Com a introdução de restaurações fabricadas em zircônia monolítica, a união ortodôntica a esse substrato passou a ser considerada.

Idealmente, a colagem e a posterior remoção do bráquete não devem ocasionar danos à superfície cerâmica que comprometam a estética, a resistência e a longevidade das restaurações, tampouco ocasionem fraturas no bráquete (ATSÜ *et al.*, 2006; KUKIATTRAKOON e SAMRUAJBENJAKU, 2010).

A colagem bem sucedida de um bráquete a uma superfície cerâmica requer algum mecanismo de união, usualmente facilitado pela alteração mecânica do substrato por meio de condicionamento ácido ou jateamento da superfície com partículas de alumina, que resultam em aumento da área, da energia de superfície e da molhabilidade do substrato, ou seja, diminuição do ângulo de contato entre aderente e adesivo (DELLA BONA e ANUSAVICE, 2002; DELLA BONA *et al.*, 2002; DELLA BONA, 2009a; DELLA BONA, 2009b). Para a completa molhabilidade da superfície, o adesivo deve ser de baixa viscosidade e possuir tensão superficial menor do que a energia de superfície crítica do substrato. No caso de colagem de bráquete a porcelana, consiste em remover o glaze, criando rugosidades para a retenção mecânica do bráquete, sendo o grande inconveniente, a descolagem compulsória ao final do tratamento, que pode levar ao lascamento, fraturas e trincas do bráquete e da restauração (DELLA BONA *et al.*, 2004; AJLOUNIA *et al.*, 2005; ATSÜ *et al.*, 2006; HERION *et al.*, 2010).

Assim, o ortodontista é desafiado a unir adesivamente bráquetes ortodônticos a diferentes restaurações cerâmicas (SARAÇ *et al.*, 2011). Portanto, quando do tratamento da superfície cerâmica para a união ortodôntica, o profissional tem o desafio de diferenciar entre os vários tipos de cerâmicas (as de cobertura, ou porcelanas, são bastante similares), o que dificulta a escolha do protocolo mais adequado de

condicionamento superficial e técnica adesiva. Nesse sentido, seria importante que o profissional conseguisse diferenciar as cerâmicas entre as ácido resistentes e as ácido sensíveis que podem ser condicionadas pelos ácidos a base de flúor (ex.: ácido hidrofluorídrico (HF); flúor fosfato acidulado e bifluoreto de amônia). As cerâmicas ácido sensíveis são, seletivamente, atacadas pelo ácido (figura 8) produzindo uma superfície porosa, irregular, que aumenta a área de superfície e facilita a penetração da resina na superfície cerâmica com microrretenções, produzindo valores de resistência de união adequados, sendo, assim, um dos métodos de escolha para promover a união entre a resina e cerâmicas (ZACHARISSON *et al.*, 1996; DELLA BONA e ANUSAVICE, 2002; DELLA BONA *et al.*, 2002; DELLA BONA, 2009a; DELLA BONA, 2009b). No entanto, a elevada toxicidade química (alto poder corrosivo), a possibilidade de produzir sais de fluoreto insolúveis em sílica que podem interferir com a união da resina, e o fato de que cerâmicas com elevado conteúdo cristalino não se beneficiam do condicionamento com HF, são algumas das razões para as tentativas de eliminar o HF dos procedimentos clínicos de união às cerâmicas (DELLA BONA *et al.*, 2004; QUEIROZ *et al.*, 2012). Para aumentar a resistência de união entre cerâmica e resina, sugere-se o uso associado entre ácido fluorídrico (HF) e silano. O HF remove seletivamente a matriz vítrea, aumentando a rugosidade da superfície, promovendo, assim, uma retenção micromecânica com o sistema adesivo (DELLA BONA *et al.*, 2004; QUEIROZ, *et al.*, 2012).

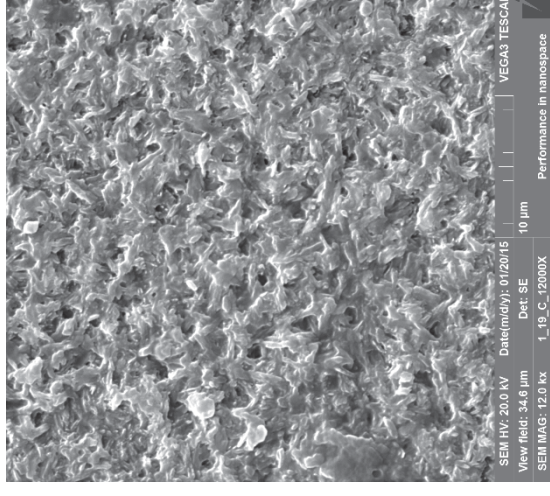


Figura 8. Superfície cerâmica ácido sensível (vitro-cerâmica), seletivamente atacada pelo ácido fluorídrico (matriz vítrea), deixando exposto os cristais de dissilicato de lítio (E-max Cad – Ivoclar-Liecheinstein), aumentando a área de superfície.

Os silanos são utilizados para promover a adesão entre a fase inorgânica da cerâmica e a fase orgânica da resina de colagem, através de uniões tipo siloxano. A adesão entre as cerâmicas dentais e compostos à base de resina é o resultado de uma interação físico-química através da interface entre o adesivo e o substrato, e parece ser o fator de controle dominante na união química da resina sobre as cerâmicas que possuem fase vítrea (DELLA BONA e ANUSAVICE, 2002; DELLA BONA *et al.*, 2002; DELLA BONA *et al.*, 2004; DELLA BONA, 2009b; QUEIROZ *et al.*, 2012).

Além disto, a superfície tratada com silano é conhecida por ser hidrofóbica, sendo a união silano-superfície organofílica ao adesivo,

portanto, a molhabilidade da superfície cerâmica pelo adesivo é incrementada pela ação do silano. Por outro lado, a hidrólise do silano diminui o seu desempenho e limita o tempo de vida de uniões adesivas, pois a união de radicais Si-OH na superfície cerâmica ocorre por reação de condensação e polimerizam juntamente com o adesivo através de uniões duplas de metil metacrilato (DELLA BONA *et al.*, 2004; QUEIROZ *et al.*, 2012).

O procedimento de aquecimento do silano melhora a adesão à resina, pela eliminação da água e outros contaminantes, levando a reação de condensação de superfície silano-sílica em direção ao aumento do número de locais de união disponíveis para a reação, propiciando a formação de ligações covalentes. O aquecimento da superfície cerâmica silanizada resulta na evaporação do excesso de silano, do solvente e dos sub-produtos voláteis da reação do silano (DELLA BONA *et al.*, 2004; QUEIROZ *et al.*, 2012).

É reconhecido que a qualidade da adesão usando silanos não depende apenas das suas especificações como o pH e a concentração da solução, a natureza do solvente e o tempo de hidrólise, mas também do protocolo de aplicação que envolve condições de secagem, o tempo entre as aplicações do silano e do adesivo, a temperatura e a umidade do ambiente (DELLA BONA *et al.*, 2004; QUEIROZ *et al.*, 2012).

A evaporação do solvente afeta o potencial de união dos silanos, pois mesmo que uma pequena quantidade de solvente possa ajudar na molhabilidade do silano, a evaporação incompleta pode prejudicar a adesão, podendo diminuir o número de reações disponíveis para o silano, comprometendo assim o grau final de formação de uniões siloxano (QUEIROZ *et al.*, 2012).

Quando agentes silanos são utilizados na colagem de bráquetes ortodônticos, os valores de resistência de união diminuem com o tempo, podendo significar um número aumentado de falhas de união com o progresso do tratamento ortodôntico (WHITLOCK III *et al.*, 1994; SANT'ANNA *et al.*, 2002; HOSHMAND *et al.*, 2002).

Finalmente, a espessura da película de silano é relevante para a resistência de união entre resina e cerâmica, onde uma quantidade excessiva de silano pode não ser eficiente para fornecer uma união adequada e duradoura, já que em filmes espessos, as propriedades entre as camadas moleculares de silano podem ser prejudicadas (DELLA BONA *et al.*, 2004; DELLA BONA, 2009b; QUEIROZ *et al.*, 2012).

Diante do exposto, pode-se dizer que os procedimentos mais populares de condicionamento de superfície cerâmica para a colagem de bráquete são o jateamento com partículas de óxido de alumínio, a utilização de ácido fluorídrico e a ação dos agentes de união à base de organosilano. A associação desses procedimentos pode resultar em uma superfície áspera, que pode não ser reversível com polimento da superfície após a descolagem do bráquete/remoção da resina. Os estudos são controversos em relação aos métodos de repolimento da porcelana após a descolagem do bráquete ortodôntico, e também quanto às vantagens da remoção do glaze. Não obstante, estudos mostram que o uso de ácido fosfórico associado ao adesivo e a resina composta, resultam em pouco ou nenhum dano à superfície da porcelana, muito provavelmente devido a baixa união produzida por esse método (MCCABE, 1998; KOCADERELI *et al.*, 2001; DELLA BONA e ANUSAVICE, 2002; DELLA BONA *et al.*, 2002; KLOCKE *et al.*, 2003; AJLOUNIA *et al.*, 2005; DELLA BONA, 2009a). A utilização do

sistema de reparo *Clearfil*, que contém um primer auto-condicionante, agente silano e um sistema adesivo, resultou em menor dano à superfície da porcelana, mantendo uma adequada média de resistência adesiva, 2.8 a 10 MPa (AJLOUNIA *et al.*, 2005; HERION *et al.*, 2010).

As cerâmicas tem se tornado o material de escolha para restaurar grandes perdas de tecido dentário. No caso de colagem de bráquetes à facetas (*figura 9*) de porcelana em dentes anteriores, o uso de um agente silano tem sido preconizado, porém não se admite a asperização superficial, pois a combinação do agente silano com a asperização da superfície da porcelana, produz uma resistência adesiva que excede a resistência coesiva da porcelana, resultando em grande incidência de fratura da porcelana durante a descolagem do bráquete ortodôntico. Esse tipo de fratura depende tanto da resistência de união entre porcelana e resina, como da resistência da porcelana à fratura durante a descolagem do bráquete (KAO e JOHNSTON, 1991; KOKICH, 1992; YADAV *et al.*, 2010).

Fica claro que a microestrutura e a composição das cerâmicas são fatores controladores do desenvolvimento de retenção micro-mecânica produzida por condicionadores de superfície. A associação entre condicionamento com ácido fluorídrico e aplicação de silano tem sido reportada como a mais eficaz, resultando nos maiores valores de resistência adesiva entre porcelanas e resinas, apesar das cerâmicas terem similar energia de superfície (DELLA BONA e ANUSAVICE, 2002; DELLA BONA *et al.*, 2002; DELLA BONA *et al.*, 2004; DELLA BONA, 2009a; DELLA BONA, 2009b).

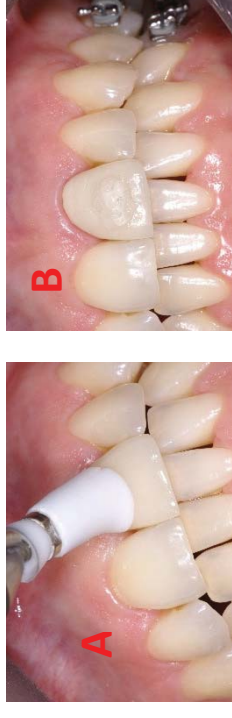


Figura 9. União ortodôntica a faceta estética em cerâmica. A- *Profilaxia*; B- *condicionamento com HF*; e C- *posicionamento do bráquete cerâmico*. Fonte: consultório particular com autorização do paciente.

Uma vez que a resistência de união de resinas compostas ortodônticas à superfície de porcelana é considerada inadequada quando superior a 13 MPa, pois produzirá falha coesiva na porcelana, e que o tratamento de superfície cerâmica usando ambos ácido fluorídrico e silano produzem uma resistência de união média de 20 MPa com a resina, seria preocupante o uso dessa técnica na colagem de bráquetes ortodônticos pois pode ocorrer fratura coesiva da porcelana no momento da descolagem do bráquete (YADAV *et al.*, 2010).

2.3. Bráquetes cerâmicos e metálicos

O aparelho ortodôntico multibráquetes (*Tabela 1*) contemporâneo, teve a sua construção facilitada com a introdução da técnica da colagem ortodôntica direta, além disso, são discretos e mais estéticos do que o anterior, totalmente bandado (BISHARA e OSTBY, 2010). No início dos anos 70, os bráquetes ortodônticos plásticos (polycarbonato) foram comercializados como alternativa estética para os bráquetes metálicos. Contudo, a preferência era por bráquetes de metal com tamanho reduzido. Além disso, os bráquetes de polycarbonato tinham como desvantagens a pouca durabilidade, um desempenho clínico pior, pois eram sujeitos à descoloração e à distorção do *slot* ocasionados pela absorção de água (BORDEAUX *et al.*, 1994; KITTIPIBULL e GODFREY, 1995; CHEN *et al.*, 2007).

Os bráquetes ortodônticos cerâmicos foram introduzidos em 1986 como uma tentativa de melhorar a estética, com a manutenção da resistência química e mecânica (SWARTZ, 1988; SCOTT, 1988; BORDEAUX *et al.*, 1994; BISHARA *et al.*, 1999; JOHNSON *et al.*, 2005; CHEN *et al.*, 2007). Atualmente, existe disponibilidade de uma grande variedade de bráquetes cerâmicos a base de óxido de alumínio ou alumina (Al₂O₃) monocristalina (safira) ou policristalina (SWARTZ, 1988; KITTIPIBULL e GODFREY, 1995; KARAMOUZOS *et al.*, 1997; JOHNSON *et al.*, 2005; CHEN *et al.*, 2007; KUKIATTRAKOON e SAMRUAJBENJAKU, 2010). Esses bráquetes contam com boa

aceitação de pacientes e clínicos e recebem críticas positivas da mídia, especialmente, pela capacidade de mascarar a aparência de aparelhos ortodônticos fixos (SCOTT, 1988; KARAMOUZOS *et al.*, 1997; JOHNSON *et al.*, 2005). Esse cenário desperta um interesse crescente de pacientes de todas as idades para a Ortodontia (KITTIPIBULL e GODFREY, 1995; JOHNSON *et al.*, 2005).

Tabela 1. Comparativo entre os bráquetes cerâmicos e metálicos.

	Bráquetes cerâmicos	Bráquetes metálicos
Forma de retenção (na base do bráquete)	Base com retenção mecânica, química, ou ambos	Mecânica, através da malha da base do bráquete
Remoção (descolagem) do bráquete sobre o substrato	Potencialmente favorável à fratura de ambos: bráquetes e substrato	Deformação que alivia o estresse na interface resina/substrato
Absorção da carga de descolagem	Ausência de distorção, presença de fratura frágil	A base metálica consegue absorver e distorcer, fraturando a resina na base do bráquete
Resistência de união	Elevada, às vezes desnecessária	Moderada, aceitável
Local provável da falha	Na interface adesiva base do bráquete-adensivo	Na interface adesiva base do bráquete-adensivo
Tenacidade à fratura	20 a 40 vezes menor	20 a 40 vezes maior
Ductilidade	Ausente	Presente
Modo de falha	Fratura catastrófica sob estresse	Processo dúctil
Deformação máxima sem apresentar fratura	1%	20%
Volume total	Mais volumosos	Menos volumosos, devido à maior resistência do aço
Abrasão à superfície dos fios	desgaste do fio por abrasão.	Não abrasionam o fio, portanto, possuem bom deslizamento e, baixa fricção
Custo	Mais elevado	Menor

Tabela 1. Comparativo entre os bráquetes cerâmicos e metálicos.

	Bráquetes cerâmicos	Bráquetes metálicos
Principais limitações	Não formar união química com adesivos sem um agente de união (silano)	Reações alérgicas em pacientes com sensibilidade ao níquel
Resistência friccional	Elevada, inibe a mecânica de deslizamento	Não inibe consideravelmente a mecânica de deslizamento
Confiabilidade Estética	Elevada	Elevada
Biocompatibilidade	Inquestionável	Questionável
Efeitos alérgênicos	Absoluta Ausentes	Relativa Presentes, em pacientes sensibilizados
Composição	Óxido de alumínio	Aço inoxidável austenítico – 18/8
Ductilidade	Ausente	Presente
Resistência ao desgaste e corrosão	Excelente	Boa - o níquel presente na liga contribui.
Presença de níquel e % da população sensibilizada	Ausente	Presente, estima-se que 21,5% da população tenha sensibilização ao níquel
Fonte de níquel	Não	Sim – o volume total dos bráquetes é maior do que o dos arcos metálicos, em montagem de boca completa

As cerâmicas são uma classe de materiais compostos de elementos metálicos e não-metálicos, tais como óxidos, nitretos e silicatos. Esses materiais são muito estáveis devido à forte união interatômica primária (ligações iônicas e covalentes) e alta eficiência de empacotamento atômico, com átomos organizados de maneira simétrica regular, formando uma estrutura cristalina. Contudo, as cerâmicas também podem se apresentar como sólidos amorfos (vidros). Estruturalmente, as cerâmicas são classificadas em: cristalinas ou policristalinas (sem conteúdo vítreo); vidros com partículas ou parcialmente cristalinos (contendo algum teor de vidro); e vidros amorfos (SWARTZ, 1988; FLORES *et al.*, 1990; DELLA BONA, 2009).

As propriedades físicas das cerâmicas são resultantes dessa ligação atômica, seja ela iônica ou covalente. A estrutura atômica é também responsável pela maior fragilidade ou falta de deformação plástica. Isto é, as cerâmicas são muito mais frágeis e têm muito menor resistência à tração do que os metais (SWARTZ, 1988; FLORES *et al.*, 1989). Além disso, a resistência à tração da cerâmica depende da espessura do material, das condições de superfície do material e dos defeitos associados. Como, tradicionalmente, as cerâmicas não são capazes de se deformar plasticamente, a causa prevalente de falha clínica é a fratura catastrófica a partir do crescimento de um defeito crítico (ANUSAVICE, 2005; DELLA BONA, 2009a).

Uma falha mecânica ocorre quando o estresse aplicado torna-se maior do que a resistência do material, que é dependente do tamanho da trinca original presente na amostra ou estrutura. A variabilidade na resistência é uma consequência da distribuição e do tamanho dos

defeitos, e há dependência do tempo na resistência resultante do crescimento lento desses defeitos até dimensões críticas provocando a falha catastrófica (crescimento subcrítico ou lento das trincas). Assim, o próprio processo de fabricação tem um papel muito importante na resistência da cerâmica (DELLA BONA, 2009a). A presença de poros e trincas, danos de usinagem ou de manipulação contribuem para a redução da resistência à fratura de um bráquete cerâmico (SWARTZ, 1988; BORDEAUX *et al.*, 1994; KARAMOZOS *et al.*, 1997). “É difícil discutir o comportamento dos materiais sem a caracterização apropriada do material, que deve ser o primeiro passo de qualquer proposta de pesquisa que envolva materiais” (DELLA BONA, 2009).

O interesse pelas cerâmicas na odontologia, deve-se a propriedades como: alta dureza, baixo peso comparado ao metal, resistência mesmo em altas temperaturas e a inércia química (estabilidade), além de propriedades ópticas notáveis e características tribológicas incomparáveis (DELLA BONA, 2009). A transparência, dureza e resistência, fazem da cerâmica um substituto atrativo para os bráquetes ortodônticos metálicos (SCOTT, 1988; JOHNSON *et al.*, 2005).

Por outro lado, os metais podem ser deformados consideravelmente sem fraturar, até mesmo na presença de defeitos. Esta ductilidade é uma função da estrutura atômica não oxidada. A estrutura de união dos metais permite que eles sejam distorcidos de forma significativa sem fratura, mesmo quando existem impurezas na composição ou quando o estresse está concentrado em interfaces geométricas. Quando o estresse é colocado em um metal, ocorrem mudanças nos limites e contornos de grãos, que redistribuem e aliviam o

estresse, o que não ocorre nas cerâmicas (SWARTZ, 1988; JOHNSON *et al.*, 2005). A temperatura, entretanto, também tem efeito no comportamento dos materiais. Tipicamente, metais falham por processo dúctil, porém podem sofrer de fratura frível em baixas temperaturas; conceito irrelevante ao ambiente intra-oral (DELLA BONA, 2009).

2.3.1 Propriedades relevantes das cerâmicas para a ortodontia

As propriedades das cerâmicas importantes para a ortodontia, incluem a estética, baixa densidade, resistência ao desgaste, alta dureza, inércia química, resistência à tração, tenacidade à fratura, excelente resistência à corrosão sob estresse e resistência à carga, todas elas necessárias para a confiabilidade estrutural (FLORES *et al.*, 1990; KARAMOUZOS *et al.*, 1997; DELLA BONA *et al.*, 2004; JOHNSON *et al.*, 2005; DELLA BONA, 2009a). Além disso, todos os bráquetes cerâmicos atualmente disponíveis são compostos de alumina (óxido de alumínio) que pode ser monocristalina ou policristalina, contudo, são de difícil união química direta aos adesivos utilizados para a colagem ortodôntica (KARAMOUZOS *et al.*, 1997; GAUTAN E VALIATAN, 2007). Por isso, um componente vítreo é adicionado às bases dos bráquetes, que passam a ter a possibilidade de serem tratadas com um agente de união silano. A união química do silano com o vidro deixa uma extremidade livre com moléculas que reagem com qualquer um dos materiais adesivos a base de resina. Sabe-se que a resistência de união é mais elevada nos bráquetes que utilizam a união química (bases

retentivas silanizadas), do que aqueles que contam somente com bases mecanicamente retentivas, que por sua vez demonstram resistência de união comparáveis com a dos bráquetes metálicos (BISHARA, *et al.*, 1999; GAUTAN e VALIATAN, 2007). Não obstante, os primeiros bráquetes cerâmicos utilizavam somente retenção química, através de um agente de união silano, e resultavam em uma união forte, que ocasionava estresse na interface esmalte-adesivo (favorável à fratura e trincas de esmalte) durante a descolagem (KARAMOUZOS *et al.*, 1997; OGAARD *et al.*, 2004).

A resistência à tração é definida como a relação entre a carga máxima que um material pode suportar sem apresentar fratura ao ser alongado. As cerâmicas puras não suportam deformação superior a 1%, enquanto que o alongamento do aço inoxidável é de, aproximadamente, 20%. A alumina monocristalina (safira) possui resistência à tração de 1800 MPa, enquanto que a da alumina policristalina é de 380 MPa (FLORES *et al.*, 1989; KARAMOUZOS *et al.*, 1997; JOHNSON *et al.*, 2005).

Uma propriedade física muito importante dos bráquetes cerâmicos de alumina é a dureza elevada, resistindo ao riscamento (ranhura). Sabe-se que a dureza Vickers (HV) aproximada do esmalte é 350, da porcelana é 450, das ligas de Cromo/Cobalto é 420, assim pode ocorrer abrasão severa em caso de contato entre dentes e bráquetes cerâmicos (BORDEAUX *et al.*, 1994; McCABE *et al.*, 1998; JENA *et al.*, 2007).

A tenacidade de fratura é a habilidade do material em resistir à propagação de um defeito (DELLA BONA, 2009a). Os principais

aspectos que afetam essa propriedade são: o tamanho e localização do defeito inicial e o estresse aplicado (KARAMOUZOS *et al.*, 1997; JOHNSON *et al.*, 2005; DELLA BONA, 2009a). Assim, mesmo a menor imperfeição de superfície ou trinca pode diminuir significativamente a carga que é necessária para fraturar um bráquete cerâmico. A tenacidade à fratura é a propriedade mecânica que mais distingue as cerâmicas dos metais, sendo 20 a 40 vezes menor nas cerâmicas do que no aço inoxidável (FLORES *et al.*, 1990; KARAMOUZOS *et al.*, 1997; JOHNSON *et al.*, 2005). Por isso, a falha nos bráquetes metálicos ocorre por um processo dúctil enquanto que os cerâmicos fraturam catastroficamente sob estresse, seja durante o tratamento ou na descolagem ortodôntica (FLORES *et al.*, 1990; KARAMOUZOS *et al.*, 1997; JOHNSON *et al.*, 2005; DELLA BONA, 2009a).

As cerâmicas são extremamente frágeis, assim, menos energia é necessária para causar a fratura do bráquete (BISHARA e OTSBY, 2010; DELLA BONA e DI GUIDA, 2014). Entre elas, a alumina policristalina apresenta, inicialmente, menor tenacidade de fratura do que a alumina monocristalina, contudo, uma vez danificada ou arranhada (problema comum durante um tratamento ortodôntico), a alumina monocristalina diminui muito a sua tenacidade, comparando-se (ou ficando inferior, dependendo do defeito inserido) a da policristalina (PROFFIT *et al.*, 2008).

Os bráquetes cerâmicos são biocompatíveis, não apresentam corrosão por água (possuem estabilidade química) e, também não estão relacionados a reações alérgicas. Além disso, são uma alternativa de

aparência mais natural, para a crescente procura de pacientes adultos pelos tratamentos ortodôntico e estético.

É inquestionável a estética dos bráquetes cerâmicos, comparado aos metálicos, mas existem limitações, tais como: não formar ligações químicas com os adesivos sem um agente de união, elevada resistência friccional com os arcos metálicos, e desgaste do dente antagonista, quando ocorrem contatos entre o bráquete e o dente (BISHARA *et al.*, 1999; BISHARA e OSTBY, 2010). Além disso, os bráquetes cerâmicos são mais volumosos do que os metálicos para compensar a falta de deformação plástica. Também, pela composição inerte do óxido de alumínio, a adesão química entre a base cerâmica e o adesivo resinoso não é possível, deste modo, os primeiros bráquetes cerâmicos utilizavam organossilanos como mediadores químicos entre a base do bráquete e a resina. Por isso, a resistência de união obtida (de valores elevados) resultava no estresse da interface esmalte/resina na descolagem (BISHARA e OSTBY, 2010).

2.3.2 Tipos de bráquetes e a relação com colagem e descolagem ortodônticas

Como mencionado anteriormente, os bráquetes cerâmicos são compostos de alumina mono- ou poli-cristalina (SWARTZ, 1988; BORDEAUX *et al.*, 1994; KARAMOUZOS *et al.*, 1997; GAUTAN e VALLATHAN, 2007). Os bráquetes cerâmicos policristalinos (*figura 10*) são fabricados a partir de partículas de óxido de alumínio fundidas e misturadas com um ligante, que favorece a modelagem e a fabricação do

bráquete. A mistura moldada é aquecida acima de 1800°C para queimar o ligante e fundir as partículas, depois a estrutura é usinada com ferramentas diamantadas para fornecer as dimensões do *slot* e outras tolerâncias críticas. O bráquete usinado é submetido a tratamento térmico para remover imperfeições de superfície e aliviar os estresses causados pela fabricação (SWARTZ, 1988; BORDEAUX *et al.*, 1994; GAUTAN e VALIATHAN, 2007).

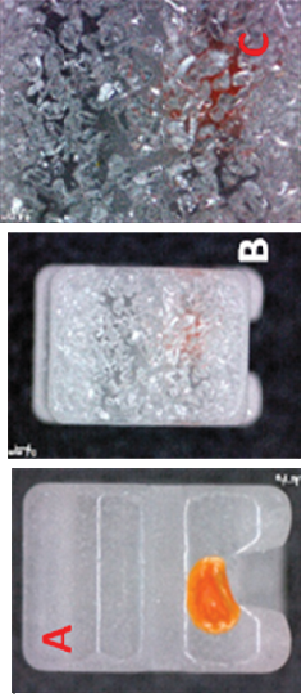


Figura 20. (A) Bráquete cerâmico policristalino (*Transcend 2000, 3M, Monrovia, CA*) imagem aproximada por estereomicroscópio (20x). (B) base com retenção mecânica. (c) Vidro é adicionado para formação de retenção mecânica à base de colagem.

A maior vantagem do processo de manufatura do bráquete policristalino é a moldabilidade, com um custo relativamente baixo e alta produtividade. As vantagens deste processo são a presença de imperfeições estruturais ou de impurezas, que podem servir como origem de propagação de trincas sob estresse. Este processo, associado ao tratamento térmico, resulta em um produto com certo grau de opacidade, que é a diferença mais notável entre os bráquetes cerâmicos policristalinos e os monocristalinos que tem maior translucidez

(SWARTZ, 1988, BORDEAUX *et al.*, 1994; GAUTAN e VALIATHAN, 2007). Outro método de fabricação de bráquetes policristalinos é através do processo de moldagem por injeção, que não exige que os bráquetes sejam usinados, eliminando as imperfeições estruturais criadas pelo processo de fabricação.

Bráquetes de zircônia policristalina também foram introduzidos no mercado. Contudo, estes apresentavam problemas relacionados a adesividade, à cor e a opacidade, que prejudicam a estética e dificultam a fotopolimerização do compósito utilizado para a união. Por esta razão, esses bráquetes foram considerados obsoletos (KEITH *et al.*, 1994).

Por outro lado, os bráquetes cerâmicos de alumina monocristalina (*figura 11*) são fabricados a partir de um único cristal de safira em temperaturas maiores que 2100°C. Esta massa é esfriada vagarosamente para permitir uma cristalização controlada, resultando em um cristal mais homogêneo. Os fabricantes ortodônticos compram estes grandes monocristais e os usinam dentro de formas e dimensões de vários bráquetes, utilizando técnicas ultrassônicas de corte, corte diamantado, ou combinação de ambas. Após a usinagem, os cristais de safira são tratados termicamente para remover imperfeições de superfície e aliviar os estresses induzidos pelas operações de usinagem (*annealing*). A principal vantagem do processo de fabricação de um monocristal é a eliminação de possíveis impurezas indutoras de estresse ou imperfeições.

Os bráquetes cerâmicos de alumina monocristalina, *Inspire Ice* (Ormco, Glendora, CA), possuem a base recoberta por camada de vidro onde pequenas esferas de zircônia de diâmetro médio de 40 µm, são uniformemente distribuídas e fundidas. O vidro funde-se a uma temperatura mais baixa do que as esferas de zircônia fusionando-as à

base do bráquete de óxido de alumínio, deixando a superfície mecanicamente retentiva (SWARTZ, 2001).

Por conseguinte, a produção de bráquetes cerâmicos policristalinos é mais fácil, estando estes bráquetes mais disponíveis, com um custo de produção menor, comparados aos monocristalinos (SWARTZ, 1988; BORDEAUX *et al.*, 1994; VALIATHAN, 2007).

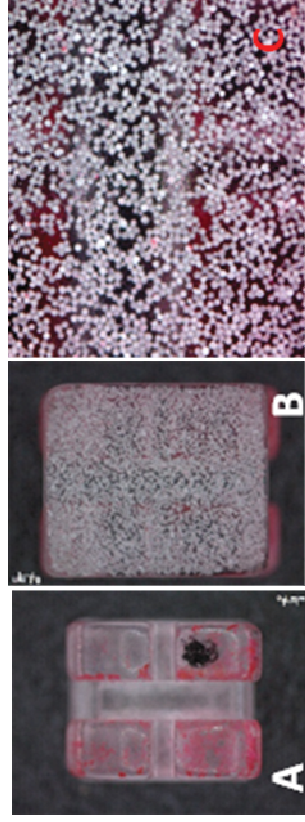


Figura 11. (A)- Bráquete monocristalino (*Inspire Ice- Ormco*) em imagem de estereomicroscópio (magnificação de 20x), com face paint, tinta solúvel em água, com diferentes cores para cada dente, que auxilia a visualização durante a colagem. (B) e (C)- base recoberta por camada de vidro onde pequenas esferas de zircônia de diâmetro médio de 40 µm, são uniformemente distribuídas e fundidas com finalidade de retenção mecânica.

Quanto a confiabilidade, os bráquetes cerâmicos são duráveis, oferecendo além da agradável estética, excelente biocompatibilidade, uma vez que existe certa preocupação quanto aos efeitos alérgicos e citotóxicos induzidos pelos bráquetes de aço inoxidável e seus produtos da corrosão (GAUTAN e VALIATHAN, 2007).

O componente principal dos bráquetes metálicos (*figura 12*) e fios ortodônticos mais utilizados é o aço inoxidável austenítico, ou aço inoxidável 18/8, com adições de, aproximadamente, 18% de cromo, 8% de níquel, 2-3% de molibdênio e baixo conteúdo de carbono. A boa ductilidade, resistência ao desgaste e à corrosão, o tornam atraente para o uso clínico. Nesse sentido, o níquel contribui para a resistência à corrosão e aumenta a resistência da liga, porém se estima que 21,5% da população apresenta alguma reação alérgica (*figura 13*) a esse componente (PLATT *et al.*, 1997; McCABE e WALLS, 1998; ELIADES *et al.*, 2004). Além disto, existem preocupações sobre os perigos biológicos potenciais de ligas que contêm níquel e cromo, reportando de 4.5 a 28.5% da população com hipersensibilidade a estes metais, especialmente em mulheres (ELIADES *et al.*, 2004; SFONDRINI *et al.*, 2010).

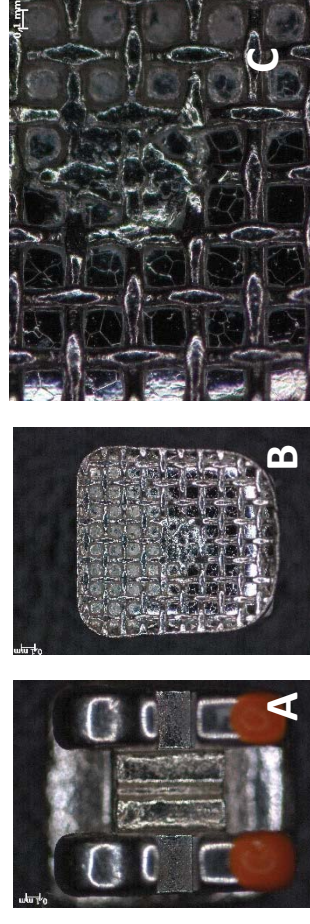


Figura 12. (A)- Visão anterior do bráquete metálico (*Abzil, 3M do Brasil, São José do Rio Preto, SP, Brasil*) com imagem aproximada por estereomicroscópio (20x). (B)(C)- Base de colagem com malha metálica para favorecer a retenção mecânica.

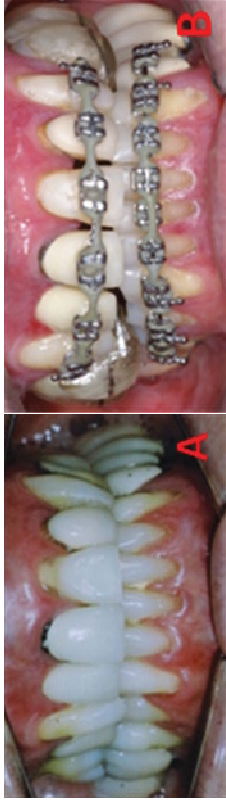


Figura 13. Reação alérgica ao níquel. O diagnóstico diferencial é com a gengivite por acúmulo de biofilme dental. Edema e eritema gengival, não associados à placa bacteriana.

A adesão de braquetes ortodônticos exige algumas precauções clínicas. A polimerização prolongada dos sistemas adesivos torna crítica os primeiros 10 minutos após a colagem dos braquetes. Assim, é necessário precaução no caso de colocação imediata de arcos ortodônticos (WHITLOCK III *et al.*, 1994; SANT'ANNA *et al.*, 2002; HOSHMAND *et al.*, 2002). Seletivamente, o ortodontista poderia optar em colocar o arco posteriormente, permitindo a maturação da adesão e produzindo valores de resistência de união mais elevados para resistir às forças transmitidas pelo arco ao sistema de braquetes. Em caso de falha adesiva, a superfície do substrato pode ser asperizada para aumentar a resistência de união, porém a incidência de dano, especialmente no caso de porcelanas, é maior (KAO E JOHNSTON, 1991; KOKICH, 1992; SANT'ANNA *et al.*, 2002; KUKIATTAKOON e SAMRUAJBENKAJU, 2010).

A adesão ótima dos braquetes aos substratos odontológicos requer que as forças ortodônticas sejam aplicadas sem falhas de união, mantendo os acessórios unidos ao longo do tratamento ortodôntico e, viabilizando, também, a integridade do substrato durante a descolagem

(figura 14) (SANT'ANNA *et al.*, 2002; SAMRUAJBENKAJU e KUKIATTRAKOON, 2009; FINNEMA *et al.*, 2010).



Figura 14. (A) Caso finalizado, requerendo remoção dos braquetes cerâmicos. (B) e (C) mostram retenção da resina/fragmentos de cerâmica dos braquetes sobre o esmalte, sem danos iatrogênicos, e previamente à remoção residual com brocas específicas. (Com autorização do paciente).

A remoção de braquetes ortodônticos (Figura 15) pode ocorrer com o uso de instrumento que concentre forças na interface braquete/adensivo (alicate de corte de amarrilho afiado, How ou Weingard, ou de remoção de braquetes) ou de instrumento que produza uma quebra assimétrica e, não uma tensão de torção. Uma alternativa é utilizar um instrumento térmico ou laser para enfraquecer o sistema de cimentação adesiva, facilitando a remoção do braquete cerâmico (PROFFIT *et al.*, 2008; VAN AS, 2013).



Figura 15. Remoção do bráquete com alicate que concentra tensão na interface resina/base do bráquete.

Embora o uso de bráquetes cerâmicos seja um desafio ao final do tratamento, os bráquetes com retenções mecânicas na base possuem adequada resistência de união e exibem menores taxas de fratura em esmalte (são mais desejáveis). De maneira inversa os bráquetes cerâmicos silanizados, apresentam valores de resistência de união na interface resina composta-cerâmica, que podem se aproximar da resistência coesiva do esmalte, ocasionando mais facilmente fraturas de esmalte (KARAMOUZOS *et al.*, 1997; CHEN *et al.*, 2007). Por conseguinte, um bráquete que produza suficiente resistência de união sem danificar o esmalte durante a descolagem é preferível, o que pode ser mais facilmente obtido com bráquetes que ofereçam apenas um modo de retenção mecânica na base, ou seja, sem outros mecanismos de união

como o químico (silanização) (KARAMOUZOS *et al.*, 1997; CHEN *et al.*, 2007).

A resistência média de união para o sistema bráquete-adesivo-esmalte pode chegar próximo a 20 MPa, sendo que valores entre 6 e 8 MPa devem ser adequados para as necessidades ortodônticas. A resistência coesiva (tração) média do esmalte é de 14 MPa, assim se a força requerida para a remoção de um bráquete exceder este valor, a fratura de esmalte ou do bráquete pode ocorrer (JENA *et al.*, 2007). Estudos mostram que o bráquete cerâmico monocristalino apresenta a maior resistência ao cisalhamento, pois a maior translucidez permite uma maior polimerização do cimento resinoso fotoativado. Como mencionado, essa alta resistência ao cisalhamento pode não ser importante clinicamente, pois pode ocasionar fraturas indesejáveis no momento da remoção do bráquete (CHACONAS *et al.* 1991; KARAMOUZOS *et al.*, 1997).

A base de um bráquete metálico pode absorver a carga e estresses de descolagem e distorcer, ocasionando a fratura da resina de cimentação. Ao contrário, um bráquete cerâmico, rígido e friável, que constitua forte união ao esmalte dental, possui pequena habilidade de absorver estresses, podendo resultar em fratura da cerâmica, da resina ou do esmalte (SWARTZ, 1988; KARAMOUZOS *et al.*, 1997). Clinicamente, um estudo mostrou que a ocorrência de dano ao esmalte está mais vinculada à descolagem de bráquetes cerâmicos do que metálicos, e os bráquetes cerâmicos monocristalinos mostram mais perda de esmalte do que os policristalinos. A probabilidade de ocasionar dano à estrutura dental é maior se a integridade da estrutura dental já estiver comprometida pela presença de defeitos de desenvolvimento, trincas no

esmalte e grandes restaurações, ou o bráquete cerâmico tiver sido colado em um dente não vital (KANG *et al.*, 2012).

A união ortodôntica a qualquer substrato deve ser suficiente para suportar o tempo de tratamento ortodôntico e permitir a remoção do adesivo da superfície após a remoção do bráquete cerâmico. Essa união pode ser influenciada pelo design de base do bráquete, pelo tipo de técnica e sistema de cimentação, e pela técnica de preparo do substrato (KARAMOUZOS *et al.*, 1997; KANG *et al.*, 2012). No caso de união de braquete a restaurações cerâmicas, valores de resistência superiores a 13 MPa podem produzir fratura da porcelana (KUKIATTRAKOON e SAMRUAJBENJAKU, 2010; KANG *et al.*, 2012).

Outra opção de sistema adesivo tem como base os ionômeros de vidro modificados por resina (IVMR), que apresentam liberação de flúor durante o tempo em que os bráquetes permanecem no esmalte, reduzindo as desmineralizações (ESPINOSA *et al.*, 2008; JUSTUS *et al.*, 2010). Toledano *et al.* (2003), concluíram que a resistência de união dos IVMR eram somente aceitáveis quando o ácido fosfórico era utilizado como condicionador. No entanto, a aplicação de 5,25% de hipoclorito de sódio (NaOCl) é preconizada para a desproteíneização da superfície do esmalte, pela eliminação dos elementos orgânicos, que permite ao ácido fosfórico penetrar mais efetivamente no esmalte, por isso, a resistência de união de bráquetes colados com IVMR fica comparável àqueles unidos com resina (ESPINOSA *et al.*, 2008; JUSTUS, *et al.*, 2010).

2.4. Testes de resistência de união em ortodontia

Os estudos que quantificam a resistência de união dos bráquetes ortodônticos aderidos à superfície dos dentes são de grande interesse e importância em ortodontia. Os testes de resistência de união, utilizando máquina de ensaios, podem ser caracterizados quanto ao modo de aplicação de carga: cisalhamento, tração, ou torção (ELIADES e BRANTLEY, 2000; KLOCKE *et al.*, 2003; FINNEMA *et al.*, 2010). Os testes, usualmente, são levados até a fratura da estrutura, com registro da carga máxima de fratura que, associada a área de união, resulta na resistência de união, geralmente reportada na unidade de MPa (ROSSOUW, 2010).

O tipo de substrato, além do esmalte dentário, considerado na união ao braquete também tem merecido alguma discussão na literatura. A popularização da ortodontia em pacientes adultos mostrou que resina composta, porcelana e amálgama são substratos clinicamente frequentes para a união ortodôntica (ELIADES e BRANTLEY, 2000).

Para ser capaz de caracterizar o material dentário no laboratório e prever corretamente o seu desempenho clínico, os testes *in vitro* podem avaliar propriedades físicas, utilizando testes padronizados de resistência, tenacidade, dureza, dilatação térmica e afins, ou podem simular o comportamento clínico, onde se pretende criar condições de desafio físico e químico parecidos ao ambiente oral, no que se refere ao carregamento (monotônico ou cíclico), variações térmicas, e amostras clinicamente realistas. Além disso, ocorre uma importante oportunidade

para a comparação dos dados de propriedades que sugerem o comportamento clínico. A avaliação de propriedades físicas e os resultados de simulação *in vitro* para prever o comportamento clínico parecem exigir um dos dois "testes de realidade": reprodução do acúmulo de danos clinicamente documentada ou mecanismos de falha, e/ou validação na predição do comportamento clínico (KELLY *et al.*, 2012). De qualquer maneira, valores quantitativos de resistência adesiva devem ser qualificados e confirmados por análises fractográficas que auxiliam no entendimento do complexo fenômeno de fratura que todo corpo de prova é submetido (DELLA BONA, 2009a).

A avaliação fractográfica de superfícies fraturadas devem seguir critérios e princípios bem definidos (DELLA BONA, 2009a). Contudo, a descolagem de bráquetes ortodônticos tem sido avaliada por análises mais simplificadas (BORDEAUX *et al.*, 1994).

Os modelos *in vitro* desempenham importante caminho na caracterização do potencial de colagem ortodôntica de novos sistemas. Contudo, existe uma grande falta de padronização e problemas (limitações) com esses testes *in vitro* da resistência de união, tais como (KLOCKE *et al.*, 2003):

- (1) Ampla variação de dentes utilizados (humanos e bovinos);
- (2) Os dentes bovinos possuem cristais maiores e mais defeitos de estrutura do que os dentes humanos;
- (3) Existe, geralmente, uma grande variação no tempo e meio de armazenamento de dentes humanos e bovinos;
- (4) O polimento através do desgaste da superfície tem sido empregado, de maneira a padronizar a topografia dos dentes, porém esta mudança na morfologia superficial adiciona outra variável ao procedimento de teste:

variações no contorno, resultando em espessuras variáveis de união e diferenças na composição de superfície do esmalte.

Portanto, a falta de padronização de estudos *in vitro* e a dificuldade em simular o modelo *in vivo*, dificultam a comparação dos resultados de diferentes investigações e a aplicação clínica dos mesmos (FOX *et al.*, 1994; SWARTZ, 2007; BISHARA e OSTBY, 2010). Em paralelo, os testes *in-vivo* produzem informações clínicas mais confiáveis (KOKICH, 2013) mas as dificuldades envolvidas nesses ensaios acabam promovendo os testes *in vitro*.

Além disso, a colocação de valor numérico arbitrário “clínicamente aceitável de resistência de união”, não é o propósito dos testes “*in vitro*”, e somente observar estes valores é altamente simplista. Ao contrário, investigações rigorosamente delineadas, clinicamente simuladas *in vitro*, deveriam servir como porta de entrada para os ensaios clínicos “*in vivo*”. A resistência de união “ideal” é difícil de definir, pois cada paciente é único a respeito da habilidade de seu esmalte e demais substratos em serem condicionados, e seus fatores mastigatórios e intra-orais individualizados, que podem afetar a colagem e resistência de união.

É razoável que a resistência de união mínima e confiável “*in vitro*”, seja de 3 a 4 MPa. Preferentemente, deve ser consistente ao longo do teste, com baixo coeficiente de variação (<20%). Quando da avaliação de estudos de resistência de união é importante considerar não somente valores médios, mas também, a variação dos valores obtidos, os quais podem ser mais importantes, quando se considerar a eficiência de um novo produto (WILTSHIRE e NOBLE, 2010). Picket *et al.* (2001), reportaram que os valores médios de resistência de união intra-oral (5,4

MPa) ao término do tratamento ortodôntico eram significativamente menores do que os encontrados *in vitro* (12,8 MPa).

Não obstante, a maioria dos estudos *in vitro*, são conduzidos em um tempo curto após a colagem, frequentemente 24 horas. Esta prática não leva em conta a influência em potencial do meio ambiente oral no material de colagem e na interface entre o substrato e o adesivo (MURRAY e HOBSON, 2003; KOKICH, 2013). Além disso, a saliva é um poderoso surfactante, que pode percolar entre interfaces afastando-as. A termociclagem, realizada em alguns estudos, pode não reproduzir os efeitos da degradação da união pela saliva (SWARTZ, 2007).

Finalmente, a força de mastigação máxima em um único dente é 265 Newton (N), contudo, a carga oclusal normal varia de 3 a 18 N. Na ortodontia, a força média nos bráquetes anteriores é de, aproximadamente, 5 MPa, e 20 MPa nos dentes posteriores. Assim, sob o ponto de vista biomecânico, esse valor (20 MPa) pode ser um indicador da resistência de união a ser alcançada em ortodontia (WILTSHIRE e NOBLE, 2010). Mas, deve-se considerar que as forças mastigatórias liberadas aos bráquetes são complexas e difíceis de replicar *in vitro*.

Assim, é legítimo afirmar que colagem de bráquete ortodôntico é sensível à técnica e exige conhecimento dos diversos substratos odontológicos (aderentes) e dos sistemas adesivos, optando-se pelo procedimento adesivo mais adequado ao caso, objetivando uma união duradoura durante o tratamento e uma descolagem de bráquete sem dano às superfícies dentárias e restauradas que devem permanecer com estética e funcionalidade na boca do paciente. Nesse sentido, a colagem

de bráquetes a restaurações de porcelana oferecem um desafio adicional. Existem poucos estudos sobre a união dos bráquetes ortodônticos aos diferentes substratos restauradores odontológicos, o que deve induzir e incentivar a atuação dos pesquisadores.

As tantas dificuldades relatadas e as diversas considerações avaliadas acima, demonstram o tamanho do desafio para se alcançar um consenso no que se refere a resistência de união adequada para a ortodontia.

3-PROPOSIÇÃO

Este estudo tem como objetivo geral, avaliar a resistência de união e o modo de falha entre porcelana e bráquetes ortodônticos colados com cimento resinoso, almejando indicar um protocolo clínico para a colagem de bráquetes ortodônticos a restaurações cerâmicas, assegurando resistência de união suficiente ao tratamento ortodôntico e proporcionando menor dano à restauração de porcelana na descolagem do bráquete no desfecho do tratamento ortodôntico compreensivo.

Especificamente, esse estudo testa as seguintes hipóteses:

1. A resistência de união dos bráquetes cerâmicos colados à porcelana é maior do que a dos bráquetes metálicos (controle), independente do tratamento adesivo;
2. A interface bráquete-resina é a mais fraca da união porcelana-resina-bráquete; e
3. O dano à superfície da porcelana pela descolagem do bráquete ortodôntico é governado pelo mecanismo adesivo aplicado na colagem do bráquete e não pelo tipo de bráquete ortodôntico (cerâmico ou metálico).

4-MATERIAIS E MÉTODOS

O material utilizado como substrato no presente estudo *in vitro* é uma cerâmica vítrea a base de dissilicato de lítio (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent, Schaan, Luxemburgo) fabricada em blocos para usinagem com tecnologia de CAD/CAM (figura 16). No estágio cristalino intermediário ou pré-sinterizado (*blue block*), o bloco pode ser facilmente fresado. Nesta fase, a resistência do material é de 130–150 MPa. Após a fresagem, os blocos cerâmicos podem ser cristalizados em forno (ex., Programat® P300, P500, ou P700, Ivoclar Vivadent) a temperaturas de 840-850°C (1544-1562°F) e um tempo relativamente curto de 20 a 30 minutos. Durante o processo de cristalização, ocorre alteração da microestrutura (densificação de cerca de 0,2 %), com um aumento controlado dos cristais de dissilicato de lítio e, consequentemente, da resistência (em torno de 360 MPa) e da dureza (aproximadamente 5800 MPa). Nesse processo as propriedades óticas desejadas para a restauração também são ajustadas. Com isso, as indicações clínicas dessa cerâmica vão desde restaurações do tipo *inlays*, *onlays* coroas e facetas até pontes fixas de 3 elementos até a região de pré-molares.

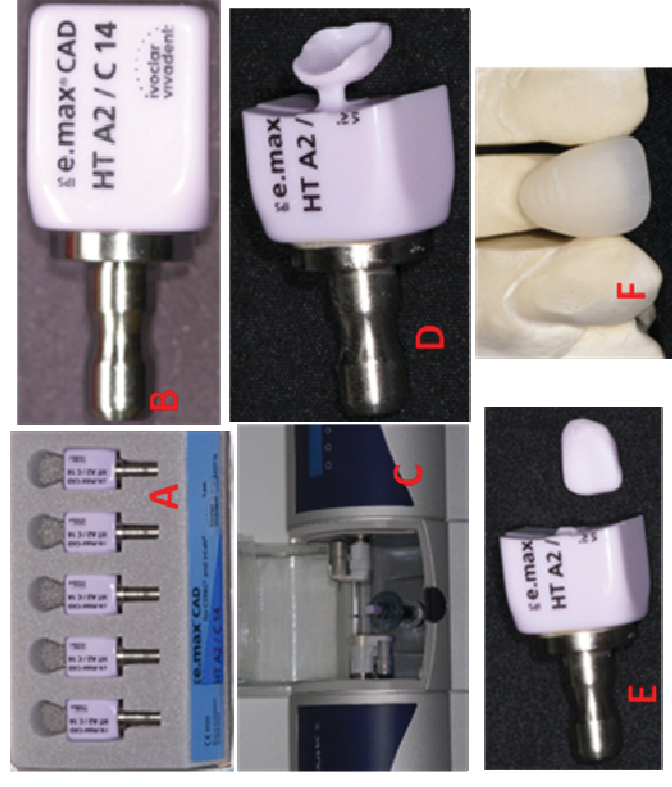


Figura 16. Exemplificando a usinagem de uma restauração. A- Caixa da cerâmica IPS e.max CAD com 5 blocos pré-sinterizados. B- Bloco usinável em sistema de fresagem. C- Sistema CAD-CAM (Cerec, Sirona) que pode ser utilizado para usinar os blocos. D- Aspecto do bloco após a usinagem. E- Restauração separada do bloco. F- Faceta após cristalização adaptada ao modelo mestre.

4.1. Preparo dos corpos de prova cerâmicos

Duzentos e quarenta (240) corpos de prova (Cp) de cerâmica (IPS e-max CAD, blocos C14 de 14,5 cm de comprimento x 12,4 cm de largura x 18 cm de altura) foram obtidos a partir de cortes com disco diamantado (Extec Corp., Enfield, CT, USA) em cortadora metalográfica (Miniton, Struers, Copenhagen, Denmark). Cada bloco gerou 14 Cp em forma de placas (*figura 17*) que foram cristalizadas e glazeadas (*figura 18*) de acordo com instruções do fabricante (*Tabela 2*).

Tabela 2. Parâmetros de queima para cristalização/glazeamento de blocos IPS e-max CAD LT/HT.

Fornos utilizáveis	
	P300
	P500
	P700
Temperatura de serviço B [°C/°F]	403/757
Tempo de fechamento S [min]	6:00
Acréscimo de temperatura t1 [°C/°F/min]	90/162
Temperatura de queima T1 [°C/°F]	820/1508
Tempo de manutenção H1 [min]	0:10
Acréscimo de temperatura t2 [°C/°F/min]	30/54
Temperatura de queima T2 [°C/°F]	840/1544
Tempo de manutenção H2 [min]	7:00
Vácuo 1 - 11 [°C/°F]	550/820
12 [°C/°F]	1022/1508
Vácuo 2 - 21 [°C/°F]	820/840
22 [°C/°F]	1508/1540
Esfriamento lento L [°C/°F]	700/1292

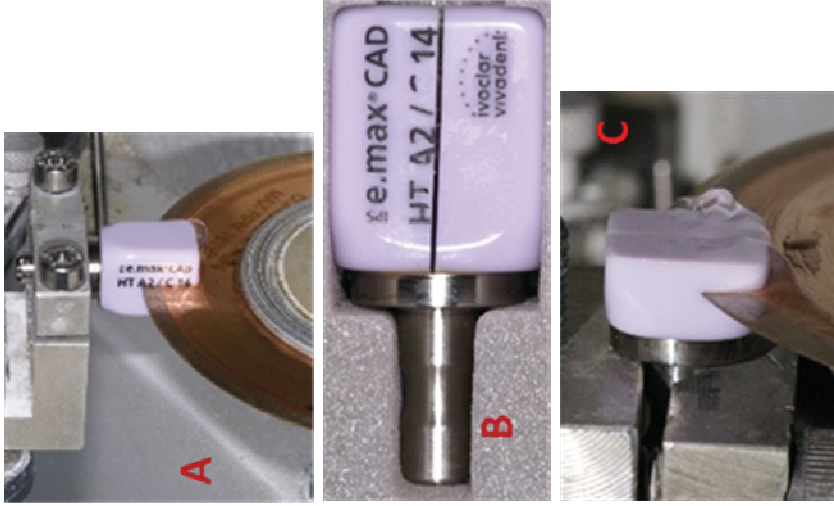


Figura 17. A e B– Primeiro corte longitudinal em cada bloco cerâmico. C- Sete recortes transversais por bloco, obtendo-se 14 Cp por bloco cerâmico.

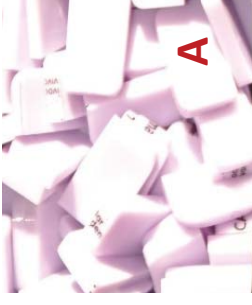


Figura 18. A– Cp cerâmicos após o corte. B- Cp cristalizados e glazeados.

Os Cp foram incluídos em resina acrílica (Clássico, Jet, Campo Limpo Paulista, SP, Brasil) deixando exposta apenas a superfície a ser tratada para união ortodôntica direta (figura 19).



Figura 19. Sequência de inclusão dos Cp cerâmicos em resina acrílica, deixando exposta apenas a superfície a receber um dos quatro tratamentos adesivos experimentais, prévios à união ortodôntica direta dos bráquetes.

Após a inclusão dos Cp cerâmicos em resina acrílica, estes foram sequencialmente polidos em uma politriz (Abramin, Struers, Copenhagen, Denmark) com papel metalográfico de granulação

decrecente (320, 1.000, 1.200 e 1.500), obtendo-se uma superfície polida e similar para todos os Cp (figura 20).



Figura 20. A– Máquina poliriz para polimento dos Cp. Aspecto do Cp antes (B) e após (C) o polimento de superfície.

Os Cp foram, randomicamente, distribuídos em doze grupos (n=20) experimentais, descritos abaixo, perfazendo um esquema fatorial 3x4 com as seguintes variáveis independentes (Figura 21).

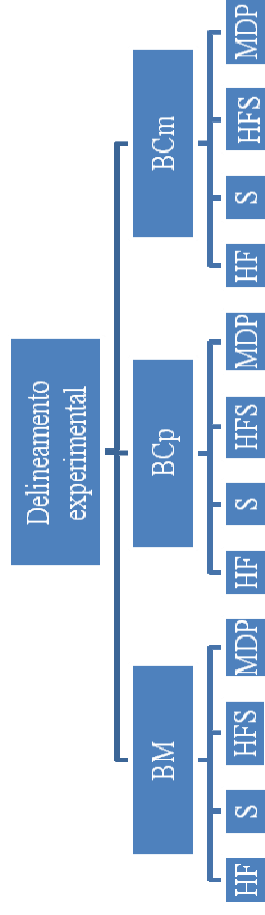


Figura 21. Representação do esquema fatorial do estudo que produziu 12 grupos experimentais (n=20).

Tipo de bráquete:

BM- bráquete metálico (Abzil, 3M do Brasil, São José do Rio Preto, Sp, Brasil) tradicional com tela de retenção mecânica (grupos controle) (figura 22).

BCp- bráquete cerâmico policristalino (*Transcend 2000*, 3M, Monrovia, CA, USA) que utiliza retenção mecânica através de partículas de vidro fusionadas à base do bráquete (*figura 23*).

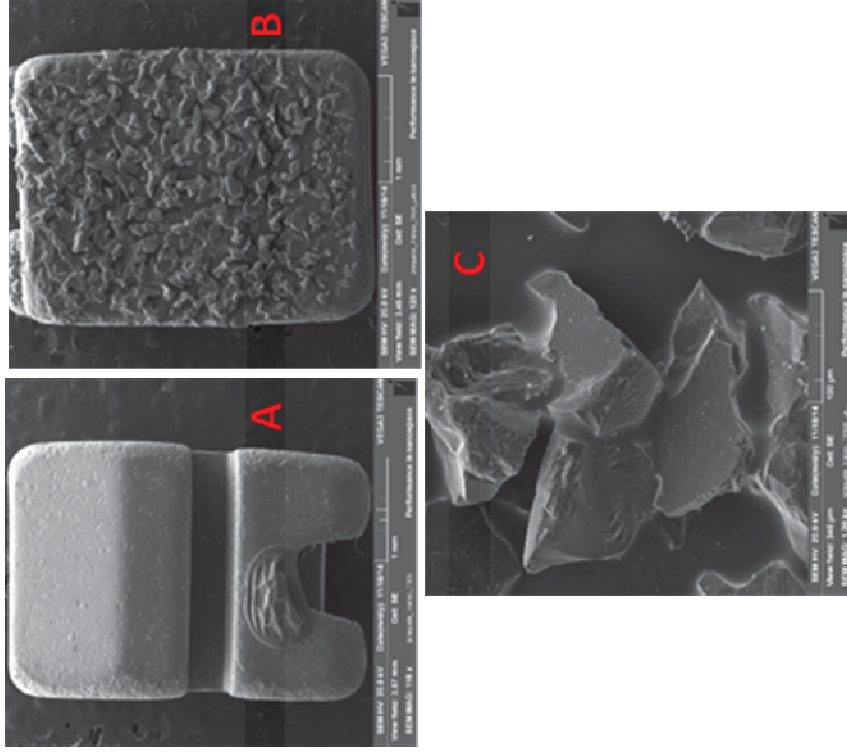


Figura 23. A- Vista anterior (116x) de bráquete policristalino (*Transcend 2000*, 3M, Monrovia, CA, USA). B- Vidro é adicionado à base de colagem do bráquete (120x). C- Imagem aproximada da base (microscopia eletrônica de varredura, 1200x).

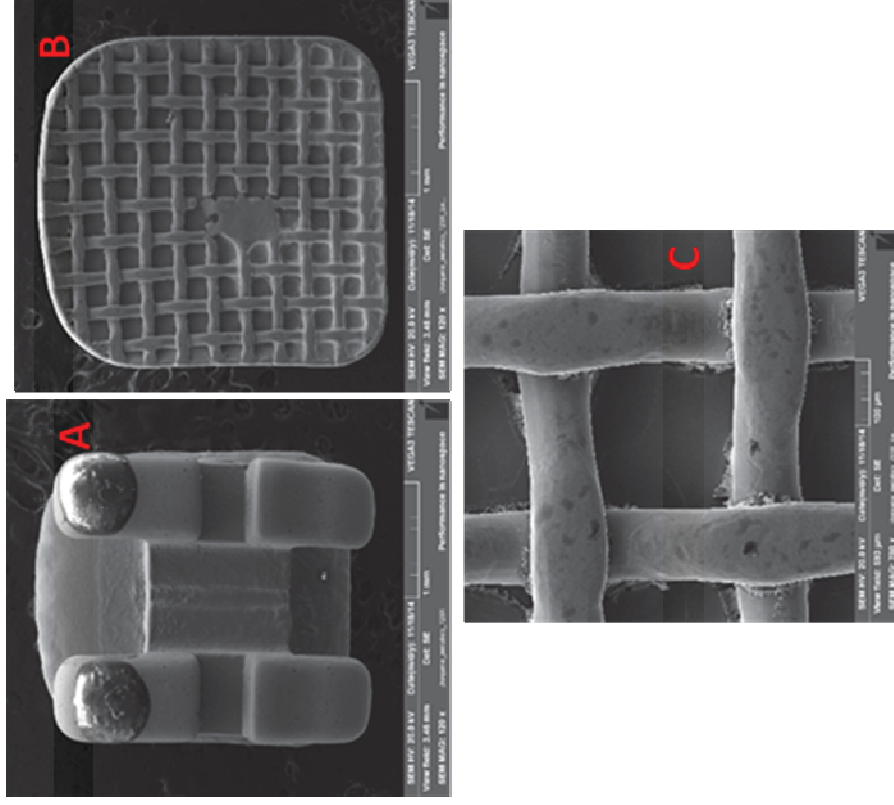


Figura 22. A- Vista anterior (120x) de bráquete metálico (*Abzil*, 3M do Brasil, São José do Rio Preto, SP). B- Base de colagem com malha metálica para favorecer a retenção mecânica (120x). C- Imagem aproximada da trama na base (microscopia eletrônica de varredura, 700x).

BCm- bráquete cerâmico monocristalino (*Inspire Ice*, Ormco, Glendora, CA, USA) que utiliza retenção mecânica através de esferas de zircônia fusionadas à base do bráquete (*figura 24*).

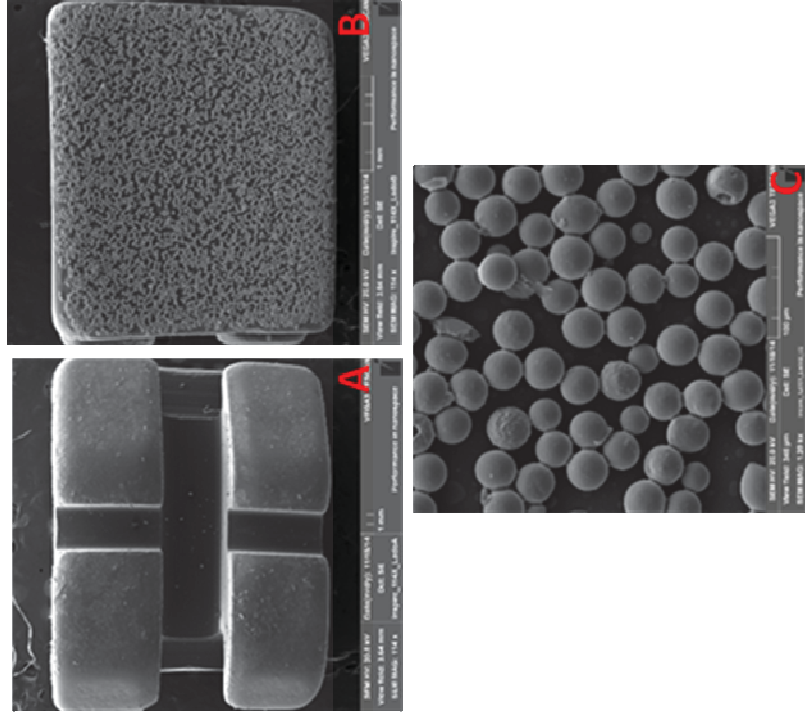


Figura 24. A- Vista anterior de bráquete (114x) monocristalino (*Inspire Ice- Ormco*). B- Microesferas de zircônia adicionadas à base de colagem do bráquete (114x). C- Imagem aproximada da base (microscopia eletrônica de varredura, 1200x).

4.2- Tratamento da superfície cerâmica

HF- Condicionamento com ácido fluorídrico (Condac porcelana, FGM, Joinville, SC, Brasil) por 60 s, lavagem com jato de água/ar por 20 s, secar com jato de ar isento de óleo.

S- aplicação e fricção, com aplicador, de agente silano (Prosil, FGM, Joinville, SC, Brasil) por 3 min, deixando evaporar o solvente; secagem com jato de ar isento de óleo.

HFS- Aplicar o HF seguido do S (como descrito para os grupos acima).

MDP- O sistema adesivo de dois passos (Ambar, FGM, Joinville, SC, Brasil – primer e adesivo combinados em um frasco) contendo MDP (10-Metacriloiloxidecil dihidrogênio fosfato) foi aplicado em duas camadas, uma gota para cada camada do adesivo. A primeira foi aplicada friccionando vigorosamente o adesivo durante 10 s seguido da segunda camada por mais 10 s e leve jato de ar por 10 s para evaporação do solvente. Fotopolimerização por 10 s. 400 mW/cm² (RADII CAL, SDI Limited, Bayswater, Victoria, Austrália, 1200mW/cm²).

Previamente aos tratamentos de superfície foi fabricado um dispositivo perfurador com o objetivo de perfurar uma fita adesiva delimitando e padronizando a área de adesão sobre substrato (*figura 25*) de acordo com a área da base dos bráquetes.

e aplicado uma carga de 750 g com dispositivo específico. O excesso de cimento foi deixado escoar sobre a fita adesiva, fotopolimerizado por 2 s e o excesso foi removido com auxílio de uma sonda exploradora (figura 27). A junção adesiva foi fotoativada por 20 s em cada lado do bráquete, totalizando 80 segundos. A fita adesiva delimitadora da área de adesão foi então removida e os espécimes armazenados em água destilada por 48 h até o teste de resistência de união.

O cimento resinoso utilizado (*Heliosit Orthodontic*) apresenta a seguinte composição: monômeros da matriz- dimetacrilato de uretano, Bis-GMA e dimetacrilato decandiol (85 wt% seco); e a carga consiste de dióxido de silício (14 wt% seco); além de componentes adicionais como catalizadores e estabilizadores (1 wt% seco). De acordo com o fabricante (Ivoclar) esse cimento possui resistência à flexão de 80 MPa e resistência de união entre resina e esmalte de 10 a 12 MPa.

Para o teste de resistência de união por cisalhamento (figura 28), os espécimes foram montados em um dispositivo apropriado (Bencor Multi-T System, Danville Engineering, San Ramon, CA, USA) que foi posicionado na máquina de ensaios universal (DL 2000, EMIC, São José dos Pinhais, PR, Brasil), com velocidade (crosshead speed) de 1 mm/min. A carga máxima de fratura (F, em N) e a área (A) de adesão (base do bráquete de incisivo central inferior= 10,14 mm²) foi considerada para o cálculo de resistência de união ($\sigma = F/A$, em MPa).

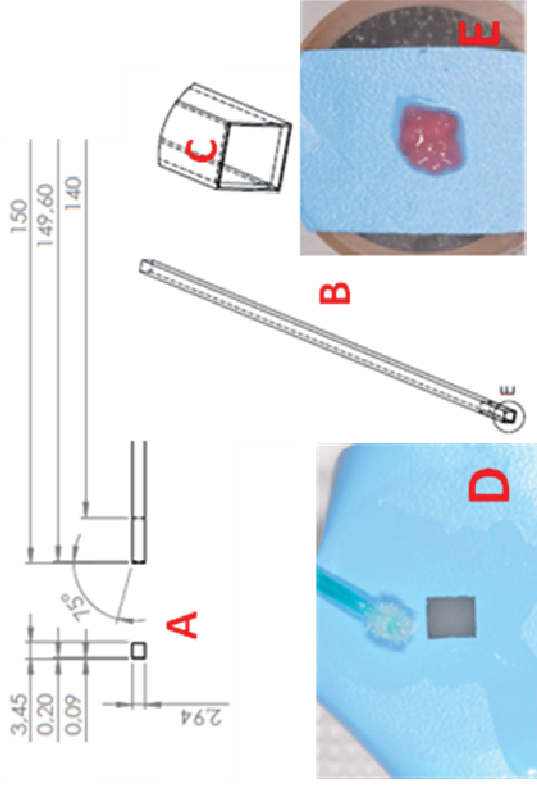


Figura 25. A- Projeto do dispositivo perfurador com dimensões de 3,45 mm x 2,94 mm na ponta ativa. B- Dispositivo com haste. C- Perspectiva da extremidade ativa. D- Protetor posicionado sobre o Cp, sendo aplicado o silano para o tratamento adesivo, após recorte do adesivo com o instrumento. E- Adesivo protegendo o substrato e delimitando a área de adesão, durante o condicionamento com HF.

Ainda, antes do tratamento de superfície, os Cp cerâmicos e os braquetes foram limpos em banho sônico com álcool isopropílico por 5 minutos (figura 26). A fita adesiva perfurada foi centralizada sobre o Cp cerâmico delimitando a área do tratamento superficial que seguiu a sequência de tratamentos mencionados acima (figura 27). O cimento resinoso (*Heliosit Orthodontic*, Ivoclar Vivadent, Schaan, Luxemburgo), altamente translúcido, foi manipulado e aplicado a base dos bráquetes ortodônticos, de acordo com as instruções do fabricante. O braquete com o cimento em sua base foi posicionado sobre a área de superfície tratada

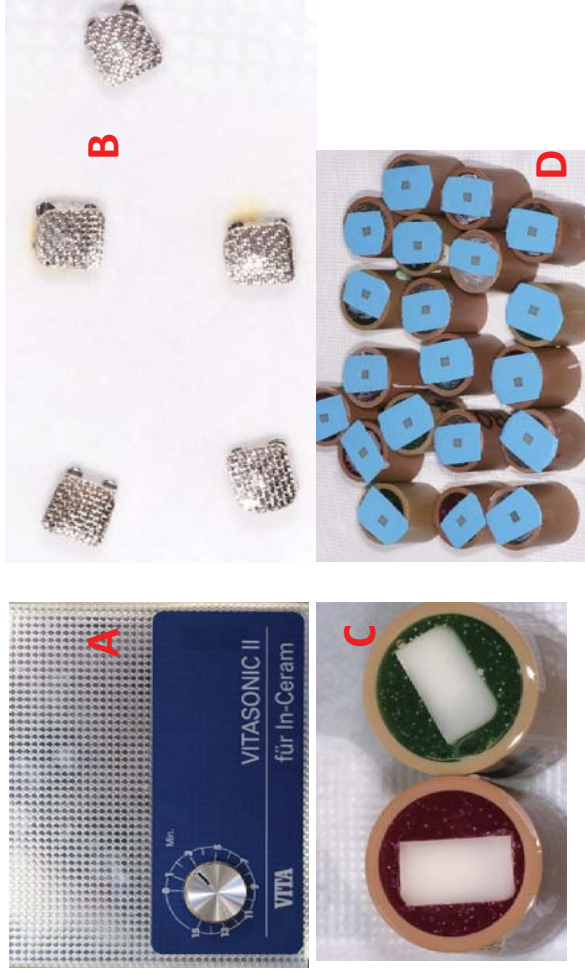


Figura 26. A- Máquina para banho sônico dos braquetes (B) e Cp cerâmicos (C). D- A fita adesiva perfurada que delimitou a área de adesão (10,14 mm²) foi posicionada nos Cp cerâmicos, previamente à submissão ao tratamento adesivo.

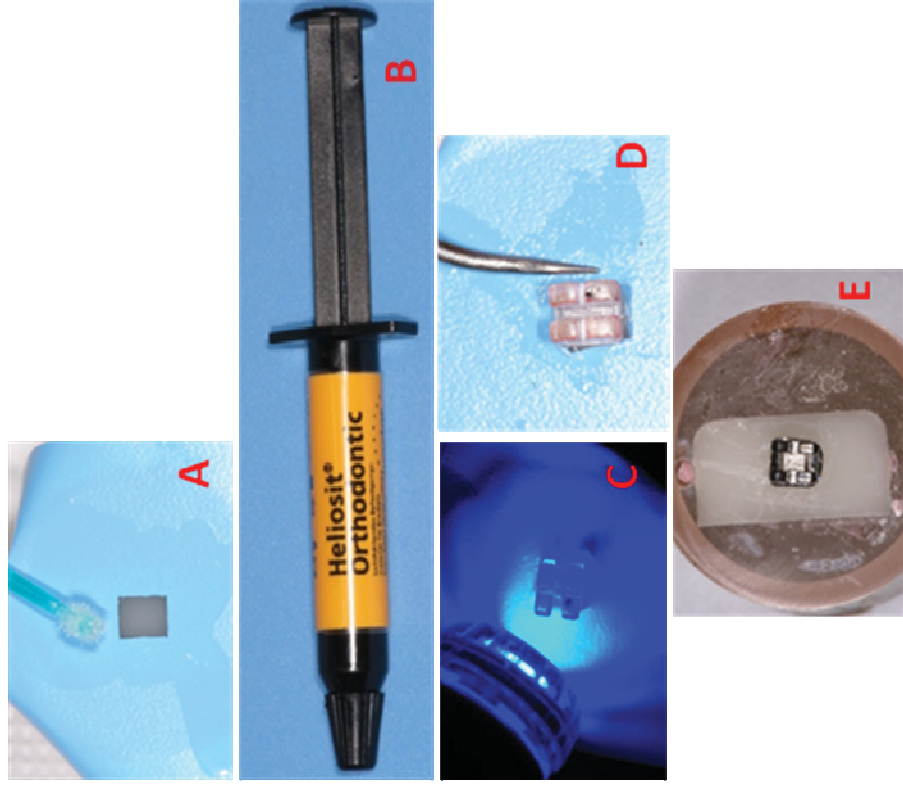


Figura 27. A- aplicação do tratamento de superfície (nessa imagem do agente silano). B- aplicação de resina Heliosit à base do braquete. C- Fotopolimerização por 2 s. D- Remoção dos excessos com sonda exploradora. E- Após a fotopolimerização final de 20 s em cada lado do braquete, foi realizada a remoção da fita adesiva e os espécimes foram armazenados por 48 h em água destilada, antes da realização do ensaio mecânico.

E

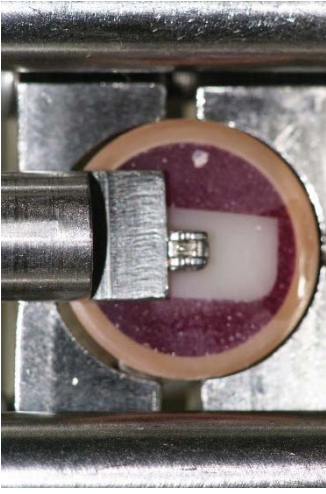


Figura 28. *Teste de resistência de união por cisalhamento. Os espécimes foram colocados no dispositivo Bencor que foi montado à máquina de ensaios universal. A carga foi aplicada no sentido incisor-cervical da base do bráquete.*

Realizado o teste de cisalhamento, as partes descoladas (bráquetes e Cp cerâmicos) foram armazenados individualmente para análise fractográfica usando microscopias ótica (MO) e eletrônica de varredura (MEV), seguindo a classificação de modo de falha proposta por Bordeaux *et al.*, 1994:

Tipo 1 (A_{bm})– Falha adesiva na interface bráquete-adesivo, com 90% ou mais de exposição da base do bráquete.

Tipo 2 (C_a)– Falha combinada nas duas interfaces (adesivo-bráquete e adesivo-cerâmica). Entre 10% e 90% da base do bráquete exposta.

Tipo 3 (A_{ca})– Falha adesiva na interface cerâmica-adesivo, com 90% ou mais da cerâmica livre de adesivo.

Tipo 4 (C_b)– Fratura do bráquete durante o teste deixando uma porção do bráquete ainda unido à cerâmica.

Tipo 5 (C_c)– Fatura da cerâmica. Parte da cerâmica permanece unida a base do bráquete.

Todas as superfícies fraturadas foram avaliadas por MO (Estéreo Microscópio Trinocular, modelo Zeiss STEMI 2000 C, Carl Zeiss, Jena, Alemanha), com ampliações de ampliação entre 6,5 e 50 vezes, e com câmera digital científica com resolução de 5.0 megapixels. As superfícies fraturadas que produziram dúvida quanto à classificação acima foram examinadas em MEV; isso ocorreu em 20 espécimes. Para avaliação em microscópio eletrônico de varredura (VEGA3 SBU, EasyProbe EDX- energy dispersive x-ray detector, Tescan Orsay Holding, Libušina, Třída, República Checa) as superfícies fraturadas dos bráquetes cerâmicos e dos Cp cerâmicos foram cobertas com ouro, pois o recobrimento por película condutora não é necessário aos materiais que são condutores elétricos, como os metais, os quais podem ser estudados no MEV sem qualquer preparação especial. Contudo, os materiais dielétricos, como a maioria dos minerais e das substâncias cerâmicas precisam ser tornados condutores artificialmente, para dissipação da carga elétrica e do calor introduzidos pela exposição ao feixe de elétrons. Assim, películas delgadas condutoras devem ser depositadas na superfície destas amostras, tendo espessuras entre 5 a 50 nm. Estas películas podem ser de dois tipos: a) metálicas (Au, Au-Pd, Al), a chamada metalização, que geralmente favorece muito as imagens do MEV, mas que não são ideais para a microanálise; b) película de carbono, com efeito inverso, em relação a imagens e microanálise. No caso desse estudo, a metalização com ouro seguiu os parâmetros descritos acima, na máquina metalizadora (Q150T Turbo-Pumped Sputter Coater/Carbon Coater, Quorum Technologies Ltd, Judges House, Lewes road, East Sussex, UK).

Os valores de resistência de união foram analisados estatisticamente através do programa BioEstat v.5.3, utilizando a análise de Kruskal Wallis e comparação (post hoc) por Student-Newman-Keuls, com nível de 5% de significância ($\alpha= 0,05$).

5- RESULTADOS

Os resultados quantitativos importantes do presente estudo estão resumidos na *Tabela 3*.

Tabela 3. *Tamanho da amostra (n), valores mínimos, máximos e mediana de resistência de união (σ) com agrupamento estatístico (*) e coeficiente de variação (CV), além do percentual do modo de falha (tipo de fratura) dos grupos experimentais desse estudo.*

n	Mediana * (MPa)	Mínim o (MPa)	Máxim o (MPa)	CV (%)	Tipo de fratura (%)				
					1	2	3	4	
1. BM-HF	19	4,77 cd	1,99	9,40	42,69	5,26	63,16	31,58	--
2. BM-S	17	3,72 d	1,90	6,56	37,16	--	5,88	94,12	--
3. BM-HFS	19	6,98 bc	2,19	9,37	30,98	5,26	78,95	15,79	--
4. BM-MDP	17	1,14 ef	0,18	2,03	53,30	--	--	100,0	--
5. BCP-HF	20	7,42 b	4,24	9,47	20,32	35,0	35,0	30,0	--
6. BCP-S	20	3,11 de	0,63	6,49	56,41	--	--	100,0	--
7. BCP-HFS	20	6,94 b	3,31	9,44	27,16	65,0	15,0	20,0	--
8. BCP-MDP	14	0,80 f	0,39	1,98	49,84	--	--	100,0	--
9. BCM-HF	20	8,53 ab	3,79	9,44	22,87	--	35,0	65,0	--
10. BCM-S	20	5,79 c	1,55	9,39	38,66	--	--	100,00	--
11. BCM-HFS	19	10,54 a	6,72	19,80	29,50	--	84,21	--	15,79
12. BCM-MDP	13	1,80 ef	0,11	3,05	61,95	--	--	100,0	--

* Valores medianos significativamente diferentes são seguidos de letras diferentes ($p > 0,05$).

O braquete cerâmico monocristalino (BCM) colado com cimento resinoso à cerâmica tratada com ácido hidrofluorídrico (HF) seguido de silano (S) ou apenas com HF (grupo 11- BCM-HFS e grupo 9- BCM-HF), apresentaram os maiores valores de resistência de união (σ), respectivamente, 10,54 MPa e 8,53 MPa. O grupo 11 foi o único a

mostrar falha do tipo 4 (3 espécimes). Em contraste, o braquete cerâmico policristalino (BCp) colado a cerâmica tratada com sistema adesivo contendo monômero MDP (grupo 8- BCp MDP) apresentou o menor valor de σ (0,8 MPa) que não foi diferente, estatisticamente, dos outros grupos (4- 1,14 MPa e 12- 1,8 MPa) tratados com MDP. Considerando o valor mínimo adequado para o tratamento ortodôntico (2,8 MPa), esses grupos (4, 8 e 12) não produziram σ suficiente para colagem dos 3 tipos de braquetes à cerâmica. Paralelamente, esses mesmos grupos (4, 8 e 12) mostraram o maior número de espécimes com descolamento espontâneo antes do teste de σ , e os espécimes testados resultaram em 100% de falha tipo 3 (A_{cb} , falha adesiva na interface cerâmica-adesivo, com 90% ou mais da cerâmica livre de adesivo). Esse mesmo tipo de falha (tipo 3) foi predominante quando o silano (S) foi aplicado como único tratamento de superfície da cerâmica (grupos 2, 6 e 10).

As *figuras 29 e 30* mostram o modo de falha do tipo 2 (C_a), combinada nas duas interfaces (adesivo-bráquete e cerâmica-adesivo), que foi predominante em espécimes dos grupos 11 (84,21%), 3 (78,95%) e 1 (63,16%).

O modo de falha do tipo 1 (A_{br} - adesiva na interface bráquete-adesivo), ocorreu em 65% dos espécimes do grupo 7.

No presente experimento não ocorreu falha do tipo 5 (C_c), com fratura da restauração cerâmica que permanece unida à base do bráquete.

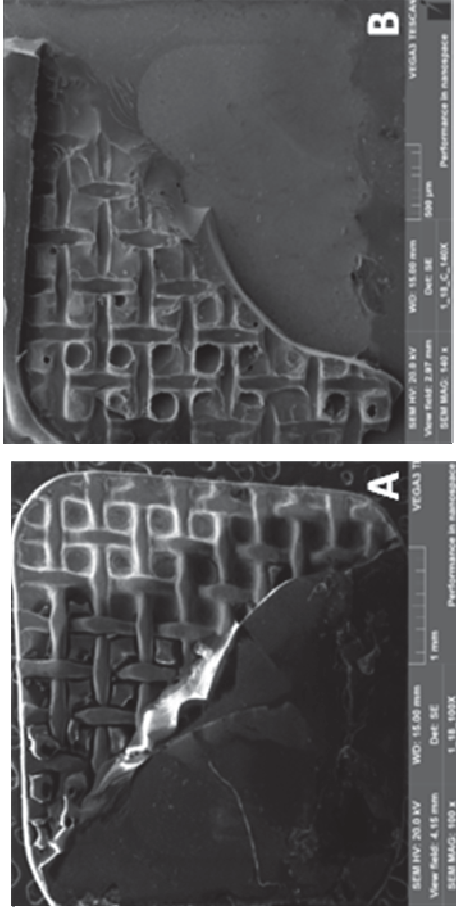


Figura 29. Imagens obtidas por MEV exemplificando modo de falha do tipo 2 (C_a), combinada nas duas interfaces (adesivo-bráquete e cerâmica-adesivo). Essa figura mostra imagens do CP 18 do grupo 1 (BM-HF) com $\sigma = 5,19$ MPa. **A-** Parte da base do BM está exposta, mostrando a retenção mecânica ainda contendo o sistema adesivo, e outra parte da base do BM está coberta pelo cimento resinoso que ficou aderida a esse substrato que foi atacado com HF (x140).

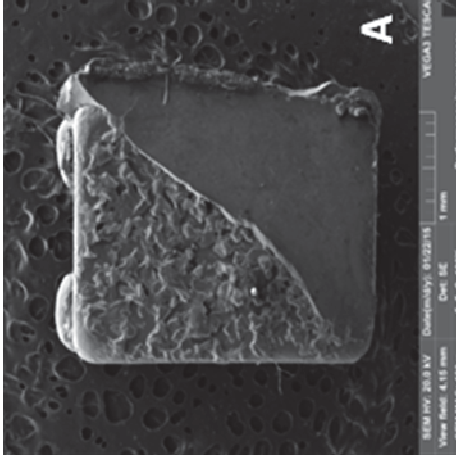


Figura 30. Imagens obtidas por MEV exemplificando modo de falha do tipo 2 (C_a) ocorrida no CP5 ($\sigma = 5,92$ MPa) do grupo BCp-HF. **A-** Parte da base do BCp está exposta evidenciando a retenção mecânica e outra parte da base do BCp está coberta pelo cimento resinoso (x100). **B-** Superfície cerâmica mostrando parte de cimento resinoso que ficou aderida a esse substrato que foi atacado com HF (x100).

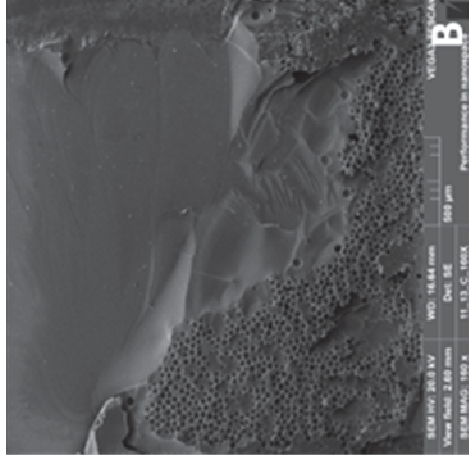
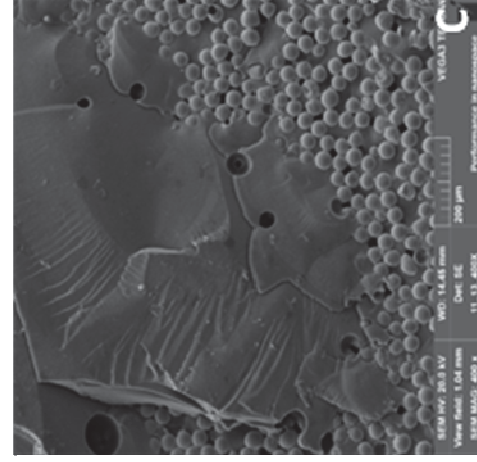
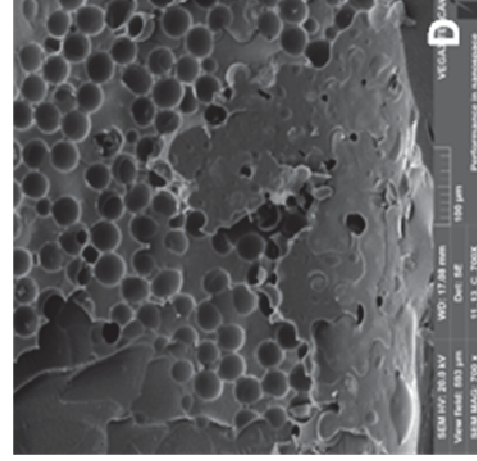
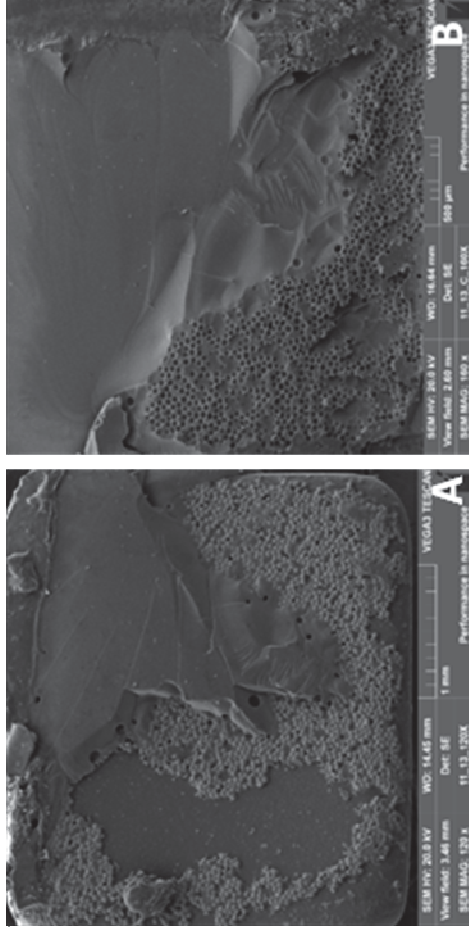


Figura 31. Imagens de MEV exemplificando modo de falha do tipo 4 (C_b), ou seja, fratura do bráquete durante o teste deixando uma porção do bráquete ainda unido à cerâmica, o que é evidenciado na imagem **D** pela inclusão de esferas provenientes da base do BCm no cimento resinoso que encontra-se aderido sobre o substrato cerâmico tratado com HF e S. Essas imagens são do CP 13 do grupo 11 (BCm-HFS) com $\sigma = 15,98$ MPa. **A-** Base do BCm mostrando áreas com esferas de retenção e áreas sem essa retenção mecânica, além de uma área coberta pelo cimento resinoso (x120). **B-** Superfície cerâmica mostrando áreas contendo cimento resinoso marcado pelas concavidades esféricas resultantes da retenção da base do BCm (x140). **C-** Imagem aproximada de A, evidenciando as esferas de retenção da base do BCm e parte de sistema adesivo (x400). **D-** Imagem aproximada de B, evidenciando esferas de retenção provenientes da base do BCm que estão incluídas no cimento resinoso (x700).

DISCUSSÃO

Até os anos de 1980, quando o ouro era o material restaurador de escolha, a aspiração por estética, a busca pela preservação dos elementos dentários, e o uso de materiais livres de metal não tinham a importância dos dias atuais (MARSHALL *et al.*, 2010; VAN AS, 2013). Atualmente, as restaurações totalmente cerâmicas (livres de metal) se tornaram um procedimento conhecido e confiável (DELLA BONA, 2009a). Além disso, os pacientes ortodônticos, incluindo uma crescente população de adultos que deseja um sorriso melhorado sem prejuízo da estética durante o tratamento, induziu a fabricação de novos aparatos ortodônticos e o treinamento dos ortodontistas para o uso adequado de braquetes estéticos, como os cerâmicos (SCOTT, 1988). Assim, um dos grandes desafios da ortodontia é oferecer aparelhos que combinem estética e adequada performance técnica (BISHARA e FEHR, 1997; RUSSEL, 2005).

Além das indicações restauradoras tradicionais para o uso de cerâmicas, existe a necessidade do manejo clínico das discrepâncias de tamanho dentário, como incisivos conóides, cuja prevalência é de 1/55 pacientes na população mundial (HUA *et al.*, 2013), e de agenesias dentárias (Gamba Garib *et al.*, 2010). Assim, não é raro a necessidade de colar braquetes à restaurações cerâmicas existentes que, provavelmente, não são identificadas quanto ao tipo de microestrutura, e desafiam o

ortodontista quanto ao tratamento adesivo mais adequado para o substrato.

A adesão às cerâmicas dentais tem sido amplamente avaliada (DELLA BONA *et al.*, 2000; DELLA BONA e ANUSAVICE, 2002; DELLA BONA *et al.*, 2002; HOSHMAND *et al.*, 2002; DELLA BONA *et al.*, 2004; ANUSAVICE, 2005; DONASSOLO *et al.*, 2009; DELLA BONA, 2009a, DELLA BONA, 2009b; SALAZAR-MAROCHO *et al.*, 2010; QUEIROZ, *et al.*, 2012), sendo tais conceitos aplicáveis para a união ortodôntica a superfícies cerâmicas., Mais especificamente, a colagem ortodôntica a superfícies cerâmicas tem sido investigada por vários autores (KAO E JOHNSON, 1991; WHITLOCK III *et al.*, 1994; ZACHRISSON *et al.*, 1996; KOKADERELI *et al.*, 2001; SANT'ANNA *et al.*, 2002; AJLOUNIA *et al.*, 2005; HERION, 2010; YADAV *et al.*, 2010; KUKIATTRAKOON e SAMRUJENKAJU, 2010; AL-HITYE *et al.*, 2011; SARAÇ *ET AL.*, 2011). Recentemente, Aksakalli *et al.* (2014) avaliaram a adesão de braquetes à cerâmica IPS Empress 2 (Ivoclar Vivadent- Liechesntein) após diferentes tratamentos de superfície (HF, jateamento com micropartículas de óxido de alumínio, ou laser Er: YAG). Os maiores valores de resistência de união foram obtidos com o uso de HF ($10.8 \pm 3.8\text{MPa}$) e laser Er: YAG ($9.3 \pm 1.5\text{MPa}$), enquanto o grupo com jateamento demonstrou valores mais baixos, não compatíveis com a demanda clínica. Não houve diferenças entre os grupos em termos de dano à superfície cerâmica.

Apesar da ausência de ductibilidade, os braquetes cerâmicos apresentam um conceito de retenção mecânica, com características de resistência de união e descolagem, similar aos braquetes metálicos (RUSSEL, 2005). Os estudos de Odegaard e Segner (1988) e de Joseph e

Rossouw (1990) avaliaram a colagem de bráquetes metálicos e cerâmicos ao esmalte e reportaram que a resistência de união dos bráquetes cerâmicos foi maior do que a dos metálicos, e o local preferencial de falha (teste de cisalhamento) foi na interface bráquete/adesivo, ou na interface esmalte/adesivo quando a resistência de união era mais elevada. Outros autores, porém, reportaram o oposto, ou seja, bráquetes metálicos produziram valores de resistência de união maiores do que bráquetes cerâmicos, atribuindo essa diferença ao tipo de retenção mecânica dos bráquetes (SOLDERQUIST *et al.*, 2006; HABIBI *et al.*, 2007).

No presente estudo, os três tipos de braquetes apresentam retenção mecânica para a colagem ortodôntica, contudo o BCm produziu valores de resistência adesiva igual ou superior aos outros braquetes, considerando o mesmo tipo de tratamento. Isso pode ser explicado pelo tipo de retenção (esferas) e pela, aparente, maior translucidez do BCm (comparado ao BCp), o que, em tese, permite uma fotoativação mais efetiva (ODEGAARD e SEGNER, 1988; ELEKDAG-TURK *et al.*, 2007). Solderquist *et al.* (2006), reportaram que a retenção mecânica da base dos BCp, obtida a partir de partículas de vidro fusionadas à alumina policristalina, pode não ser adequada pela dificuldade da resina em penetrar na base rugosa.

Kukiatrakoon e Samruajbenjakul (2009), avaliaram a resistência de união de diferentes bráquetes cerâmicos à dois tipos de cerâmicas (Vitadur Alpha e IPS e-max Ceram) e concluíram que os valores foram mais influenciados pela design da base e tipo de retenção do bráquete do que pelo tipo de cerâmica.

O tratamento de superfície para a colagem de bráquetes à restaurações cerâmicas pode ser mecânico, químico ou combinação de ambos. A produção de retenção mecânica (remoção do glaze) pode ser realizada clinicamente com brocas diamantadas, com condicionamento ácido (HF) ou com jateamento de partículas de alumina. Contudo, a remoção do glaze danifica a estética e reduz a resistência da cerâmica (KAO *et al.*, 1988; ZELOS *et al.*, 1994; ANUSAVICE, 2005). Saraç *et al.* (2007), mostraram que o jateamento de porcelanas é mais agressivo que o uso de HF, mas não é mais efetivo do que o HF no que se refere a resistência de união.

Altos valores de resistência de união (acima de 30 MPa) à superfícies cerâmicas foram reportados, e foram associados a fratura coesiva desses substratos (FALKENSAMMER *et al.*, 2012). O controle do tempo de condicionamento e da concentração do ácido são importantes para alcançar um resultado adequado no tratamento de superfície de diferentes cerâmicas (DELLA BONA, 2009a). Não obstante, os profissionais devem ser cuidadosos com relação a toxicidade e natureza corrosiva do HF aos tecidos moles da boca (DELLA BONA, 2009a; DELLA BONA e DI GUIDA, 2014). Além disso, após o tratamento ortodôntico as restaurações cerâmicas, usualmente, permanecem em boca, portanto, o dano a essas restaurações deve ser minimizado.

A tecnologia de irradiação por laser tem sido utilizada em ortodontia para descolagem dos bráquetes cerâmicos, fotopolimerização, remoção de resina da base dos bráquetes para a recolagem, condicionamento de esmalte e outros substratos como os cerâmicos (VAN AS, 2013; YASSAEI *et al.*, 2014). Yassaei *et al.*, em 2014,

usaram irradiação por laser (Er: YAG laser 80 mJ, 15 Hz, 10 s) e verificaram irregularidades similares as produzidas com HF, no entanto, a resistência de união foi menor do que com HF. Ahrari *et al.* (2013), argumentaram que o laser CO₂ pode ser uma alternativa ao uso de HF.

Os agentes silanos bifuncionais são promotores da adesão pela união química (uniões siloxanas) entre a resina (orgânica) e a cerâmica (inorgânica), aumentando a molhabilidade do substrato e a resistência de união (DELLA BONA, 2009a; SARAÇ *et al.*, 2011; DELLA BONA e DIGUIDA, 2014).

Os sistemas resinosos utilizados para colagem de braquete também tem seu papel na resistência de união. Estudos usando o Transbond XT (3M ESPE St. Paul, Minnesota, USA) são frequentes, muito provavelmente devido a consistência e capacidade de união desse material. A resina *flow*, Heliolit (Ivoclar Vivadent AG Liechtenstein), não utiliza adesivo e produz uma resistência de união menor do que quando utilizado resinas quimicamente ativadas e macroparticuladas (Concise, 3M ESPE St. Paul, Minnesota, USA) (JOSEPH e ROSSOUW, 1990; DURRANI *et al.*, 2008). Atílio *et al.*, em 2005, mostraram uma boa penetração do Transbond XT nas retenções da base do braquete enquanto que a resina Denfil Flow mostrou maior incorporação de bolhas de ar, provavelmente devido a baixa viscosidade desse material, que é similar ao Heliolit (ATSÜ, *et al.*, 2006; ÖZCAN, *et al.*; 2008). Além disso, essa resina é translúcida, favorecendo a adequada fotopolimerização (maior taxa de conversão) através de bráquetes cerâmicos.

Em relação à resistência de união, tema central desse estudo, é relevante considerar que a avaliação da adesão de bráquetes a diferentes

substratos, como os cerâmicos, é tema relevante na ortodontia, porque as forças aplicadas não devem ocasionar a falha na união durante o tratamento (DELLA BONA e DI GUIDA, 2014). Nesse sentido, superfícies mecanicamente retentivas favorecem a adesão, mas a ação sinérgica de mecanismos de união como a criação de microrretenções (retenção mecânica) na superfície do substrato, aumentando a área total de contato, associada a união químicas, geralmente, produz valores de resistência de união ainda maiores (DELLA BONA, 2009a). Essas interações mecânicas e químicas ocorrem em uma região chamada de “zona de adesão”, ou seja, região o sistema adesivo interage com os dois substratos (aderentes) para promover a união. Especificamente para esse estudo, a zona de adesão compreende: (1) o sistema adesivo e cimento resinoso; (2) a interface de interação com o substrato cerâmico onde ocorre a união micromecânica e/ou química; e (3) a interface de interação com a base do braquete (cerâmico ou metálico) onde ocorre a união com o sistema adesivo/cimento resinoso (DELLA BONA, 2009a).

O sinergismo, descrito acima, pode ser verificado no presente estudo pois tratamentos que utilizaram apenas mecanismos de união química (silano ou MDP) produziram valores inferiores aos que utilizaram os dois tipos de mecanismos de união (HF-S), o que foi corroborado, qualitativamente, pela avaliação fractográfica dos CPs. Contudo, os CPs que utilizaram mecanismo de retenção mecânica (HF) produziram resultados estatisticamente semelhantes aos CPs que foram tratados com ambos os mecanismos, mecânico e químico (HF-S), indicando que a retenção mecânica é o mecanismo de união principal para obtenção de valores de resistência maiores. Essas observações estão de acordo com Özcan *et al.* (2008) que mostraram que a silanização não

aumentou a resistência de união do cimento resinoso para bráquetes cerâmicos e de policarbonato. Clinicamente, o presente estudo indica que o uso de S e MDP são desnecessários quando o objetivo é a obtenção de valores de união elevados.

Outros procedimentos clínicos a considerar são a remoção da resina residual e o repolimento da superfície do substrato cerâmico que são realizados quando ocorrem falhas de união, necessidade de reposicionamento dos bráquetes e, finalmente, após a remoção completa dos bráquetes ao término do tratamento. Por isso, com exceção dos bráquetes removidos ao desfecho do tratamento, o profissional pode reutilizar o mesmo bráquete, se esse não estiver danificado. Tais aspectos, devem ser alvos de próximos estudos.

As condições intra-orais e a dinâmica ortodôntica, são apenas alguns aspectos que podem explicar a discrepância entre os resultados de estudos *in vitro* e *in vivo* (ELIADES, 2010). Não obstante, a ampla referência a Reynold's (1975), que reportou valores "clínicamente aceitáveis entre 6 e 8 MPa" de resistência de união para a ortodontia, seria questionável aos experimentos e procedimentos clínicos 40 anos após, pois materiais, metodologias experimentais e procedimentos estão diferentes (ELIADES, 2002). Ainda, qualquer extrapolação direta de estudos "*in vitro*" para situações clínicas deveria ser muito cautelosa nos dias atuais. Além disso, simulações utilizando análise por elementos finitos mostram que o estresse na zona de adesão ortodôntica não é homogêneo, sugerindo que os estudos tradicionais de resistência de união sub-estimam os estresses que resultam nas falhas de união.

O presente estudo foi idealizado para estimar a resistência de união de diferentes tipos de bráquetes ao substrato cerâmico,

considerando uma resistência mínima para suportar a atividade necessária de um tratamento ortodôntico sem que ocorra dano a restauração cerâmica no procedimento de descolagem do braquete, ao final do tratamento. A avaliação dos resultados quantitativos (σ) e qualitativos (modo de fratura), sugerem que uma σ mínima de 6 MPa é necessária para que braquetes não falhem adesivamente na interface cimento/cerâmica (falha do tipo 3). Os maiores valores de σ ficaram muito próximos a 20 MPa e não causaram fratura do substrato cerâmico (falha tipo 5), por isso, esse estudo não teve sucesso em estimar o limite máximo de σ , o qual causaria dano irreversível a restauração cerâmica.

CONCLUSÕES

A hipótese 1 foi parcialmente confirmada, pois a resistência de união dos bráquetes cerâmicos, em especial o BCm (grupos 9-12), foi maior do que a dos BM, para todos os tratamentos de superfície, exceto o MDP.

Se considerado o experimento como um todo, a hipótese 2 foi rejeitada, pois a falha adesiva na interface cerâmica-resina (tipo 3) ocorreu com os menores valores de σ , indicando ser essa a interface mais fraca dessa zona de adesão. Contudo, certamente, essa afirmação está diretamente associada ao tratamento de superfície cerâmico, pois quando os valores de σ foram maiores, o modo de falha do tipo 2 (C_d), com falha nas duas interfaces (adesivo-bráquete e cerâmica-adesivo) e falha coesiva do cimento resinoso, foi predominante.

A hipótese 3 foi confirmada, pois o dano à superfície da porcelana pela descolagem do bráquete ortodôntico é governado pelo mecanismo adesivo aplicado ao substrato cerâmico, e não pelo tipo de bráquete ortodôntico (cerâmico ou metálico).

O presente estudo abriu uma série de possibilidades de futuros estudos tais como a investigação de (a) tratamento adesivo associando o HF ao MDP; (b) estabelecimento de protocolos de repolimento da superfície cerâmica; (c) tratamento adesivo na base dos bráquetes, viabilizando sua recolagem ortodôntica em falhas ou reposicionamento, todos estes em substratos cerâmicos ácido-sensíveis. Em substratos cerâmicos ácido-resistentes, como a zircônia, são sugeridos estudos para verificar o tratamento de superfície para a união ortodôntica através de laser, jateamento, silicatização, condicionamento por infiltração seletiva (Aboushelib, *et al.*, 2010) e novos adesivos com predicaos de adesão à zircônia.

REFERÊNCIAS

- ABOUSHELJIB, M.N.; FEILZER, A.J.; KLEVERLAAN, C.J. Bonding to zirconia using a new surface treatment. *J Prosthodont*, v. 19, p. 340-346, 2010.
- AJLOUNI, R.; BISHARA, S.E.; OONSOMBACT, C.; SOLIMAND, M.; LAFOONE, J. The effect of porcelain surface conditioning on bonding orthodontic brackets. *Angle Orthod*, v.75, p. 858-864, 2005.
- AHRARI, F.; HERAVI, F.; HOSSEINI, M. Co2 laser conditioning of porcelain surfaces for bonding metal orthodontic brackets. *Lasers Med Sci*, v.28, p.1091-1097, 2013.
- AL-HITY, R.; GUSTIN, M.P.; BRIDEL, N.; MORGON, L.; GROSGOGGAT, B. In vitro orthodontic bracket bonding to porcelain. *Eur J Orthod*, v. 34, p. 505-511, 2012.
- AKSAKALLI, S.; ILERI, Z.; YAVUZ, T.; MALKOC, M.A.; OZTURK, N. Porcelain laminate veneer conditioning for orthodontic bonding: SEM-EDX analysis. *Lasers Med Sci*, 2014. DOI 10.1007/s10103-014-1682-5, Epub ahead of print.
- ALHAJJA, E.S.; AL-WAHADNI, A.M. Shear bond strength of orthodontic brackets bonded to different ceramic surfaces. *Eur J Orthod*, v. 29, n. 4, p. 386-389, 2007.
- ANUSAVICE K. J. Phillips materiais dentários. 11ª ed. Rio de Janeiro:Elsevier; 2005, 824 p.
- ANDREASEN G.F; STIEG M.A Bonding and debonding brackets to porcelain and gold. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, v.93, n. 4, p. 341-345, 1988.
- ARTUN, J. A post treatment evaluation of multibonded ceramic brackets in orthodontics. *Eur J Orthod*, v.19, p. 219-228, 1997.
- ATSÜ, S.S.; GELCOR, I.E.; SAHIN, V. Effects of silica coating and silane conditioning on the bond strength of metal and ceramic brackets to enamel. *Angle Orthod*, v. 76, n. 5, p. 857-862, 2006.
- ATTILIO, M.D.; TRAINI, T.; DI IORIO, D.; VARVARA, G.; FESTA, F.; TECCO, S. Shear Bond Strength, Bond Failure, and Scanning Electron Microscopy Analysis of a New Flowable Composite for Orthodontic Use. *Angle Orthod*, v.75, p.410-415, 2005.
- BARATIERI, L. N. Adesão aos tecidos dentais. In: BARATIERI L.N., et al. Odontologia restauradora: fundamentos e técnicas- volume I. São Paulo: Santos; 2010. p. 97-111.
- BISHARA, S.E.; FEHR, D. Ceramic Brackets: Something Old, Something New, a Review. *Semin Orthod*, v.3, p. 178-188, 1997.
- BISHARA, S.E, OSTBY, A.W. Bonding and debonding from metal to ceramic: Research and its Clinical Application. *Semin Orthod*, v.16, p. 24-36, 2010.
- BISHARA, S.E.; VONWALD L.; LAFFOON, J.F.; WARREN, J.J. Effect of a self-etch primer/adhesive on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, v. 119, p. 621-4, 2001.
- BISHARA, S.E; OLSEN, M.E; VON WALD, L; JACOBSEN, Jr. Comparison of the debonding characteristics of two innovative ceramic bracket designs. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, v.116, n. 1, p. 86-92, n.1, 1999.
- BISHARA, S.E., OSTBY, A.W., AJLOUNI, R, et al: Early shear bond strength of a one-step self-adhesive on orthodontic brackets. *Angle Orthod*, v.76, p. 689-693, 2006.
- BORDEAUX, J.M.; MOORE, R.N.; BAGBY, M.D. Comparative evaluation of ceramic bracket base designs. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, v.105, p. 552-560, 1994.

- BOURKE, B.M.; ROCK, W.P. Factors affecting the shear bond strength of orthodontic brackets to porcelain. *British Journal of Orthodontics*, v. 26, p. 285-290, 1999.
- BOWEN, R.L. Dental filling materials comprising vinyl silane treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of bisphenol and glycidyl acrylate. US patent 3,066,112. November 27, 1962.
- BUONOCORE, M.G. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surface. *J Dent Res*, v.34, p. 849-53, 1955.
- BURSTONE, C.J. Aplicação da bioengenharia na ortodontia clínica. In: GRABER, T.M.; VANARSDALL Jr, R.L. Ortodontia: princípios e técnicas atuais. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1994. p. 213-242.
- BÜYÜKYILMAZ, T.; USUMEZ, S.; KARAMAN, A.L. Effect of self etching primers on bond strength—are they reliable? *Angle Orthod*, v. 73, p.64-70, 2003.
- CHACONAS, S.J.; CAPUTO, A.A.; NIU, G.S. Bond strength of ceramic brackets with various bonding systems. *Angle Orthod*, v. 61, n. 1, p. 35-42, 1991.
- CHAY, S.H.; WONG, S.L.; MOHAMED, N.; CHIA, A.; YAP, A.U. Effects of surface treatment and aging on the bond strength of orthodontic brackets to provisional materials. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, v. 132, n. 5, p. 577 e 7-11, 2007.
- CHEN, H.Y.; SU, M.Z.; CHANG, H.F.; CHEN, Y.J.; LAN, W.H.; LIN, C.P. Effects of different debonding techniques on debonding forces and failure modes of ceramic brackets in simulated clinical set ups. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, v. 132, p. 680-6, 2007.
- CONCEIÇÃO, E.M. Sistemas adesivos. In: CONCEIÇÃO, E. M. *Dentística: saúde e estética*. Porto Alegre: Artmed, 2007. p. 130-145.
- DELLA BONA, A. Adesão às cerâmicas: evidências científicas para o uso clínico. 1ª ed. São Paulo: Artes Médicas, 2009a. 276 p.
- DELLA BONA, A. Important aspects of bonding resin to dental ceramics. *J Adhes Sci. Technol*, v.23, p.1163-1176, 2009b.
- DELLA BONA, A.; ANUSAVICE, K.J. Microstructure, composition, and etching topography of dental ceramics. *Int J Prosthodont*, v. 15, p.159-167, 2002.
- DELLA BONA, A.; ANUSAVICE, K.J.; HOOD, J.A.A. Effect of ceramic surface treatment on tensile bond strength to a resin cement. *Int J Prosthodont*, v.15, p.248-253, 2002.
- DELLA BONA, A.; ANUSAVICE, K.J.; SHEN, C. Microtensile strength of composite bonded to hot-pressed ceramics. *J Adhesive Dent*, v. 2, n. 4, p.305-313, 2000.
- DELLA BONA, A.; DI GUIDA, L.A. Evidências científicas para a adesão de bráquetes cerâmicos a diferentes substratos odontológicos. *Salusvita*, Bauru, v. 33, n. 3, p. 365-387, 2014.
- DELLA BONA, A.; ANUSAVICE, K.J.; DEHOFF, P.H. Weibull analysis and flexural strength of hot-pressed core and veneered ceramic structures. *Dent Mater*, v. 19, n. 7, p. 662-669, 2003.
- DELLA BONA, A.; SHEN, C.; ANUSAVICE, K.J. Work of adhesion of resin on treated lithia disilicate-based ceramic. *Dent Mater*, v. 20, n. 4, p. 338-344, 2004.
- DELLA BONA, A.; SUMMIT, J.B. The effect of amalgam bonding on resistance form of Class II amalgam restorations. *Quintessence Int*, v. 29, n. 2, p. 95-101, 1998.
- DONASSOLO, T.; DEMARCO, F.F.; DELLA BONA, A. Resin Bond strength to a zirconia-reinforced ceramic after different surface treatments. *Gen Dent*, v. 57, n. 4, p. 374-379, 2009.
- DURRANI, O.K.; ARSHAD, N.; RASOOL, G.; BASHIR, U.; KUNDI, I.U.; SHAHEED, S. In vitro comparison of shear bond strength of Transbond xt and Heliobond as direct bracket bonding adhesives. *Pakistan Oral & Dental Journal*, v. 28, n2, p. 203-206, 2008.

- ELEKDAG-TURK, S.; SARAC, Y.S.; 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*, v.29, n. 3, p. 299–303, 2007.
- ELIADES, T. Introduction. *Seminars in Orthodontics*, v. 16, n. 4, p 243, 2010.
- ELIADES, T. Comparing bond strengths. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, v. 122, n. 6, p. 13A, 2002.
- ELIADES, T.; BRANTLEY, W.A. The inappropriateness of conventional orthodontic bond strength assessment protocols. *Eur J Orthod*, v. 22, p. 13-23, 2000.
- ELIADES, T.; ELIADES, G.; BRANTLEY, W.A.; ATHANASIOU, A.E. Release of wear and corrosion products from orthodontic alloys: A review of mechanisms and biologic properties. In: GRABER, T.M.; ELIADES, T.; ATHANASIOU, A.E. *Risk management in Orthodontics: Expert's guide to malpractice*. Quintessence Publishing Co, Inc. Carol Stream, IL., 2004. p. 97-112.
- ELIADES, T.; LEKKA, M.; ELIADES, G.; BRANTLEY, W.A. Surface characterization of ceramic brackets: A multitechnique approach. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, v.105, p.10-18, 1994.
- ESPINOSA, R.; VALENCIA, R; URIBE M, *et al*: Enamel deproteinization and its effect on acid etching. An in vitro study. *J Clin Pediatr Dent*, v. 33, p.13-20, 2008.
- FALKENSAMMER, F.; FREUDENTHALER, J.; PSEINER, B.; BANTLEON, P. Influence of surface conditioning on ceramic microstructure and bracket adhesion. *Eur J Orthod*, v. 34, p.498–504, 2012.
- FARIA-JUNIOR, E.M.; GUIRALDO, R.D.; BERGER, S.B.; CORRER, A.B.; CORRER-SOBRINHO, L.; CONTRERAS, E.F R.; LOPES, M.B. In-vivo evaluation of the surface roughness and morphology of enamel after bracket removal and polishing by different techniques. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, v.147, p.324-9, 2015.
- FOX, N.A, McCABE, J.F, BUCKLEY, J.G: A critique of bond strength testing in orthodontics. *Br J Orthod*, v. 21, p.33-43, 1994.
- FINNEMA, K.J.; ÖZCAN, M.; POST, W.J.; REN, Y.; DIJKSTRA, P. In- vitro orthodontic bond strength testing: a systematic review and meta-analysis. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, v. 137, p. 615-622, 2010.
- FLORES, D.; CARUSO, J.; SCOT, G.; JEIROUDI, M.T. The fracture strength of ceramic brackets: a comparative study. *Angle Orthod*, v. 60, n. 4, p. 269-276, 1990.
- GAMBA GARIB, D.; ALENCAR, B.M.; VELLINIFERREIRA, F.; OZAWA, T.O. Anomalias dentárias associadas: o ortodontista decodificando a genética que rege os distúrbios de desenvolvimento dentário. *Dental Press J. Orthod*, v. 15, n. 2, p. 138-157, 2010.
- GANGE, P.A. Orthodontic Bonding. In: McNAMARA Jr, J.A.; BRUDON, W.L. *Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. Ann Arbor: Needham Press, 2001. p. 169-186.
- GAUTAN, P; VALJATAN, A. Ceramic Brackets: in search of an ideal! *Trends Biomater Arif Organs*, v. 20,n. 2, 2007.<http://www.sbaoi.org>
- GEIGER, A.M.; GORELICK, L. Bonded pontics in orthodontics. *J Clin Orthod.*, Boulder, v. 23, n. 8, p. 551-555. 1989.
- GRIGGS, J.A., THOMPSON, J.Y., ANUSAVICE, K.J. Effects of flaw size and auto-glaze treatment on porcelain strength. *J Dent Res*, v.75, p.1414 – 1417, 1996.
- GROSS, M.W.; FOLEY, T.F; MAMANDRAS, A.H. Direct bonding to adloy-treated amalgam. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, v. 112, n. 3, p. 252-258, 1997.
- HABIBI, M.; NIK, T.H.; HOOSHMAND, T. Comparison of debonding characteristics of metal and ceramic orthodontic brackets to enamel. An in vitro study. *Am J Orthod Dentof Orthop*, v. 132, p. 675-9, 2007.

- HERION, D.T; FERRACANE, J.L; COVELL Jr., D.A. Porcelain surface alterations and refinishing after use of two orthodontic bonding methods. *Angle Orthod*, v. 80, n. 1, p. 167-174, 2010.
- HOBSON, R.S.; McCABE, J.F.; HOGG, S.D. The effect of food simulants on the dental composite bond strength. *J Orthod*, v. 27, p. 55-9, 2000.
- HOSHMAND, T.; VAN NOORT, R.; KESHVAD, A. Bond durability of the resin-bonded and silane treated ceramic surface. *Dent Mater*, v. 18, n. 2, p. 179-188, 2002.
- HUA, F.; HE, H, NGAN, P; BOUZID, W. Prevalence of peg-shaped maxillary permanent lateral incisors: A meta-analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, v. 144, p. 97-109, 2013.
- ISCI, D.; SAGLAN, A.M.S.; ALKIS, H.; TURK, S.E.; TURK, T. Effects of fluorosis on the shear bond strength of orthodontic brackets bonded with a self-etching primer. *Eur J Orthod*, v.33, n. 2, p. 161-166, 2011.
- JACQUES, P.; HEBLING, J. Effect of dentin conditioners on the microtensile bond strength of a conventional and a self-etching primer adhesive system. *Dent Mater*, v. 21, n. 2, p. 103-109, 2005.
- JENA, A.K.; DUGGAL, R.; MEHROTA, A.K. Physical properties and clinical characteristics of ceramic brackets: A comprehensive review. *Trends Biomater Artif Organs*, v. 20, n. 2, p. 000-000, 2007. <http://www.sbaoi.org>.
- JOHNSON, G.; WALKER, M.; KULA, K. Fracture strength of ceramic tie wings subjected to tension. *Angle Orthod*, v. 75, n. 1, p. 95-100, 2005.
- JOSEPH, V.P., ROSSOUW, E. The shear bond strength of stainless steel and ceramic brackets used with chemically and light-activated composite resins *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, v. 97, p. 121 – 125, 1990.
- JUSTUS, R.; CUBERO, T.; ONDARZA, R.; MORALES, F. A new technique with sodium hypochlorite to increase bracket shear bond strength of fluoride-releasing resin-modified glass ionomer cements: comparing shear bond strength of two adhesive systems with enamel surface deproteinization before etching. *Semin Orthod*, v.16, p.66-75, 2010.
- KANG, D.Y.; CHOI, S.H.; CHA, J.Y.; HWANG, C.J. Quantitative analysis of mechanically retentive ceramic bracket base surfaces with a three-dimensional imaging system. *Angle Orthod*, v. 83, n. 4, p. 705-711, 2013.
- KAO, E.C.; JOHNSTON, W.M. Fracture incidence on debonding of orthodontic brackets from porcelain veneers. *J Prost Dent*, v. 66, n. 5.p. 631-637, 1991.
- KAO, E.C.; BOLTZ, K.C., JOHNSTON, W.M. Direct bonding of orthodontic brackets to porcelain veneer laminates. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, v.94, p.458 – 468, 1988.
- KARAMOUZOS, A.; ATHANASIOU, A.; PAPADOULOS, M.A. Clinical characteristics and properties of ceramic brackets: a comprehensive review. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, v.112, n 1, p. 34-40, 1997.
- KEITH, O.; KUSY, R.; WITTELY, J. Zirconia brackets: An evaluation of morphology and coefficient of friction. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, v.106, p.605-14, 1994.
- KELLY, R.; BENETTI, P.; RUNGRUANGANUNT, P.; DELLA BONA, A. The slippery slope—Critical perspectives on in vitro research methodologies. *Dent Mater*, v.28, p. 41-51, 2012.
- KITTIPIBULL, P.; GODFREY, K. In vitro shearing force testing of the Australian zirconia-based ceramic Begg bracket. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, v. 108, p. 308-315, 1995.
- KLOCKE, A.; KAHL-NIEKE, B. Influence of force location in orthodontic shear bond strength testing. *Dent mater*; v. 21, p. 391-6, 2005.

KLOCKE, A.; TADIK, D.; KAHL-NIECKE, B.; EPPLE, M. An optimized synthetic substrate for orthodontic bond strength testing. *Dent Mater*, v.19, p.773-778, 2003.

KOKADERELI, I.; CANAY, S.; AKÇA, K. Tensile bond strength of ceramic orthodontic brackets bonded to porcelain surfaces. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, v.119, n.6, p.617-620, 2001.

KOKICH, V.G. What's new in dentistry—Increased potential for fracture when debonding brackets from porcelain veneers. *Angle Orthod*, v 62, n.1, p.7-8, 1992.

KOKICH, V.G. In vitro vs in-vivo materials research. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, v. 143: S 11, 2013.

KUKIATTRAKOON, B.; SAMRUAJBENJAKU, B. Shear bond strength of ceramic brackets with various base designs bonded to aluminous and fluorapatite ceramics. *Eur J Orthod*, v. 32, n 1, p. 87-93, 2010.

KUSY, R. Morphology of polycrystallin alumina brackets and its relationship to fracture toughness and strength. *Angle orthod*, v.58, 197-203, 1988.

KYUNG, S.H.; CHOI, H.W.; Ki, K.H. Bonding orthodontic attachments to mini-screw implants. *J Clin Orthod*, v.39, p.348-353, 2005.

MARSHALL, S.J.; BAYNE, S.C.; BAIER, R.; TOMSIA, A.P.; MARSHALL, G.W. A review of adhesion science, *Dent mater*, v. 2, p. 6 e11–e16, 2010.

MARYANCHIK, I.; BRENDLINDER, E.J.; FALLIS, D.W.; VANDEWALLE, K.S. Shear bond strength of orthodontic brackets bonded to various esthetic pontic materials. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, v. 137, n. 5 p. 684- 689, 2010.

MATASA, C.G. Microbial attack of orthodontic adhesives. *Am J Orthod Dentofacial orthop*, v. 108, p. 132-41, 1995.

MATASA, C. Polymers in orthodontics: A present danger? In: GRABER, T.M.; ELIADES, T.; ATHANASIOS, A. *Risk management in Orthodontics: Expert's guide to malpractice*. Carol Stream Quintessence Publishing Co., Inc., 2004 p-19-46.

McCABE, J.F.; WALLS, A.W.G. Materiais dentários diretos. São Paulo: Santos, 2006.

MELSEN, B. Adult orthodontic treatment. *J Clin Orthod*, v. 40, n. 12, p. 703-716, 2006.

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

MOTA, C.P.; ROCHA, M. Psicologia: Teoria e Pesquisa. v. 28 n. 3, p. 357-366, Jul-Set 2012.

MURRAY, S.D.; HOBSON, R.S. Comparison of in vivo and in vitro shear bond strength. *Am J Orthod Dentofacial orthop*, v. 123, p. 2-9, 2003.

NEWMAN, G.V. Epoxy adhesives for orthodontic attachments: progress report. *Am J Orthod*, v. 51, p. 901-12, 1965.

ODEGAARD, J.; SEGNER, D. Shear bond strength of metal brackets compared with a new ceramic bracket. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, v. 94, p. 201–206, 1988.

OGAARD, B.; FJELD, M. The Enamel Surface and Bonding in Orthodontics. *Semin Orthod*, v.16, p.37-48, 2010.

OGAARD, B.; BISHARA, S.E.; DUSCHNER, H. Enamel effects during bonding – debonding and treatment with fixed appliances. In GRABER, T.M.; ELIADES. T.; ATHANASIOU, A.E. *Risk management in Orthodontics: Expert's guide to malpractice*. Quintessence Publishing Co, Inc. Carol Stream, IL, 2004. p. 19-46.

OSKOE, P.A.; KACHOEI, M.; RIKHTEGARAN, S.; FATHALIZADEH, F.; NAVIMPOUR, E.J. Effect of surface treatment with sandblasting and Er, Cr: YSGG laser on bonding of stainless steel

orthodontic brackets to silver amalgam. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, Valencia, v. 17, n. 2, p. 292-296, 2012.

ÖZCAN, M.; FINNEMA, K.; YBEMA, A. Evaluation of failure characteristics and bond strength after ceramic and polycarbonate bracket debonding: effect of bracket base silanization. *Eur J Orthod*, v. 30, 2008.

ÖZTURK, B.; MALKOÇ, S.; KOYUTURK, A.E.; ÇATALBA, B.; OZER, F. Influence of different tooth types on the bond strength of two orthodontic adhesive systems. *Eur J Orthod*, v. 30, n. 4, p. 407-412, 2008.

PANDIS, N. Statistical methods for the assessment of orthodontic materials. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, v. 143, s. 176-9, 2013.

PETERSON, S.M.; DRUMMOND, J.L.; EVANS, C.A.; BEGOLE, E.A. Comparison of bond strengths using different curing lights. *J Clin Orthod*, v.40, n. 5, p. 309-313, 2006.

PICKETT, K.L.; SADOWSKY, P.L.; JACOBSON, A. Orthodontic In Vivo Bond Strength: Comparison with In Vitro Results. *Angle Orthod*, v. 71, p. 141-148, 2001.

PLATT, J.A.; GUZMAN, A.; ZUCCARI, A.; THORNBURG, P.E.; RHODES, B.F.; MOORE, K. Corrosion behavior of 2205 duplex stainless steel. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, v. 112, p.69-79. 1997.

PROFFIT, W. Aparelhos fixos contemporâneos. In: PROFFIT, W.; FIELDS, H.; SARVER, D.M. Ortodontia contemporânea. Rio de Janeiro: Elsevier, 2008. p. 367-399.

QUEIROZ, J.R.Q.; BENETTI, P.; ÖZCAN, M.; DE OLIVEIRA, L.F.C.; DELLA BONA, A. Surface characterization of feldspathic ceramic using ATR FTIR and ellipsometry after various silanization protocols. *Dent Mater*, v. 28, p. 189-196, 2012.

RETIEF, D.H.; DREYER, C.J., GAVRON, G. The direct bonding of orthodontic attachments to teeth by means of an epoxy resin adhesive. *Am J Orthod*, v. 58, p. 21-40, 1970.

REYNOLDS, J.R. A review of direct orthodontic bonding. *Brit J Orthod*, v. 2, p.171-8, 1975.

RODRIGUES, S.A. Jr; FERRACANE, J.L; DELLA BONA, A. Influence of surface treatments on the bond strength of repaired resin composite restorative materials. *Dent Mater*, v. 25, n. 4p. 442-451, 2009.

ROSSOUW, P.E. A Historical Overview of the Development of the Acid-Etch Bonding System in Orthodontics. *Semin Orthod*, v.16, p.2-23, 2010.

RUEGGEBERG, F. State-of-the art: Dental photocuring—A review. *Dent mater*, v. 27, p. 39-53, 2011.

RUSSEL, J.S. Aesthetic Orthodontic Brackets. *J Orthod*, v. 32, p. 146-163, 2005.

SADOWSKY, P.L.; JUSTUS, R. The historical development of direct bonding to enamel, research and clinical applications. *Seminars in Orthodontics*, v 16, n 1, p 1, 2010.

SAKAGUCHI, R.L.; POWERS, J.M. Craig materiais dentários restauradores.13. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2012, 416 p.

SALAZAR-MAROCHO, S.M.; STUDART, A.R.; BOTTINO, M.A.; DELLA BONA, A. Mechanical strength and subcritical crack growth under wet cyclic loading of glass-infiltrated dental ceramics. *Dent Mater*, v. 26, p. 483-490, 2010.

SAMRUAJBENJAKUL, B.; KUKIATTRAKOON, B. Shear bond strength of ceramic brackets with different base designs to feldspathic porcelains. *Angle Orthod*, v. 79, n.3 p. 571-576, may,2009.

SANT'ANNA, E.F.; MONNERAT, M.E.; CHEVITARESE, E.; STUANI, M.B.S. Bonding Brackets to Porcelain-in vitro study. *Braz Dent J*, v. 13, n. 3, p. 191-196, 2002.

SARAÇ, Y.S.; ELEKDAG-TURK, S.; SARAÇ, D.; TURK, T. Surface conditioning methods and polishing techniques effect on surface

roughness of a feldspar ceramic. *Angle Orthodontist*, v.77, n. 4, p. 723-728, 2007.

SARAÇ, Y.S.; KÜLÜNK, T.; ELEDAKQ-TÜR, S.; TURK, T. Effects of surface-conditioning methods on shear bond strength of brackets bonded to different all-ceramic materials. *Eur J Orthod.*, v.33, n. 6, p. 667-672, 2011.

SCOTT, G.E. Fracture toughness and surface cracks. The key to understanding ceramic brackets. *Angle Orthod*, v.1, p. 5-8, 1988.

SFONDRINI, M.F.; CACCIAFFESTA, V.; MAFFIA, E.; SCRIBANTE, A.; ALBERTI, G.; BIESUZ, R.; KLEERSY, C. Niquel release from new conventional stainless steel, recycled, and nickel-free orthodontic brackets: An in vitro study. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, v. 137, p. 809-15, 2010.

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

SUMA, S.; ANITA, G.; CHANDRA-SHEKAR, B.R.; KALLURY, A. The effect of air abrasion on the retention of metallic brackets bonded to fluorosed enamel surface. *Indian J Dent Res*, v. 23, n. 2, p. 230-235, 2012.

SWARTZ, M.L. Ceramic brackets. *J Clin Orthod*, v. 22, n. 2, p. 82-88, 1988.

SWARTZ, M.L.: Limitations of in vitro orthodontic bond strength testing. *J Clin Orthod*, v. 41, p. 207-210, 2007.

SWARTZ, M.L. Clinical impressions Ormco Corporation, v. 10, n. 3, 2001

TAKEYA, M.; MURAKAMI, N.; UNEMORI, M.; MOTOMURA, M.; YAMAMOTO, Y. Surface preparation of the dental Au-Ag-Pd alloy for improving adhesion to 4-META/MMA-TBB resin cement. *Dent Mater J.*, v. 7, n. 1, p. 94-110, 1988.

TOLEDANO, M.; OSORIO, R.; OSORIO, E.; *et al.* Bond strength of orthodontic brackets using different light and self-curing cements. *Angle Orthod*, v. 73, p.56-63, 2003.

TÜRKKAHRAMAN, H.; KÜÇÜKESMEN, H.C. Porcelain surface conditioning techniques and the shear bond strength of ceramic brackets. *Eur J Orthod*, v. 28, n. 5, p. 440-443, 2006.

URABE, H.; ROSSOUW, P.E.; TITLEY, K.C.; YAMIN, C. Combinations of etchants, composite resins, and bracket systems: an important choice in orthodontic bonding procedures. *Angle Orthod*, v. 69, n. 3, p. 267- 275, 1999.

VANARSDALL, R.; MUSICH, D.R. Ortodontia em adultos: diagnóstico e tratamento. In: Graber, T.M.; Vanarsdall Jr, R.L. Ortodontia:Princípios e técnicas atuais. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1994. p. 697-778.

VAN AS, G.A. Using the erbium laser to remove porcelain veneers in 60 seconds: minimally invasive, efficient, and safe. *J Cosmetic Dent*, v. 28, n. 4, p. 20-34, 2013.

VAN NOORT, R. Adesão ao esmalte e à dentina. In: VAN NOORT, R. Introdução aos materiais dentários. Rio de Janeiro: Elsevier, 2002, p. 175-195.

WHITLOCK III, B.O.; EICK, D.; ACKERMAN Jr, R.J.; GLAROS, A.G.; CHAPPELL, R.P. Shear strength of ceramic brackets bonded to porcelain. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, v. 106, n.4, p. 358-64, 1994.

WILTSHIRE, W.A.; NOBLE, J.N. Clinical and Laboratory Perspectives of Improved Orthodontic Bonding to Normal, Hypoplastic, and Fluorosed Enamel. *Semin Orthod*, v. 16, p. 55-65, 2010.

YADAV, S.; UPADHYAY, M.; BORGES, G.A.; ROBERTS, W.E. Influence of ceramic (feldspathic) surface treatments on the micro-shear bond strength of composite resin. *Angle Orthod*, v.80, n.4, p. 765-770, 2010.

YASSAEI, S.; FEKRAZAD, R.; SHAHRAKI, N.; MOGHADAM, M.G.A. Comparison of Shear Bond Strengths of Metal and Ceramic Brackets using Conventional Acid Etching Technique and Er:YAG Laser Etching. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects*, v. 8, n. 1, p. 27-34, 2014.

ZACHRISSON, B.V. Orthodontic bonding to artificial tooth surfaces: clinical versus laboratory findings. *Am J Orthod DentofacOrthop*, v. 117, n. 5, p. 592-594, 2000.

ZACHRISSON, B.V. Colagem em ortodontia. In: GRABER, T.M.; VANARSDALL Jr, R.L. *Ortodontia: Princípios e técnicas atuais*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1994. p. 498-578.

ZACHRISSON, B.V.; BUYUKYILMAZ, T. Recent advances in bonding to gold, amalgam and porcelain. *J Clin Orthod.*, v. 27, n. 12, p. 661-75, 1993.

ZACHRISSON, B.V.; BUYUKYILMAZ, T.; ZACHRISSON, Y.O. Improving orthodontic bonding to silver amalgam. *Angle Orthod*, v. 65, n. 1, p. 35-42, 1995.

ZACHRISSON, Y.O.; ZACHRISSON, B.; BUYUKYILMAZ, T. Surface preparation for orthodontic bonding to porcelain. *Am J Orthod Dentof Orthop*, v. 109, n. 4, p. 420-430, 1996.

ZELOS, L.; BEVIS, R.R.; KEENAN, K.M. Evaluation of the ceramic/ceramic interface. *Am J Orthod Dentofacial Orthopedics*, v.106, p. 10-21, 1994.

Artigo publicado na Revista Salus Vita, Bauru, v. 33, n. 3, p. 365-387, 2014.

Evidências científicas para a adesão de bráquetes cerâmicos a diferentes substratos odontológicos²

Resumo:

Introdução: Existe uma grande demanda por tratamento ortodôntico em pacientes adultos, que requerem frequentemente uma adequada adesão de bráquetes a vários substratos, além do esmalte dental, tais como: porcelanas, ligas metálicas, amálgama, ouro, dentina, resinas compostas e acrílicas. **Objetivo:** Apresentar revisão da literatura sobre os mecanismos adesivos empregados para a adesão de bráquetes cerâmicos aos diversos substratos encontrados na clínica odontológica e as propriedades dos bráquetes cerâmicos, sugerindo protocolos adesivos com base em evidências. **Métodos:** A pesquisa foi realizada na base de dados PubMed, em artigos publicados a partir de 1986, incluindo aos temas: bráquetes cerâmicos e resistência de união em ortodontia. **Resultados:** A estética e a biocompatibilidade foram reportadas como as maiores vantagens dos bráquetes cerâmicos. As principais limitações foram a necessidade de utilização de um agente de união (ex. silano) para a adesão química aos adesivos resinosos, a elevada resistência friccional oferecida aos arcos metálicos (prejudicando a mecânica de deslizamento) e o desgaste dentário em caso de contato entre bráquete e dente (antagonista). **Conclusão:** A adesão (resistência de união, em MPa) dos bráquetes deve ser suficientemente elevada para resistir à descolagem espontânea, suportar os esforços mastigatórios e cargas parafuncionais eventuais, além de absorver os estresses exercidos pelo arco ortodôntico no controle tridimensional do dente. Ao mesmo tempo, deve ser

² Álvaro Della Bona e Luís Antônio Di Guida

suficientemente baixa para evitar a transmissão de estresse elevado ao substrato, na remoção do bráquete ao final do tratamento.

Palavras-chave: cerâmica; resistência de materiais; bráquetes ortodônticos

Abstract:

Introduction: There is a high demand for orthodontic treatment in adult patients, who often require a proper adhesion of brackets to various substrates in addition to enamel, such as: porcelain, metal alloys, amalgam, gold, dentin, composite resins and acrylic. **Objective:** To present a comprehensive literature review on the bonding mechanisms used to bond ceramic brackets to various substrates found in the dental clinic and the properties of ceramic brackets, suggesting bonding protocols grounded on Evidence-based dentistry. **Methods:** The search was done in the PubMed database considering published papers from 1986 on ceramic brackets and bond strength in orthodontics. **Results:** Biocompatibility and esthetics were reported as the major advantages of ceramic brackets. The main limitations were the need to use a bonding agent (*e.g.* silane) for chemical bond to the resin-based adhesives, the high frictional resistance offered by the metal arches (impairing the sliding mechanics) and the opposing tooth wear in case of contact between bracket and tooth. **Conclusion:** Brackets adhesion (bond strength, in MPa) should be high enough to resist spontaneous debonding, to withstand the masticatory forces and any parafunctional loads, in addition to absorbing the stresses generated by the orthodontic arch in the three-dimensional control of the tooth. At the same time, it should be low enough to avoid the transmission of high stresses to the substrate on debonding the bracket at the end of treatment

Key words: ceramics; material strength; orthodontic brackets

INTRODUÇÃO

Biomecanicamente, a presença de uma interface estável bráquete-adesivo é importante para transferir a força adequada aos dentes e necessária para promover a sua movimentação (BURSTONE, 1994). Portanto, a união de bráquetes ortodônticos têm sido muito investigada desde a introdução da colagem direta com sistemas adesivos (FINNEMA, *et al.*, 2010; ÖZTURK, *et al.*, 2008; PROFFIT, 2008; ZACHRISSON, 1994) uma vez que essa técnica provoca alterações na superfície do substrato dental (AJLOUNIA, *et al.*, 2005; ALHAJJA e AL-WAHADNI, 2007; ELIADES e BRANTLEY, 2000; FINNEMA, *et al.*, 2010; FLORES *et al.*, 1990; KLOCKE e KAHL-NIECKE, 2005; OGAARD, *et al.*, 2004; URABE *et al.*, 1999). Além disso, a ortodontia em adultos apresenta, frequentemente, a necessidade de colar bráquetes ortodônticos a outros substratos, tais como: porcelanas, ligas metálicas, amálgama, ouro, dentina, resinas compostas e acrílicas (AJLOUNIA, *et al.*, 2005; ALHAJJA e AL-WAHADNI, 2007; FINNEMA, *et al.*, 2010; GANGE, 2001; KOKADERELI *et al.*, 2001; McCABE e WALLS, 2006; URABE, 1999). Não obstante, estes pacientes demandam aparelhos ortodônticos esteticamente mais agradáveis, colocando os bráquetes cerâmicos em evidência (AJLOUNIA, *et al.*, 2005; ALHAJJA e AL-WAHADNI, 2007; FLORES e CARUSO, 1990; KOKADERELI *et al.*, 2001; OGAARD, *et al.*, 2004; URABE *et al.*, 1999).

MÉTODOS

Esse estudo tem o objetivo de apresentar uma revisão de literatura, ilustrada por casos clínicos, sobre os mecanismos adesivos utilizados para a colagem de bráquetes ortodônticos cerâmicos aos substratos relevantes para o tratamento ortodôntico. Portanto, foi realizada busca na base de dados PubMed, a partir de 1986, referente aos temas: adesão de bráquetes metálicos e cerâmicos e resistência de união em ortodontia.

Mecanismos de adesão dos bráquetes aos substratos

Adesivos são utilizados para unir superfícies (substratos, aderentes). Contudo, há substratos que desafiam a adesão química, incentivando o uso de agentes de união (*coupling agents*), como por exemplo os silanos (DELLA BONA, 2009; McCABE e WALLS, 2006). Assim, a adesão pode ser química, quando há afinidade química entre adesivo e aderente, e mecânica, quando há imbricamento mecânico entre o adesivo e a superfície rugosa e retentiva do aderente. Nos mecanismos de retenção mecânica é necessário boa molhabilidade superficial do aderente pelo adesivo, que deve tomar presa para estabelecer a união. O grau de molhabilidade do substrato é controlado pelas energias de superfície do adesivo e do aderente (DELLA BONA, 2009). Não obstante, a energia de superfície do aderente pode ser melhorada com o uso de condicionadores (*primers*) que atuam modificando a superfície do aderente, facilitando a adesão, como o ácido fosfórico para esmalte e dentina e, o ácido fluorídrico para as porcelanas. Além disso, a alteração da topografia por condicionamento ácido ou jateamento com partículas, também resulta em aumento na área total de superfície e no potencial adesivo (DELLA BONA, 2009). Portanto, em ortodontia, os mecanismos adesivos estão envolvidos nas duas interfaces: (1) da união do bráquete com a resina e, (2) do substrato com a resina. Assim, essa revisão apresenta, a seguir, as propriedades dos bráquetes

cerâmicos e seus mecanismos de união aos diversos substratos de relevância clínica.

Bráquetes cerâmicos

As propriedades das cerâmicas importantes para a ortodontia, incluem a estética, baixa densidade, resistência ao desgaste, alta dureza, inércia química, resistência à tração, tenacidade à fratura, excelente resistência à corrosão sob estresse e resistência à carga, todas elas necessárias para a confiabilidade estrutural (DELLA BONA, 2009; DELLA BONA *et al.*, 2004; FLORES *et al.*, 1990; JOHNSON *et al.*, 2005; KARAMOUZOS *et al.*, 1997). Além disso, todos os bráquetes cerâmicos atualmente disponíveis são compostos de alumina (óxido de alumínio) que pode ser monocristalina ou policristalina, contudo, são de difícil união química direta aos adesivos utilizados para a colagem ortodôntica (GAUTAN e VALIATAN, 2007; KARAMOUZOS *et al.*, 1997). Por isso, um componente vítreo é adicionado às bases dos bráquetes, que passam a ter a possibilidade de serem tratadas com um agente de união silano. A união química do silano com o vidro deixa uma extremidade livre com moléculas que reagem com qualquer um dos materiais adesivos a base de resina. Sabe-se que a resistência de união é mais elevada nos bráquetes que utilizam a união química (bases retentivas silanizadas), do que aqueles que contam somente com bases mecanicamente retentivas, que por sua vez demonstram resistência de união comparáveis com a dos bráquetes de metal (BISHARA, *et al.*, 1999; GAUTAN e VALIATAN, 2007). Não obstante, os primeiros bráquetes cerâmicos utilizavam somente retenção química, através de um agente de união silano, e resultavam em uma união muito forte, que ocasionava estresse na interface esmalte-adesivo (favorável à fratura e trincas de esmalte) durante a descolagem (KARAMOUZOS *et al.*, 1997; OGGAARD *et al.*, 2004).

Adesão ao esmalte dentário

A superfície do esmalte é lisa e possui pouco potencial para a união mecânica, porém com o condicionamento usando ácido fosfórico, ela é modificada, estando adequada para a união micromecânica com a resina de colagem ortodôntica (McCABE e WALLS, 2006; PROFFIT, 2008; ZACHARISSON, 1994). Nesse sentido, há três fatores que afetam a resistência de união entre o bráquete e o esmalte, quais sejam: o mecanismo de retenção da base do bráquete, o sistema adesivo e a preparação da superfície dentária (FINNEMA *et al.*, 2010; URABE, *et al.*, 1999). Portanto, o desenvolvimento da técnica do ataque ácido por Buonocore (1955) e a união de bráquetes ortodônticos por Newman (1965), revolucionaram a prática da ortodontia, pois a colagem ortodôntica ao esmalte resultou em maior conforto para o paciente, eliminação da necessidade de separação dentária, diminuição da irritação gengival, estética e higienização melhoradas e, redução no tempo de cadeia, tendo substituído eficazmente a bandagem ortodôntica, em situações indicadas (PROFFIT, 2008; ZACHARISSON, 1994; FINNEMA *et al.*, 2010). Por conseguinte, a colagem direta de bráquetes ortodônticos ao esmalte dental (Figura 1) tem sido amplamente aceita em razão de sua facilidade e eficácia

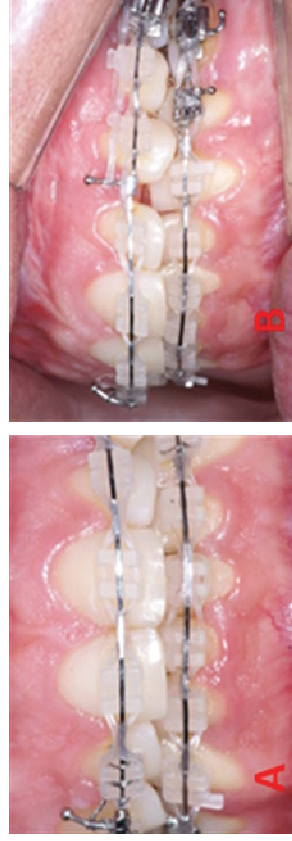


Figura 1 - Vistas frontal (A) e lateral (B) de bráquetes cerâmicos policristalinos (Transcend 3M slot 0.018) aderidos ao esmalte dental.

Adesão à dentina

No tratamento ortodôntico de pacientes adultos, a dentina faz parte dos substratos clinicamente associados à união ortodôntica, em situações de abração, erosões e abrasões. Essa união depende de sistemas adesivos dentinários, que apresentam as mais variadas formas de apresentação.

Os sistemas adesivos multicomponentes (de três passos: ácido, *primer*, adesivo) ainda são considerados o “padrão ouro” da adesão a dentina (RODRIGUES JR, *et al.*, 2009; CONCEIÇÃO, 2007; BARATIERI, 2010). Nos sistemas adesivos autocondicionantes de dois passos (*primer* ácido e agente adesivo), o *primer* modifica os substratos dentais, não removendo a lama dentinária, mas modificando-a para tornar-se uma camada híbrida com a aplicação do adesivo. Nos sistemas adesivos autocondicionantes de passo único, todos os componentes (ácido, *primer*, adesivo) são aplicados em conjunto, podendo ser comercializados em frasco único ou em dois frascos (para serem ativados), sendo a lama dentinária também incorporada à camada híbrida (CONCEIÇÃO, 2007; BARATIERI, 2010; SAGAGUCHI e POWERS, 2012). Em qualquer situação, quando o ácido fosfórico (30-40%) for utilizado para condicionar a dentina, na maioria dos casos, ele tem a função de remover a lama dentinária, acompanhada da dissolução mineral superficial e exposição das fibras colágenas, aumentando assim a embocadura dos túbulos, permitindo o afloramento do fluido dentinário. Portanto, se a dentina for seca com jatos de ar, a rede colágena colapsa, impedindo a penetração do adesivo (VAN NOORT, 2002; JACQUES e HEBLING, 2005; BARATIERI, 2010). A molhabilidade dos *primers* e resinas na superfície da dentina desmineralizada é essencial para a formação da camada híbrida. Portanto, essa é uma função do grupo hidrofílico na molécula do *primer* e, também, da presença de um solvente volátil, como a acetona, que antes da polimerização da resina, afasta a água da superfície porosa da dentina, também podendo ser utilizado um *primer* aquoso cuja difusão

permite o preenchimento pelo *primer* e pela resina. Além disso, alguns sistemas adesivos dentinários que formam a camada híbrida, tais como, a associação entre ácido fosfórico e a PENTA (resina acrílica fosfatada modificada) aplicada em dentina úmida e, o ester penta acrilato fosfonado, podem produzir valores de resistência de união acima de 20 MPa (SAKAGUCHI e POWERS, 2012; McCABE e WALLS, 2006). Não obstante, sistemas adesivos de esmalte e dentina da 4ª geração, como por exemplo o All-Bond 2, usam *primer* dual hidrofílico que se une mecanicamente à dentina com forças de união superiores a 30 MPa (McCABE e WALLS, 2006; SAKAGUCHI e POWERS, 2012).

Não obstante, a maioria dos cimentos resinosos requer um sistema adesivo de dentina para promover a adesão, no entanto, possuem um monômero incorporado no adesivo e no cimento resinoso, tais como o hidroxietilmetacrilato (HEMA), o 4 *metacrilóxi-etil-trimetilato anidrido* (4-META) e/ou um organofosfato, como o 10-*metacrilóxi-oxidecametileno* (MDP) (ANUSAVICE, 2005). Os sistemas com 4-META adquirem a consistência de um cimento por meio da incorporação de polímeros, não sendo necessária a utilização de um adesivo separadamente (ANUSAVICE, 2005).



Figura 2-A- Lesões de abfração na cervical dos dentes 21 e 13, com dentina exposta ao meio bucal; dentes 12, 11 e 22 apresentam restaurações totais unitárias (coroas) desfavoráveis. **B-** Restaurações dos dentes 21 e 13 usando sistema adesivo e resina composta de micropartículas. Coroas provisórias a base de resina acrílica adaptadas aos dentes 12, 11 e 22. Colagem de bráquetes ortodônticos metálicos sobre tais substratos.

Adesão a materiais restauradores

Pela necessidade que a ortodontia têm em recolar bráquetes no decorrer do tratamento e de promover o condicionamento de superfície aos substratos (especialmente cerâmicos e metálicos), previamente à colagem inicial dos bráquetes, o microjateamento com: (1) partículas de óxido de alumínio ou (2) partículas de alumina modificadas por sílica (silicização), desempenham um importante papel, ao remover os resíduos de resina na base dos bráquetes e produzindo microretenções na superfície do substrato, portanto, aumentando a resistência de união em ambos. Na silicização (sistema Cojet ou Rocatec, 3M ESPE, Seefeld, Germany) as partículas de alumina revestidas por sílica são jateadas sobre as superfícies e formam uma camada reativa de sílica sobre o substrato, favorecendo assim a união química com agentes silano, que formam grupos silanol (-Si-OH) e interagem com grupos methoxi (-Si-O-CH₃) para formar uma rede de siloxano (-Si-O-Si-O-) com a superfície da sílica. Paralelamente, as terminações monoméricas do silano reagem com os grupos metacrilato das resinas adesivas ortodônticas em um processo de polimerização de radicais livres, promovendo a união dos bráquetes a estes substratos, finalizando o “ciclo de tratamento adesivo” indicado para estes casos (DELLA BONA *et al.*, 2002; DELLA BONA, 2009; DELLA BONA, 2009 b; DELLA BONA, 2004; ÖZCAN *et al.*, 2008; QUEIROZ, *et al.*, 2012; RODRIGUES Jr *et al.*, 2009).



Figura 3 A,B,C,D. Paciente com colagem de bráquetes ortodônticos a diversos substratos, tais como: esmalte, porcelana (dentes 12 e 11) e acrílico (dentes 14, 21, 22 e 23) (AB). Note a preparação para implante nos elementos 46 e 36 (C) e asperização da restauração de amálgama, dente 47 (D), previamente à colagem de tubo nesse dente.

Adesão ao amálgama

Pacientes adultos jovens possuem, frequentemente, restaurações de amálgama nas faces vestibulares de seus dentes posteriores, sendo de relevância clínica a união bem sucedida de bráquetes ortodônticos e tubos bucais nestas superfícies. A união de acessórios ortodônticos ao amálgama dental apresenta boa confiabilidade, a despeito da resistência de união entre resina e amálgama ser menor do que a união entre resina e esmalte dental. A resistência de união de bráquetes ao amálgama, utilizando diferentes adesivos de união para metal, varia de 5.3 a 6.4 MPa (GROSS, *et al.*, 1997; OSKOEI, *et al.*, 2012; ZACHRISSON, 2000; ZACHRISSON, 1994). Não obstante, mecanismos de adesão que utilizam jateamento com micropartículas, laser ER-YAG, adesivos/primeres metálicos

(ex.: *Alloy Primer*, Kuraray Medical Inc., Okayama, Japan) e cimentos resinosos (ex.: Panavia F, Kuraray Medical Inc. Okayama, Japan) são os mais utilizados para aumentar a resistência de união ao amálgama (ZACHRISSON e BUYUKYILMAZ, 1993; ZACHRISSON, 2000; GROSS *et al.*, 1997; DELLA BONA e SUMMIT, 1998). Bons resultados tem sido reportados quando o jateamento intra-oral com partículas de alumina é realizado na superfície do amálgama, seguido da aplicação de um *metal primer* (ex.: *Reliance Metal Primer*, Reliance Orthodontics) que, geralmente, possui molécula polar 4-META que atrai o oxigênio ou grupos hidroxil na camada metálica para formar uniões de hidrogênio (GROSS *et al.*, 1997; ZACHRISSON e BUYUKYILMAZ, 1993; ZACHRISSON, *et al.*, 1995). Portanto, as estratégias para o condicionamento de superfície do amálgama mais populares utilizam dois mecanismos adesivos: (1) retenção mecânica (jateamento com partículas ou asperização com brocas diamantadas) e (2) união química, pela interação entre o polimetilmetacrilato (PMMA), o metilmetacrilato (MMA), o 4-META ou o tri-butylborano (TBB), que liberam radicais livres e, em contato com a umidade da superfície, polimerizam o MMA, finalizando o “ciclo de tratamento adesivo” (DELLA BONA, 1998; ZACHRISSON, 2000; ZACHRISSON e BUYUKYILMAZ, 1993; ZACHRISSON, *et al.*, 1995).

Adesão ao ouro

A adequada resistência de união ao ouro “*in vitro*” ocorre com várias combinações de tratamentos de superfície e, através da utilização de sistemas adesivos resinosos, atingindo valores de resistência de união comparáveis aos da resina ao esmalte dental. Contudo, os maiores valores de resistência de união foram reportados com o uso do 4-META (*Superbond C&B*) aplicado à superfície áurea microjateada. Além disso, o *primer All-Bond 2* favorece a união a muitas superfícies restauradas, incluindo ligas metálicas preciosas e não preciosas (ANDREASEN e STIEG, 1988; TAKEYA *et al.*, 1988; ZACHRISSON, 2000).

Entretanto, a união “*in vivo*” de acessórios ortodônticos a coroas de ouro e de ouro-porcelana, pode ser mais difícil, sendo preconizada a alteração da superfície dos metais preciosos, com produção de óxidos, com aplicação de gallium (Ga) e/ou estanho (Sn) líquido associado com resina contendo 4-META (ZACHRISSON e BUYUKYLMAS, 1993; TAKEYA *et al.*, 1988, SAKAGUCHI e POWERS, 2012; ANDREASEN e STIEG, 1988).

Adesão à resinas composta e acrílica

Há evidências, que o jateamento utilizando partículas de alumina ou partículas modificadas por sílica é efetivo para o tratamento de superfície em restaurações de resina composta, podendo-se extrapolar o mesmo para a colagem direta de bráquetes ortodônticos neste substrato (RODRIGUES, *et al.*, 2009). Além disso, podem também, os compósitos (Figura 4A-C) serem asperizados com broca diamantada de granulado fino e, em conjunto com o esmalte, serem tratados com ácido fosfórico para eliminar resíduos e/ou contaminação, melhorando a energia de superfície através da exposição de uma superfície mais limpa, em preparação aos procedimentos adesivos para colagem ortodôntica (MARYANCHIK *et al.*, 2010; GEIGER e GORELICK, 1989; GANGE, 2001; RODRIGUES, *et al.*, 2009). No entanto, para aumentar a adesão na união de bráquetes ortodônticos ao esmalte fluorótico, hipo-calcificado ou decíduo, bem como a superfícies de metal, compósito e, em casos de contaminação, preconiza-se a utilização de um condicionador a base de metil metacrilato e/ou isobutil metacrilato (ex.: Reliance Plastic Conditioner) ou ainda, um primer específico (ex.: Reliance Enhance booster), associado ao jateamento intra-oral com partículas de alumina (ISCI *et al.*, 2011; SUMA *et al.*, 2012; GANGE, 2001). Não obstante, como já mencionado, o sistema CoJet (CoJet Sand, 3M/ESPE) promove um aumento da área de superfície através da deposição de sílica sobre a superfície do substrato, onde essas micro-retenções podem ser associadas a outro mecanismo de união química com a aplicação do agente silano (RODRIGUES *et*

al., 2009; DELLA BONA, 2009b; DELLA BONA, 2009; DELLABONA *et al.*, 2000).



Figura 4 A,B e C- Paciente submetida à expansão rápida de maxila com assistência cirúrgica. Disjuntor tipo McNamara com um pônico provisório de resina acrílica unido ao arco ortodôntico que permanecerá no local durante o período de contenção pós-ativação, para promover estética entre os incisivos centrais superiores, enquanto se aguarda a movimentação ortodôntica e tracionamento das fibras periodontais transeptais. É necessário um pequeno espaço entre, pelo menos, uma das superfícies interproximais para permitir a mesialização dos incisivos. A resistência de união do bráquete policristalino (Invu TP Orthodontics) ao provisório de acrílico depende fundamentalmente da técnica adesiva selecionada. **B-** Vista oclusal evidenciando o dente provisório à base de resina de rede interpenetrante de polímero acrílico e os dentes 11, 21 e 22 com coroas cerâmicas unidas a bráquetes cerâmicos policristalinos. **C-** Diastema anterior fechado, com retração anterior esquerda sendo realizada, para correção da linha média, e remoção do provisório após o fechamento do espaço.

Adesão às cerâmicas

O sucesso clínico das restaurações totalmente cerâmicas e a persistente demanda dos pacientes para tratamentos estéticos resultaram no desenvolvimento e introdução de vários sistemas cerâmicos (DELLA BONA, 2009). Em razão disto, uma ampla gama de cerâmicas está disponível no mercado com indicação para restaurações *inlays, onlays*, coroas, pontes parciais fixas e implantes (DELLA BONA e ANUSAVICE, 2002; DELLA BONA, 2009; ZACHRISSON *et al*, 1996). Além disso, a caracterização das cerâmicas dentais pode ser útil para propósitos ortodônticos práticos, quando da união de bráquetes a essa superfície (ANUSAVICE, 2005; ZACHRISSON *et al*, 1996). Essencialmente, as cerâmicas podem ser classificadas em: (1) porcelanas a base de sílica (ex.: feldspática); (2) vitro-cerâmicas (ex.: a base de dissilicato de lítio); (3) cerâmicas infiltradas por vidro e (4) cerâmicas policristalinas densamente sinterizadas (a base de alumina ou zircônia). Estas últimas são utilizadas como material de infraestrutura e não são aplicáveis para a união ortodôntica (DELLA BONA, 2009; DONASSOLO, *et al*, 2009; SARAÇ, *et al*, 2011). Idealmente, a colagem e a posterior remoção do bráquete não devem ocasionar danos à superfície cerâmica que comprometam a estética, a resistência e a longevidade das restaurações, tampouco ocasionem fraturas no bráquete (KUKIATTRAKOON e SAMRUAJBENKAKU, 2010; ATSÜ, *et al*, 2006).

Além disso, a colagem bem sucedida de um bráquete a uma superfície cerâmica requer algum mecanismo de união, usualmente facilitado pela alteração mecânica do substrato por meio de condicionamento ácido ou jateamento da superfície com partículas de alumina, que resultam em aumento na área e energia de superfície e na molhabilidade do substrato, ou seja, diminuição do ângulo de contato entre aderente e adesivo (DELLA BONA *et al*, 2002; DELLA BONA e ANUSAVICE, 2002; DELLA BONA, 2009; DELLA BONA, 2009). Para a completa molhabilidade da superfície, o adesivo deve ser de baixa viscosidade e

possuir tensão superficial menor do que a energia de superfície crítica do substrato. No caso de colagem de bráquete à porcelana, consiste em remover o glaze, criando rugosidades para a retenção mecânica do bráquete, sendo o grande inconveniente, a descolagem compulsória ao final do tratamento, que pode levar à lascas, fraturas e trincas do bráquete e da restauração (AJLOUNIA *et al*, 2005; HERION *et al*, 2010; WHITLOCK III, *et al*, 1994).

Não obstante, o ortodontista é desafiado a unir adesivamente bráquetes ortodônticos a diferentes restaurações cerâmicas. Portanto, quando do tratamento da superfície cerâmica para a união ortodôntica, o profissional tem o desafio de diferenciar entre os vários tipos de cerâmicas, o que dificulta a escolha do protocolo mais adequado de condicionamento superficial e técnica adesiva. Nesse sentido, seria importante que o profissional conseguisse diferenciar as cerâmicas entre as ácido resistentes e as ácido sensíveis que podem ser condicionadas pelos ácidos a base de flúor (ex.: ácido hidrofluorídrico (HF); flúor fosfato acidulado e bifluoreto de amônia). As cerâmicas ácido sensíveis são, seletivamente, atacadas pelo ácido produzindo uma superfície porosa, irregular, que aumenta a área de superfície e facilita a penetração da resina dentro da superfície cerâmica com microretenções, produzindo valores de resistência de união adequados, sendo, assim, um dos métodos de escolha para promover a união entre a resina e porcelanas (ZACHRISSON, *et al*, 1996; DELLA BONA *et al*, 2002; DELLA BONA e ANUSAVICE, 2002; DELLA BONA, 2009; DELLA BONA, 2009b). No entanto, a elevada toxicidade química, a possibilidade de produzir sais de fluoreto insolúveis em sílica que podem interferir com a união da resina, e o fato de que cerâmicas com elevado conteúdo cristalino não se beneficiam do condicionamento com HF, são algumas das razões para as tentativas de eliminar o HF dos procedimentos clínicos de união às cerâmicas (QUEIROZ, *et al*, 2012).

Fica claro que a microestrutura e a composição das cerâmicas são fatores controladores do desenvolvimento de retenção micro-mecânica produzida por condicionadores de superfície. A associação entre condicionamento com ácido fluorídrico e aplicação de silano tem sido reportada como a mais eficaz e resultando nos maiores valores de resistência adesiva entre porcelanas e resinas (DELLA BONA, *et al.*, 2002; DELLA BONA e ANUSAVICE, 2002; DELLA BONA, 2009b; DELLA BONA, *et al.*, 2004).

Por sua vez, os silanos são utilizados para promover a adesão entre a fase inorgânica da cerâmica e a fase orgânica da resina de colagem, através de uniões tipo siloxano. A adesão entre as cerâmicas dentais e compostos à base de resina é o resultado de uma interação físico-química através da interface entre o adesivo e o substrato, e parece ser o fator de controle dominante na união química da resina sobre as cerâmicas que possuem fase vítrea (DELLA BONA, *et al.*, 2002; DELLA BONA e ANUSAVICE, 2002; DELLA BONA, 2009b, DELLA BONA, *et al.*, 2004, QUEIROZ, *et al.*, 2012). Além disto, a superfície tratada com silano é conhecida por ser hidrofóbica, sendo a união silano-superfície organofílica ao adesivo, portanto, a molhabilidade da superfície cerâmica pelo adesivo é incrementada pela ação do silano. Por outro lado, a hidrólise do silano diminui o seu desempenho e limita o tempo de vida de uniões adesivas, pois a união de radicais Si-OH na superfície cerâmica ocorre por reação de condensação e, polimerizam juntamente com o adesivo através de uniões duplas de metil metacrilato. Contudo, o procedimento de aquecimento do silano melhora a adesão à resina, pela eliminação da água e outros contaminantes, levando a reação de condensação de superfície silano-sílica em direção ao aumento do número de locais de união disponíveis para a reação, propiciando a formação de ligações covalentes. Portanto, o aquecimento da superfície cerâmica silanizada resulta na evaporação do excesso de silano, do solvente e dos sub-produtos voláteis da reação do silano (QUEIROZ, *et al.*, 2012; DELLA BONA, *et al.*, 2004).

É reconhecido que a qualidade da adesão usando silanos não depende apenas das suas especificações como o pH e a concentração da solução, a natureza do solvente e o tempo de hidrólise, mas também do protocolo de aplicação que envolve condições de secagem, o tempo entre a aplicação do silano e a resina adesiva, a temperatura e a umidade do ambiente. Não obstante, a evaporação do solvente afeta o potencial de união dos silanos, pois mesmo que uma pequena quantidade de solvente possa ajudar na molhabilidade do silano, a evaporação incompleta pode prejudicar a adesão, podendo isto diminuir o número de reações disponíveis para o silano, comprometendo assim o grau final de formação de uniões siloxano (QUEIROZ, *et al.*, 2012; DELLA BONA, *et al.*, 2004).

Finalmente, a espessura da película de silano é relevante para a resistência de união entre resina e cerâmica, onde uma quantidade excessiva de silano pode não ser eficiente para fornecer uma união adequada e duradoura, já que em filmes espessos, as propriedades entre as camadas moleculares de silano podem ser prejudicadas (QUEIROZ, *et al.*, 2012; DELLA BONA, *et al.*, 2004; DELLA BONA, 2009b).

Diante do exposto, pode-se dizer que os procedimentos mais populares de condicionamento de superfície cerâmica para a colagem de bráquete são o jateamento com partículas de óxido de alumínio, a utilização de ácido fluorídrico e a ação dos agentes de união à base de organossilano. A associação desses procedimentos pode resultar em uma superfície áspera, que pode não ser reversível com polimento da superfície após a remoção do bráquete. Contudo, os relatos são controversos em relação aos métodos de repolimento da porcelana após a descolagem do bráquete ortodôntico, e também quanto às vantagens da remoção do glaze. Não obstante, relatos mostram que o uso de ácido fosfórico associado ao adesivo e a resina composta, resultam em pouco ou nenhum dano à superfície da porcelana, muito provavelmente devido a baixa união produzida

por esse método (DELLA BONA e ANUSAVICE, 2002; DELLA BONA *et al.*, 2000; KOKADERELLI *et al.*, 2001). No entanto, a utilização do sistema de reparo Clearfil, que contém um primer auto-condicionante, agente silano e um sistema adesivo, resultou em menor dano à superfície da porcelana, mantendo uma adequada média de resistência adesiva (HERION, *et al.*, 2010; AJLOUNIA, *et al.*, 2005).

No caso de colagem de bráquetes à facetas de porcelana em dentes anteriores, o uso de um agente silano tem sido preconizado, porém não se admite a asperização superficial, pois a combinação do agente silano com a asperização da superfície da porcelana produz uma resistência adesiva que excede a resistência coesiva da porcelana, resultando em grande incidência de fratura da porcelana durante a descolagem do bráquete ortodôntico. Esse tipo de fratura depende, tanto da resistência de união entre porcelana e resina, como da resistência da porcelana à fratura durante a descolagem do bráquete (KAO e JOHNSTON, 1991; KOKICH, 1992; YADAV, *et al.*, 2010).

Para finalizar é importante lembrar que a resistência de união de resinas compostas ortodônticas à superfície de porcelana é considerada inadequada quando superior a 13 MPa, pois poderá ocasionar falha coesiva na porcelana, quando da descolagem do bráquete. Diante dessa informação e sabendo que o uso do ácido fluorídrico e agente de união silano produzem uma resistência de união média de 20 MPa entre resina e porcelana, seria incoerente o ortodontista fazer uso dessa técnica na colagem de bráquetes ortodônticos, pois existirá uma grande probabilidade de fratura coesiva da porcelana no momento da descolagem do bráquete (YADAV, *et al.*, 2010).

DISCUSSÃO

A grande demanda por odontologia estética e ortodontia em pacientes adultos exige do clínico diversas abordagens para o condicionamento dos substratos e colagem de bráquetes, particularmente em superfícies restauradas com metais, cerâmicas, resinas e compósitos (Figura 3A-D) (ATSÜ *et al.*, 2006;

KOKADERELLI, *et al.*, 2001; ÖZCAN, *et al.*, 2008; SAKAGUCHI e POWERS, 2012; ZACHRISSON, 2000). Contudo, a maioria dos ensaios “*in vitro*” de resistência de união confrontam-se com os achados clínicos, revelando diferenças quantitativas que podem ser relevantes e até mesmo contraditórias. Os valores de resistência de união encontrados clinicamente são geralmente menores do que os valores “*in vitro*”, por isso, estes experimentos devem simular os desafios encontrados no ambiente oral (variações de umidade, temperatura e pH, acompanhados da aplicação de forças mastigatórias e parafuncionais), ou seja, mais próximos à realidade clínica, utilizando amostras clinicamente realistas, o que é um desafio para os pesquisadores (FINNEMA, *et al.*, 2010; KLOCKE e KAHL-NIEKE, 2005; KLOCKE *et al.*, 2003; ZACHRISSON, 2000).

Além disso, nestes pacientes adultos, a dentina faz parte dos substratos clinicamente associados à união ortodôntica, em situações; de abfração, erosões e abrasões. Contudo, a composição heterogênea da dentina torna-a um substrato particularmente difícil de aderir a um adesivo, especialmente quando comparada à união ao esmalte. No entanto, a pressão diferencial entre a polpa e o assoalho dentinário causa o afloramento do fluido dos túbulos dentinários, de forma que não é possível criar uma superfície dentinária seca, de modo a favorecer a adesão (JACQUES e HELBLING, 2005; VAN NOORT, 2002). Por conseguinte, sistemas adesivos resinosos com e sem carga tem sido utilizados para a colagem ortodôntica, sendo aplicados tanto à superfície condicionada do esmalte e demais substratos anteriormente citados, quanto à base do bráquete (McCABE e WALLS, 2006). Mas, em situações de elevada resistência de união, podem

ocorrer fraturas, trincas ou delaminação do esmalte e dos referidos substratos durante a descolagem compulsória do bráquete, no desfecho do tratamento compreensivo (OGAARD, *et al.*, 2004; ÖZCAN *et al.*, 2008; PICKET *et al.*, 2001).

Portanto, a adesão dos bráquetes ortodônticos deve ser alta o suficiente para resistir à descolagem espontânea, bem como suportar os esforços mastigatórios e cargas parafuncionais, além das forças transmitidas pelo arco ortodôntico (que exerce estresses no controle tridimensional do dente), porém deve ser suficientemente baixa, para, especialmente, evitar força excessiva quando da descolagem do bráquete e consequente dano ao esmalte e demais substratos odontológicos (ÖZCAN *et al.*, 2008; FINNEMA *et al.*, 2010). Além disso, a resistência de união entre o esmalte e a resina é da ordem de 16 a 20 MPa, sendo que o esmalte pode resistir a estresses elevados antes de fraturar, dependendo do sentido da carga. Pois, estresses aplicados no sentido do longo eixo dos prismas de esmalte devem exceder 25-30 MPa para induzir fraturas, enquanto que isso pode ocorrer com estresses de, aproximadamente, 13 MPa se a carga aplicada for no sentido perpendicular ou oblíquo dos prismas de esmalte (OGAARD, *et al.*, 2004). Portanto, já está bem definido na literatura de que valores de resistência de união entre 2,8 MPa e 10 MPa são considerados adequados para a ortodontia. Todavia, valores maiores (20-25 MPa) são desejáveis na dentística restauradora para compensar estresses de contração dos compostos resinosos (OGAARD, *et al.*, 2004; McCABE e WALLS, 2006). O ortodontista deve considerar que existe uma polimerização prolongada dos sistemas adesivos, sendo crítico os primeiros 10 minutos após a colagem dos bráquetes, deste modo, é necessária precaução no caso de colocação imediata dos arcos ortodônticos (SANT'ANA *et al.*, 2002; HOSSMAND, *et al.*, 2002). No entanto, seletivamente, poderia se optar em amarrar o arco posteriormente, permitindo que as ligações adesivas madurem, fornecendo valores de resistência de união mais elevados para resistir às forças transmitidas pelos arcos ao sistema de bráquetes. Portanto, em caso de falha adesiva, a superfície do substrato pode

ser asperizada para aumentar a resistência de união, porém a incidência de dano, especialmente no caso de porcelanas, é maior (KOKADERELLI *et al.*, 2001; KAO e JOHNSTON, 1991; SANT'ANA *et al.*, 2002; KUKIATTRAKOON e SAMRUJAJENJAKU, 2010). Contudo, quando agentes silanos são utilizados na colagem de bráquetes ortodônticos, os valores de resistência de união diminuem com o tempo, podendo significar um número aumentado de falhas de colagem com o progresso do tratamento ortodôntico (SANT'ANA *et al.*, 2002; HOSSMAND, *et al.*, 2002).

Conclusões

Para o tratamento ortodôntico ser bem conduzido, um dos princípios básicos é a adesão ótima dos bráquetes para a aplicação das forças aos dentes, mantendo os acessórios aderidos aos substratos ao longo da terapia e, portanto, a sua integridade durante a descolagem, sem danos às superfícies dentárias e restauradas, que devem permanecer com estética e funcionalidade na boca do paciente. Nesse sentido, a colagem de bráquetes à restaurações de porcelana oferecem um desafio adicional, contudo, os demais materiais restauradores, também devem merecer atenção quando do tratamento adesivo para a colagem de bráquetes ortodônticos.

Os bráquetes cerâmicos não apresentam corrosão, portanto, não são alergênicos e, são uma real alternativa para a crescente demanda de pacientes adultos pelos tratamentos de odontologia estética e ortodontia. No entanto, a união ortodôntica para eles é especialmente sensível à técnica e exige conhecimento da dinâmica entre os diversos substratos odontológicos (aderentes) e dos sistemas adesivos de união, optando-se pelo tratamento adesivo mais adequado, objetivando uma união duradoura durante o tratamento e uma adequada descolagem destes bráquetes. Além disso, a estética e a biocompatibilidade são as maiores vantagens dos bráquetes cerâmicos sobre os

metálicos, apesar de estes ainda serem considerados o “padrão ouro”. Porém, os cerâmicos apresentam limitações, tais como: problemas de descolagem, necessidade de um agente de união (ex. silano) para realizar a união química com os adesivos resinosos; elevada resistência friccional com os arcos metálicos e, quando ocorre contato entre o bráquete e o dente, desgaste do elemento antagonista (FLORES *et al.*, 1990; GAUTAN e VALLIATN, 2007; BISHARA *et al.*, 1999).

Finalmente, existem poucos estudos inter-relacionando a resistência de união dos diversos bráquetes ortodônticos aos mais variados substratos restauradores odontológicos. Além disso, a sua interação, que é a ação recíproca entre estes dois objetos físicos (o substrato e o aderente), deve induzir e incentivar a atuação dos pesquisadores a estabelecer protocolos clínicos adequados e seguros, como demanda a odontologia baseada em evidências científicas.

Referências bibliográficas

- AJLOUNA, R.; BISHARA, S. E.; OONSOMBACT, C.; SOLIMAND, M.; LAFOONE, J. The effect of porcelain surface conditioning on bonding orthodontic brackets. **Angle Orthod.**, Appleton, v. 75, n. 5, p. 858-864, sep. 2005.
- ALHAJJA, E. S.; AL-WAHADNI A. M. Shear bond strength of orthodontic brackets bonded to different ceramic surfaces. **Eur J Orthod.**, Oxford, v. 29, n. 4, p. 386-389, ago. 2007.
- ANDREASEN G. F; STIEG M. A Bonding and debonding brackets to porcelain and gold. **Am J Orthod Dentofac Orthop.**, St. Louis, v. 93, n. 4, p. 341-345, apr. 1988.
- ANUSAVICE K. J. **Phillips materiais dentários**. 11^a ed. Rio de Janeiro: Elsevier; 2005, 824 p.

- ATSÜ, S. S; GELCOR, I. E; SAHIN, V. Effects of silica coating and silane conditioning on the bond strength of metal and ceramic brackets to enamel. **Angle Orthod.**, Appleton, v. 76, n. 5, p. 857-862, sep. 2006.
- BARATIERI, L. N. Adesão aos tecidos dentais. In: Barattieri L. N., *et al.* **Odontologia restauradora: fundamentos e técnicas- volume1**. São Paulo: Santos; 2010. p. 97-111.
- BURSTONE, C. J. Aplicação da bioengenharia na ortodontia clínica. In: Graber, T. M; Vanarsdall Jr.R. L. **Ortodontia: princípios e técnicas atuais**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1994. p. 213-242.
- BISHARA, S. E; OLSEN, M. E; VON WALD, L; JACOBSEN, JR. Comparison of the debonding characteristics of two innovative ceramic bracket designs. **Am J Orthod Dentofac Orthop.**, St. Louis, v. 116, n. 1, p. 86-92, jul. 1999.
- CONCEIÇÃO, E. M. Sistemas adesivos. In: Conceição, E. M. **Dentística: saúde e estética**. Porto Alegre: Artmed, 2007. p. 130-145.
- CHACONAS, S. J; CAPUTO, A. A; NIU, G.S. Bond strength of ceramic brackets with various bonding systems. **Angle Orthod.**, Appleton, v. 61, n. 1, p. 35-42, spring 1991.
- CHAY, S. H; WONG, S. L; MOHAMED, N; CHIA, A; YAP, A. U. Effects of surface treatment and aging on the bond strength of orthodontic brackets to provisional materials. **Am J Orthod Dentofac Orthop.**, St. Louis, v. 132, n. 5, p. 577 e 7-11, nov. 2007.
- DELLA BONA A; ANUSAVICE K. J; DEHOFF P. H. Weibull analysis and flexural strength of hot-pressed core and veneered ceramic structures. **Dent Mater.**, Kidlington, v. 19, n. 7, p. 662-669, nov. 2003.
- DELLA BONA, A; ANUSAVICE, K. J; HODD, J. A. A. Effect of ceramic surface treatment on tensile bond strength to a resin cement. **Int J Prosthodont.**, Lombard, v. 15, n. 3, p. 248-253, may-jun. 2002.
- DELLA BONA, A; ANUSAVICE, K. J. Microstructure, composition, and etching topography of dental ceramics. **Int J Prosthodont.**, Lombard, v. 15, n. 2, p. 159-167, mar-abr. 2002.

DELLA BONA, A.; ANUSAVICE, K. J.; SHEN, C. Microtensile strength of composite bonded to hot-pressed ceramics. **J Adhesive Dent.**, New Malden, v. 2, n. 4, p. 305-313, Winter 2000.

DELLA BONA, A. **A adesão às cerâmicas: evidências científicas para o uso clínico.** São Paulo: 1ª Ed. Artes Médicas, 2009. 254 p.

DELLA BONA, A. Important aspects of bonding resin to dental ceramics. **J. Adhes. Sci. Technol.**, Utrecht, v. 23, p. 1163-1176, 2009b.

DELLA BONA, A.; SHEN, C.; ANUSAVICE, K. J. Work of adhesion of resin on treated lithia disilicate-based ceramic. **Dent Mater.**, Kidlington, v. 20, n. 4, p. 338-344, may, 2004.

DELLA BONA, A.; SUMMIT, J. B. The effect of amalgam bonding on resistance form of Class II amalgam restorations. **Quintessence Int.**, Berlin, v. 29, n. 2, p. 95-101, 1998.

DONASSOLO T.; DEMARCO FF; DELLA BONA A. Resin bond strength to a zirconia-reinforced ceramic after different surface treatments. **Gen Dent.**, Chicago, v. 57, n. 4, p. 374-379, 2009.

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

FINNEMA, K. J.; ÖZCAN, M.; POST, W. J.; REN, Y.; DIJKSTRA, P. In-vitro orthodontic bond strength testing: a systematic review and meta-analysis. **Am J Orthod Dentofac Orthop.**, St. Louis, v. 137, n. 5, p. 615-622, may, 2010.

FLORES, D.; CARUSO, J.; SCOT, G.; JEIROUDI, M. T. The fracture strength of ceramic brackets: a comparative study. **Angle Orthod.**, Appleton, v. 60, n. 4, p. 269-276, 1990.

GANGE, P. A. **Orthodontic Bonding:** In: McNamara Jr, J. A.; Brudon, W. L. Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. Ann Arbor: Needham Press, 2001. p 169-186.

GAUTAN, P.; VALJATAN, A. Ceramic Brackets: in search of an ideal! **Trends Biomater Artif Organs.**, Thiruvananthapuram, v. 20, n. 2, 2007. <http://www.staol.org>

GEIGER, A. M.; GORELICK, L. Bonded pontics in orthodontics. **J Clin Orthod.**, Boulder, v. 23, n. 8, p. 551-555. aug 1989.

GROSS, M. W.; FOLEY, T. F.; MAMANDRAS, A. H. Direct bonding to alloy-treated amalgam. **Am J Orthod Dentofac Orthop.**, St. Louis, v. 112, n. 3, p. 252-258, sep. 1997.

HERION, D. T.; FERRACANE, J. L.; COVELL, Jr, D. A. Porcelain surface alterations and refinishing after use of two orthodontic bonding methods. **Angle Orthod.**, Appleton, v. 80, n. 1, p. 167-174, Jan. 2010.

HOSMAND, T.; VAN NOORT, R.; KESHVAD, A. Bond durability of the resin-bonded and silane treated ceramic surface. **Dent Mater.**, Kidlington, v. 18, n. 2, p. 179-188, mar. 2002.

ISCI, D.; SAGLAN, A. M. S.; ALKIS, H.; TURK, S. E.; TURK, T. Effects of fluorosis on the shear bond strength of orthodontic brackets bonded with a self-etching primer. **Eur J Orthod.**, Oxford, v. 33, n. 2, p. 161-166, apr. 2011.

JACQUES, P.; HEBLING, J. Effect of dentin conditioners on the microtensile bond strength of a conventional and a self-etching primer adhesive system. **Dent Mater.**, Kidlington, v. 21, n. 2, p. 103-109, fev. 2005.

JOHNSON, G.; WALKER, M.; KULA, K. Fracture strength of ceramic tie wings subjected to tension. **Angle Orthod.**, Appleton, v. 75, n. 1, p. 95-100, Jan. 2005.

KAO, E. C.; JOHNSON, W. Fracture incidence on debonding of orthodontic brackets from porcelain veneers. **J Prost Dent.**, St. Louis, v. 66, n. 5, p. 631-637, Nov. 1991.

KARAMOUZOS, A.; ATHANASIOU, A.; PAPADOULOS, M. A. Clinical characteristics and properties of ceramic brackets: a comprehensive review. **Am J Orthod Dentofac Orthop.**, St. Louis, v. 112, n. 1, p. 34-40, jul. 1997.

KOKADERELI, I.; CANAY, S.; AKÇA, K. Tensile bond strength of ceramic orthodontic brackets bonded to porcelain surfaces. **Am J Orthod Dentofac Orthop.**, St. Louis, v. 119, n. 6, p. 617-620, Jun. 2001.

KUKIATTRAKOON, B.; SAMRUAJBENJAKU, B. Shear bond strength of ceramic brackets with various base designs bonded to aluminous and fluorapatite ceramics. **Eur J Orthod.**, Oxford, v. 32, n. 1, p. 87-93, feb. 2010.

- KOKICH, V. What's new in dentistry– Increased potential for fracture when debonding brackets from porcelain veneers. **Angle Orthod.**, Appleton, v. 62, n. 1, p. 7-8, Mar. 1992.
- KLOCKE, A; KAHL-NIEKE, B. Influence of cross-head speed in orthodontic bond strength testing. **Dent Mater.**, Kidlington, v. 21, n. 2 p. 139-44, feb. 2005.
- KLOCKE, A; TADIK, D; KAHL-NIEKE, B; EPPL, M. An optimized synthetic substrate for orthodontic bond strength testing. **Dent Mater.**, Kidlington, v. 19, n. 8, p. 773-778, dez. 2003.
- MARYANCHIK, I; BRENDLINDER, E. J; FALLIS, D. W; VANDEWALLE, K. S. Shear bond strength of orthodontic brackets bonded to various esthetic pontic materials. **Am J Orthod Dentofac Orthop.**, St. Louis, v. 137, n. 5 p. 684-689, may. 2010.
- MCCABE, J. F; WALLS, A. W. G. **Materiais dentários diretos**. São Paulo: Santos, 2006.
- OGAARD, B; BISHARA, S. E; DUSCHNER, H. **Enamel effects during bonding-debonding and treatment with fixed appliances**. In: Graber, T.M.; Eliades, T.; Athanasios A. Risk management in Orthodontics: Expert's guide to malpractice. Carol Stream: Quintessence, 2004. p. 19-46.
- OSKOE, P. A; KACHOEI, M; RIKHTEGARAN, S; FATHALZADEH, F; NAVIMPOUR, E. J. Effect of surface treatment with sandblasting and Er, Cr: YSGG laser on bonding of stainless steel orthodontic brackets to silver amalgam. **Med Oral Patol Oral Cir Bucal.**, Valencia, v. 17, n. 2, p. 292-296, 2012.
- ÖZCAN, M; FINNEMA, K; YBEMA, A. Evaluation of failure characteristics and bond strength after ceramic and polycarbonate bracket debonding: effect of bracket base silanization. **Eur J Orthod.**, Oxford, v. 30, n. 2, p. 176-182, apr. 2008.
- ÖZTURK, B; MALKOC, S; KOYUTURK, A. E; ÇATALBA, B; OZER, F. Influence of different tooth types on the bond strength of two orthodontic adhesive systems. **Eur J Orthod.**, Oxford, v. 30, n. 4, p. 407-412, ago. 2008.
- PROFFIT, W. **Aparelhos fixos contemporâneos**. In: Proffit W.; Fields, H.; Sarver DM. Ortodontia contemporânea. Rio de Janeiro: Elsevier, 2008. p. 367-399.
- PICKETT, K. L; SADOWSKY, P. L; JACOBSON, A. Orthodontic in Vivo bond strength: comparison with in vitro results. **Angle Orthod.**, Appleton, v. 71, n. 2, p. 141–148, apr. 2001.
- QUEIROZ, J. R. Q; BENETTI, P; ÖZCAN, M; OLIVEIRA, L. F. C; DELLA BONA, A. Surface characterization of feldspathic ceramic using ATR FTIR and ellipsometry after various silanization protocols. **Dent Mater.**, Kidlington, v. 28, n. 2, p. 189-196, feb. 2012.
- RODRIGUES, S. A. Jr; FERRACANE, J. L; DELLA BONA, A. Influence of surface treatments on the bond strength of repaired resin composite restorative materials. **Dent Mater.**, Kidlington, v. 25, n. 4 p. 442-451, apr. 2009.
- SAKAGUCHI, R. L; POWERS, J. **Craig materiais dentários restauradores**. 13ª ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2012. 416 p.
- SAMRUAJBENJAKUL, B; KUKIATTRAKOON, B. Shear bond strength of ceramic brackets with different base designs to feldspathic porcelains. **Angle Orthod.**, Appleton, v. 79, n.3 p. 571–576, may. 2009.
- SANT'ANNA, E. F; MONNERAT, M. E; CHEVITARESE, E; STUANI, M. B. S. Bonding Brackets to Porcelain-*in vitro* study. **Braz Dent J.**, Ribeirão Preto, v. 13, n. 3, p. 191-196, 2002.
- SARAÇ, Y. S; KÜLÜNK, T; ELEDAKQ-TÜR, S; TURK, T. Effects of surface-conditioning methods on shear bond strength of brackets bonded to different all-ceramic materials. **Eur J Orthod.**, Oxford, v. 33, n. 6, p. 667-672, dec. 2011.
- SUMA, S; ANITA, G; CHANDRA-SHEKAR, B. R; KALLURY, A. The effect of air abrasion on the retention of metallic brackets bonded to fluorosed enamel surface. **Indian J Dent Res.**, Ahmedabad, v. 23, n. 2, p. 230-235, mar-abr. 2012.
- SWARTZ, M. L. Ceramic brackets. **J Clin Orthod.**, Boulder, v. 22, n. 2, p. 82-88, feb. 1988.
- TAKEYA, M; MURAKAMI, N; UNEMORI, M; MOTOMURA, M; YAMAMOTO, Y. Surface preparation of the dental Au-Ag-Pd alloy for improving adhesion to 4-META/MMA-TBB resin cement. **Dent Mater J.**, Tokyo, v. 7, n. 1, p. 94-110, jun. 1988.

TÜRKKAHRAMAN, H; KÜÇÜKESMEN, H.C. Porcelain surface-conditioning techniques and the shear bond strength of ceramic brackets. **Eur J Orthod**, Oxford, v. 28, n. 5, p. 440-443, oct. 2006.

URABE, H; ROSSOUW, P. E.; TITTLE, K. C; YAMIN, C. Combinations of etchants, composite resins, and bracket systems: an important choice in orthodontic bonding procedures. **Angle Orthod.**, Appleton, n. 69, n. 3, p. 267-275, jun. 1999.

VANARSDALL, R; MUSICH, D. R. **Ortodontia em adultos: diagnóstico e tratamento**. In: Graber, T. M; Vanarsdall Jr, R.L. *Ortodontia: Princípios e técnicas atuais*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1994. p. 697-778.

VAN NOORT, R. **Adesão ao esmalte e à dentina**. In: Van Noort R. *Introdução aos materiais dentários*. Rio de Janeiro: Elsevier, 2002, p. 175-195.

WHITLOCK III, BO; EICK, D; ACKERMAN Jr, R. J; GLAROS, A. G; CHAPPELL, R. P. Shear strength of ceramic brackets bonded to porcelain. **Am J Orthod Dentofac Orthop.**, St. Louis, v. 106, n. 4, p. 358-64, oct. 1994.

YADAV, S; UPADHYA Y, M; BORGES, G. A; ROBERTS, W. E. Influence of ceramic (feldspathic) surface treatments on the micro-shear bond strength of composite resin. **Angle Orthod.**, Appleton, v. 80, n. 4, p. 765-770, jul. 2010.

ZACHRISSON, B. V. Orthodontic bonding to artificial tooth surfaces: clinical versus laboratory findings. **Am J Orthod Dentofac Orthop.**, St. Louis, v. 117, n. 5, p. 592-594, may. 2000.

ZACHRISSON, B. V. **Colagem em ortodontia**. In: Graber, T. M; Vanarsdall Jr, R. L. *Ortodontia: Princípios e técnicas atuais*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1994. p. 498-578.

ZACHRISSON, B. V; BUYUKYILMAZ, T. Recent advances in bonding to gold, amalgam and porcelain. **J Clin Orthod.**, Boulder, v. 27, n. 12, p. 661-75, 1993.

ZACHRISSON, B. V; BUYUKYILMAZ, T; ZACHRISSON, Y. O. Improving orthodontic bonding to silver amalgam. **Angle Orthod.**, Appleton, v. 65, n. 1, p. 35-42, 1995.

ZACHRISSON, Y.O; ZACHRISSON, B; BUYUKYILMAZ, T. Surface preparation for orthodontic bonding to porcelain. **Am J Orthod Dentof Orthop.**, St. Louis, v. 109, n. 4, p. 420

ARTIGO A SER SUBMETIDO

Periódico - CLINICAL ORAL INVESTIGATIONS

BOND STRENGTH OF ORTHODONTIC BRACKETS BONDED TO DENTAL CERAMICS³

ABSTRACT

Objectives. The great demand for orthodontic treatment in adults, requires the adhesion of brackets to enamel and other substrates. This study evaluated the bond strength (σ) to dental ceramics, for minor damage on treatment outcomes. *Materials and methods.* Two hundred and forty ceramic specimens (IPS e-max CAD) were distributed in twelve groups (n = 20). Two ceramic (monocrystalline and polycrystalline alumina) and a metal bracket were used for orthodontic bonding, after submission of the ceramic to each of the treatments: (1) 60 s-hydrofluoric acid; (2) silane agent application / 3 min, (3) HF followed by S; (4) MDP Application in two layers. After the shear test, the fractographic analysis using optical microscopy (OM) and scanning electron was performed (SEM). *Results.* The monocrystalline ceramic bracket (BCM) bonded with resin cement to dental ceramics treated with hydrofluoric acid (HF) followed by silane (s), or HF only (group 11- BCM-HFS and group 9 BCM-HF) showed the highest σ values, respectively, 10,54 MPa and 8,53 MPa. Group 11 was the only one to show failure type 4 (3 specimens). In contrast, the polycrystalline ceramic bracket (BCP) bonded to dental ceramic treated with adhesive system containing MDP (group 8 BCP MDP) had the lowest value of σ (0,8 MPa, that was not different statistically from the other groups (4- 1,14 MPa and 12- 1,8 MPa) treated with MDP. Groups (4, 8 and 12) did not produce enough σ to bond brackets to dental ceramics. *Conclusions.* Bonding brackets to ceramic surfaces requires micromechanical retention with HF prior to orthodontic bonding. *Clinical relevance.* When there is a need for higher σ in areas of higher masticatory stress, should the HF be associated with the organosilane to favor the union between the organic resin to inorganic dental ceramics. **Key words:** Adhesion; ceramics; material strength; orthodontic brackets

³ Luís António Di Gúlda; Álvaro Della Bonar

INTRODUCTION

The orthodontic treatment in adults often has the need for bond orthodontic brackets to various substrates, such as ceramics, metal alloys, amalgam, gold, dentin, composite resin and acrylic [1-6].

Ceramic restorations such as all ceramic crowns, porcelain laminate veneers and ceramic onlays and inlays are popular due to their esthetic appearance. Patients with esthetic restorative treatments (fig. 1A) also demand more aesthetically pleasing orthodontic appliances, placing the ceramic brackets (fig. 2B and 2C) in evidence [2,4,8,9,10].

The construction of the contemporary multibrackets orthodontic appliance was facilitated by the introduction of the technique of direct orthodontic bonding, additionally, are discrete and more aesthetic than the previous, fully banded [11]. The ceramic orthodontic brackets were introduced in 1986 as an attempt to improve the aesthetics, with the maintenance (Table 1) of chemical and mechanical resistance [12-17]. Currently, there is a wide variety of ceramic brackets available, based on aluminum oxide or alumina (Al₂O₃) single crystal (sapphire) or polycrystalline [12, 16-20]. These brackets have good acceptance of patients and clinicians and receive positive reviews from the media, especially the ability to mask the appearance of fixed orthodontic

appliances [13,16,10] This scenario arouses a growing interest of patients of all ages for Orthodontics [16,18].

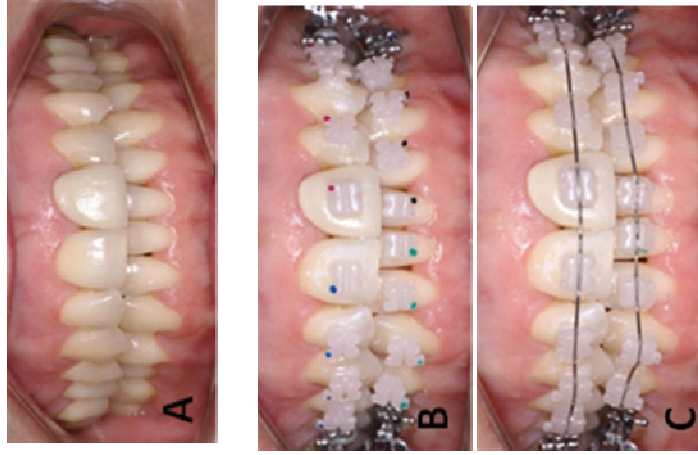


Figure 1. A-adult patient with porcelain laminate veneer in element 21 prior to orthodontic treatment. B- ceramic bracket bonding using enamel etching (phosphoric acid) and ceramics etching (hydrofluoric acid) to enable effective orthodontic adhesion. C- stable bracket-adhesive interface transfers the appropriate force for orthodontic tooth movement Source: private practice, authorized by the patient

Table 1. Comparison between the ceramic and metal brackets

	Ceramicbrackets	Metal Brackets
Main limitations	Not form chemical bond with adhesives without a bonding agent (silane)	Allergic reactions in patients with nickel sensitivity
Resistencia friccional	High inhibits sliding mechanics	Not significantly inhibit sliding mechanics
Reliability	High	High
Aesthetics	Unquestionable	questionable
Biocompatibility	Absolute	Relative
Allergenic effects	Absent	Present in sensitized patients
Composition	Aluminium oxide	Austenitic stainless steel - 18/8
Ductility	Absent	Present
Resistance to wear and corrosion	Excellent	Good - the nickel present in the alloy contributes.
Nickel presence and % of the population sensitized	Absent	Present, it is estimated that 21.5% of the population has the nickel sensitization
Nickel Source	No	Yes - the total volume of the brackets is greater than that of metal arches in full mouth assembly

Accordingly must be considered the difficulty in the brackets adhesion to dental ceramics in that the glazed surface, unconditioned, hinders the penetration of the resin for orthodontic bonding [22]. Nevertheless the bond strength of brackets to ceramics and the failure mode depends on several factors, such as: type of ceramics and surface treatment, bracket material and its basic design and retention (chemical and / or mechanical) mode and finally the composition and physical properties of orthodontic resin adhesives [22]. Thus, for a successful course of a comprehensive treatment, with an optimum bond strength to minimize the flaws and accidentally debonding of orthodontic brackets, and at the end, when the bracket is debonded, ceramics must remain without cracks or fractures. Therefore, bond strength values between 2,8 MPa and 10 MPa are appropriate for orthodontics [1,6,8,14,23,24]. However, the bond strength of the bracket and ceramic restoration may be inadequate above 13 MPa, because there is a high probability of cohesive failure of the porcelain with compulsory debonding of the bracket at the end of the orthodontic treatment [26]. In addition, the orthodontist is challenged to adhesively attach orthodontic brackets to different ceramic restorations [27]. Furthermore, when treating of the ceramic surface for orthodontic bonding, the professional has the

Table 1- Comparison between the ceramic and metal brackets

	Ceramic brackets	Metallic Brackets
Retention (in bracket base)	Base with mechanical retention, chemical, or both	Mechanic, through the mesh of the base of the bracket
Debonding of the bracket on the substrate	Potentially favorable to fracture of both: brackets and substrate	Deformation that relieves stress at the interface resin / substrate
Off load absorption	Absence of distortion presence of brittle fracture	The metal base can absorb and distort, fracturing the resin in the base of the bracket
Bond strength	High, sometimes unnecessary	Moderate, acceptable
Likely location of the fault	In the adhesive interface base of bracket-adhesive	In the adhesive interface base of bracket-adhesive
Fracture toughness	20 to 40 times lower	20 to 40 times higher
Failure mode	Catastrophic fracture under stress	Ductile process
Maximum deformation without presenting fracture	1%	20%
Total volume	Bulkier	Less bulky because of the greater strength of steel
Abrasion on the surface of the wires	Wire abrasion wear.	Not abrasionam the wire therefore have good slip and low friction
Cost	Higher	Less

challenge to differentiate between the various types of ceramics (vener porcelain for the coverage are very similar) making it difficult to choose the most appropriate protocol surface conditioning and adhesive technique. In this sense, it is important that the professional could differentiate between the ceramic acid resistant and acid sensitive that can be conditioned by the fluorine-based acids (ex.: hydrofluoric acid (HF); acidulated phosphate fluoride and ammonium bifluoride). The ceramic sensitive acid are selectively attacked by the acid (Figure 2) producing a porous, irregular surface, which increases the surface area and facilitates the penetration of resin into the ceramic surface with micro-retentions, producing bonding strength suitable values, and thus one of the best methods to promote the union between the resin and ceramics [21,27-29,31]. (However, the high chemical toxicity (high corrosive power), the possibility of producing fluoride salts silica insoluble that may interfere with the bond of the resin, and the fact that ceramics with high crystalline content do not benefit from etching with HF, are some of the reasons for attempts to eliminate the HF clinical procedures of the ceramics union [31,32]. To increase the bond strength between ceramic and resin, it is suggested that the combined use of hydrofluoric acid (HF) and silane. The HF selectively removes the

vitreous matrix, increasing the surface roughness, thus promoting a micromechanical retention on the adhesive system [31,32].

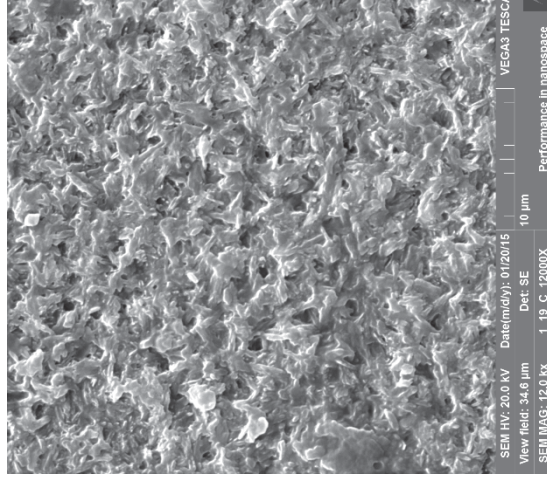


Figure 2. Surface acid sensitive ceramic (glass ceramic) selectively attacked by hydrofluoric acid (glass matrix), exposing the lithium disilicate crystal (E-Cad max - Ivoclar- Liechtenstein), increasing the surface area.

Silanes are used to promote adhesion between the inorganic phase of the ceramic and the organic phase of the resin through unions type siloxane. The bonding between dental ceramics and resin-based composites is the result of physical-chemical interaction over the interface between the adhesive and the substrate, and seems to be the

dominant controlling factor in the chemical union of resin on the ceramics having glass phase [21,28,29,31,32]. Clearly, the microstructure and the composition of the ceramics are controlling factors of the development of micro-mechanical retention produced by surface conditioners. The combination of etching with hydrofluoric acid and silane application has been reported as the most effective, resulting in higher bond strength values between porcelain and resin, despite ceramics have similar surface energy [21,28,29,31,32].

Specifically, this study tests the following hypotheses:

- (1) The bond strength of ceramic brackets bonded to porcelain is greater than that of metallic brackets (control), independent of the adhesive treatment;
- (2) The bracket-resin interface is the weakest on the porcelain-resin-bracket union;
- (3) The damage to the porcelain surface by taking off orthodontic bracket is governed by the adhesive bonding mechanism applied to the bracket and not by the type of orthodontic bracket (ceramic or metal)

MATERIALS AND METHODS

The material used as substrate in this in vitro study is a lithium disilicate base glass-ceramic (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent, Schaen, Luxembourg) made of machining blocks for CAD / CAM technology (Figure 3). The clinical indications are: ceramic inlays, onlays crowns and laminate veneers, until to fixed bridges of 3 elements to the premolar region.

4.1. Preparation of ceramic specimens

Two hundred and forty (240) ceramic (cs) specimens (IPS-max and DAC blocks C14 14.5 cm long x 12.4 cm wide x 18 cm high) were obtained from cuts diamond blade (Extec Corp., Enfield, CT, USA) in metallographic cutter (Miniton, Struers, Copenhagen, Denmark). Each block generated 14 cs in the form of plates (Figure 4) which were crystallized and glazed (Figure 5) according to manufacturer's instructions (Table 2).

Table 2. Firing parameters for crystallization / glaze IPS blocks e-max CAD LT/HT.

Usable ovens	
P300	403/757
P500	6:00
P700	90/162
	820/1508
	0:10
	30/54
	840/1544
	7:00
	550/820
	1022/1508
	820/840
	1508/1540
	700/1292

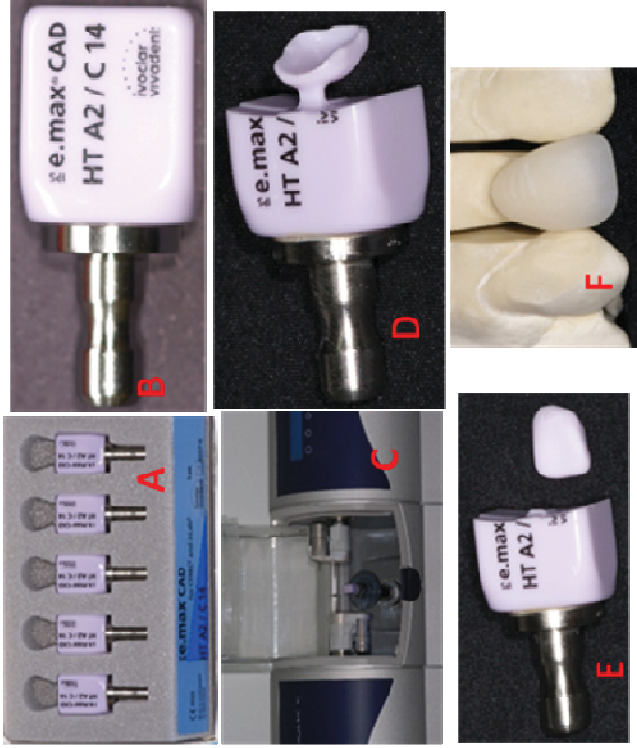


Figure 3. Exemplifying the machining of a restoration. A- IPS e-max CAD ceramic box with 5 pre-sintered blocks. B- Block in machinable milling system. C CAD-CAM system (Cerec, Sirona) which can be used for machining the blocks. D-Block aspect after machining. E- separate block Restoration. F laminate veneer adapted to the master model.

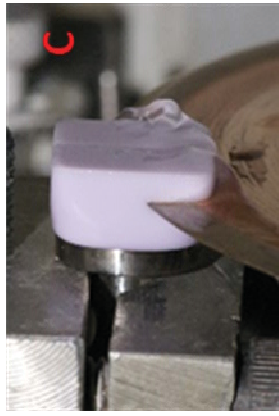


Figure 4. A e B- First longitudinal section in each ceramic block. Seven transverse cutouts(C) per block, obtaining a 14 cs/block.



Figure 5. A- CS after cutting. B- crystallized and glazed.

Cs were embedded in acrylic resin (Classic, Jet, Campo Limpo Paulista, SP, Brazil) leaving only the exposed surface to be treated for direct orthodontic bonding (Figure 6).



Figure 6. Sequence of inclusion of cs in acrylic resin, leaving exposed only the surface to receive one of four experimental adhesive treatments, prior to direct bonding of orthodontic brackets.

After the inclusion of Cs in acrylic resin, these were sequentially polished on a polishing machine (Abramin, Struers, Copenhagen, Denmark) with decreasing grain metallographic paper (320, 1,000, 1,200 and 1,500), yielding a smooth like surface for all Cs (figure 7).



Figure 7 A– Polishing machine for polishing of Cs. Cs aspect before (B) and after (C) polishing the surface.

Cs were randomly divided into twelve experimental groups (n = 20), described below, for a 3x4 factorial with the following independent variables (Figure 8).

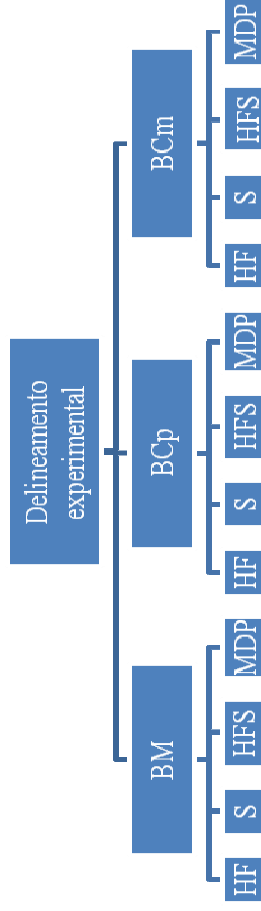


Figure 8 Factorial representation of the study that produced 12 experimental groups (n = 20).

Type of brackets:

BM- Metal bracket (Abzil, 3M Brazil, São Jose do Rio Preto, SP, Brazil) with traditional mechanical retention mesh(control group) (Figure 9)

BCp- Polycrystalline ceramic bracket (Transcend 2000, 3M, Monrovia, CA, USA) using mechanical retention through glass particles fused to the base of the bracket (Figure 10).

BCm- Monocrystalline ceramic bracket (Inspire Ice,Ormco, Glendora, CA, USA) using mechanical retention through zirconia balls fused to the base of the bracket (Figure 11).

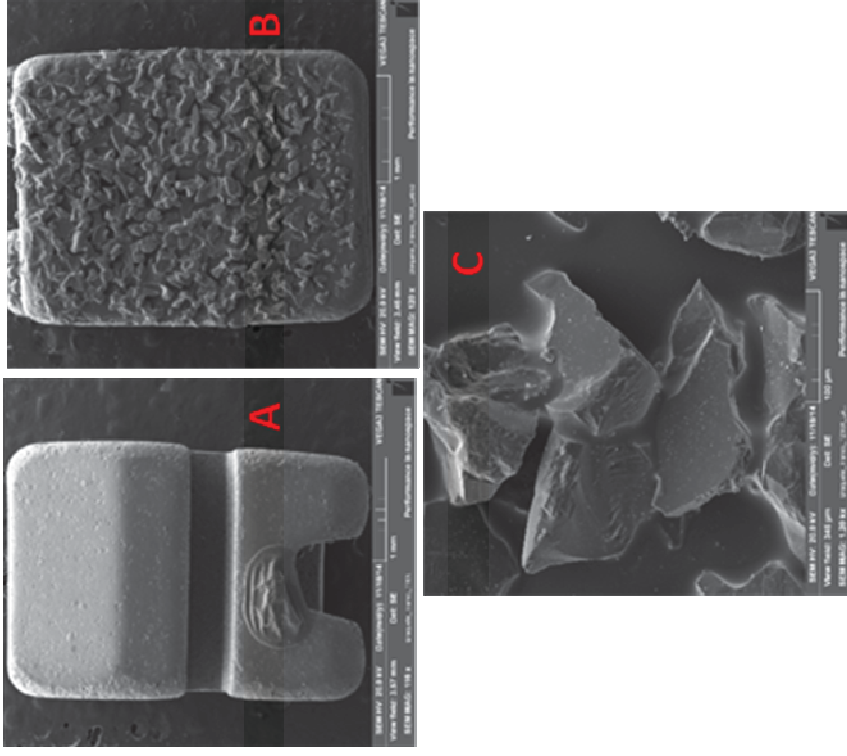


Figure 10. A- Front view (116x) of polycrystalline bracket (Transcend 2000 3M, Monrovia, CA, USA). B- glass is added to the bracket base (120x). C- approximate image of the base (scanning electron microscopy, 1200x).

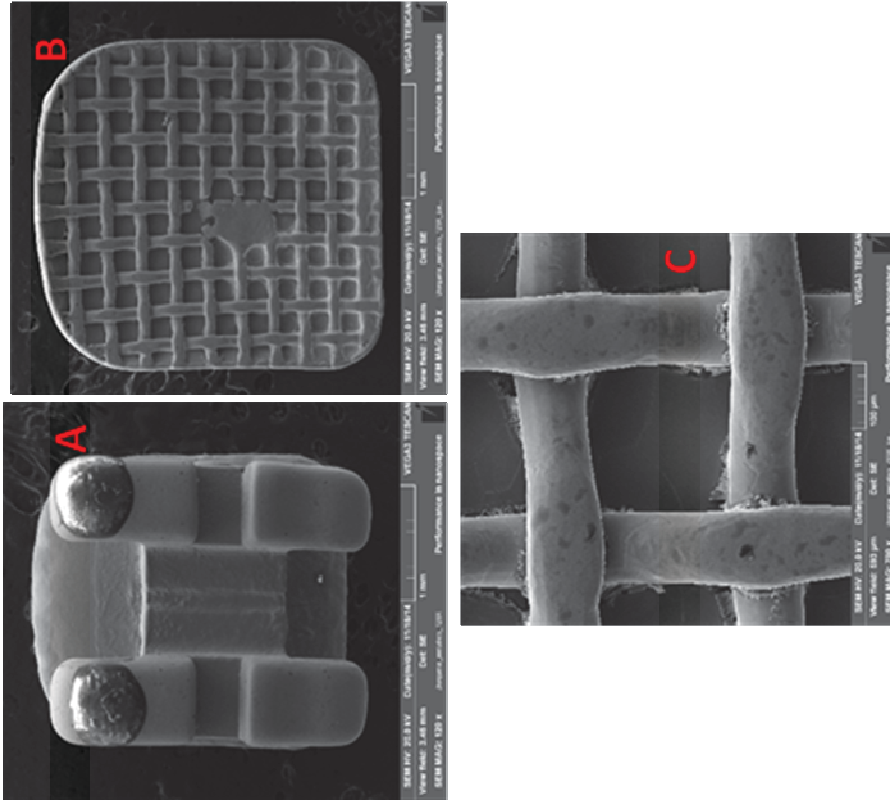


Figure 9 A- Front view (120x) of metallic bracket (Abzil, 3M Brazil, São Jose do Rio Preto, SP). B- Base with metal mesh to favor mechanical retention (120x). C- approximate image of the mesh at the base (SEM, 700x).

2- Treatment of ceramic surface

HF- Etching with hydrofluoric acid (porcelain Condac, FGM, Joinville, Brazil) for 60 s, washing with water jet / air for 20 sec, dry with compressed air free of oil.

S- Application and friction, with applicator, silane agent (Prosil, FGM, Joinville, Brazil) for 3 minutes, leaving evaporate the solvent; drying of oil-free air jet.

HFS- Application of HF. Followed by applying the S (as described for the groups above).

MDP- The adhesive system of two steps (Ambar, FGM, Joinville, Brazil - primer and adhesive combined into a bottle) containing MDP (10-dihydrogen phosphate Metacriloloxidecil) was applied in two layers, one drop for each adhesive layer. The first was applied vigorously rubbing for 10 seconds the adhesive followed by the second layer (10s), then air blast for 10 seconds to evaporate the solvent. Light curing for 10 sec. 400 mW / cm² (RADII CAL, SDI Limited, Bayswater, Victoria, Australia, 1200mW / cm²).

Prior to surface treatment was manufactured a punch device for the purpose of drilling a tape standardizing and defining the bonding area on the substrate (Figure 12) in accordance with the base area of the brackets.

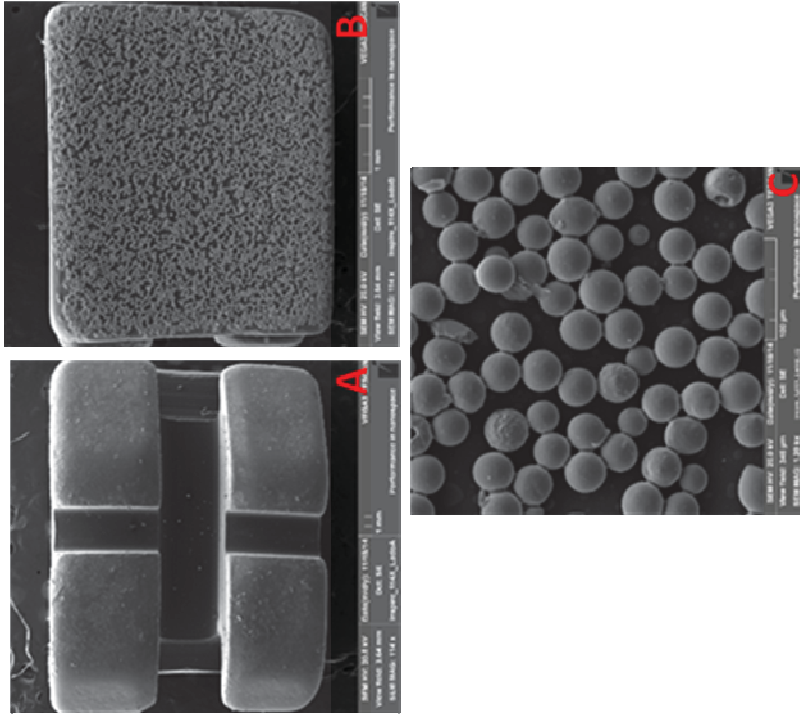


Figure 11. A- Front view of bracket (114x) monocrystalline (Inspire ice-Ormco). B- zirconia microspheres added to the bonding bracket base (114x). C- approximate image of the base (scanning electron microscopy, 1200x).

its base was placed over the treated surface area and applied a load of 750 g with a specific device. The excess cement was allowed to flow over the tape, light cured for 2 s, and the excess was removed with the aid of an explorer (*figura 15*). The adhesive joint was polymerized for 20 seconds on each side of the bracket, totaling 80 seconds. The bounding tape adhesion area was then removed and the specimens stored in distilled water for 48 hours until the bond strength test. For the bond strength test by shear (Figure 16), the specimens were mounted on an appropriate device (Bencor Multi-T System, Danville Engineering, San Ramon, CA, USA) that was placed in the universal testing machine (DL 2000, EMIC, São José dos Pinhais, PR, Brazil), with crosshead speed of 1 mm / min. The maximum fracture load (F, N) and area (A) of accession (central incisor bracket base bottom = 10.14 mm²) was considered for the calculation of bond strength ($\sigma = F / A$, MPa).

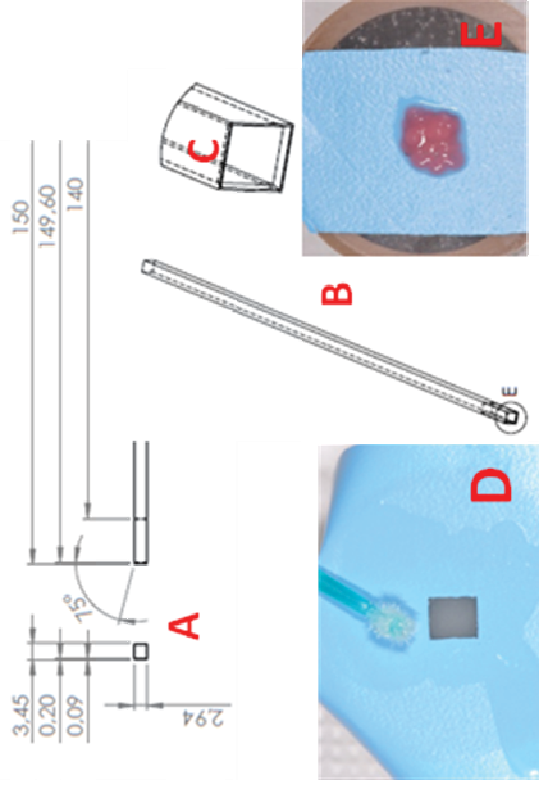


Figure 12. A- Punch device design with dimensions of 3.45 mm x 2.94 mm on the asset side. B- device with stem. C- Perspective of the active end. D Shield positioned on the Cp, whichever is the silane for adhesive treatment after adhesive cut with the instrument. E-Sticker protecting the substrate and delimiting the adhesion area, during conditioning with HF.

Further, before the surface treatment, Cs and brackets were cleaned in ultrasonic bath with isopropyl alcohol for 5 minutes (Figure 13). The perforated tape was centered on the Cs delimiting the area of surface treatment which followed the sequence of the aforementioned treatments (figure 14). The resin cement (Heliosit Orthodontic, Ivoclar Vivadent, Schaan, Luxembourg) highly translucent, has been manipulated and applied to the base of the orthodontic brackets according to the manufacturer's instructions. The bracket with cement on

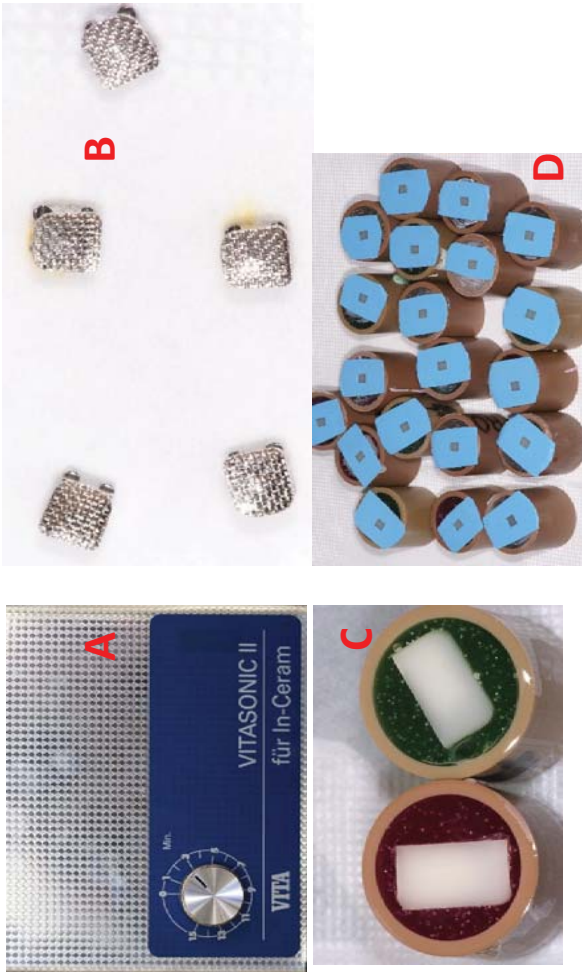


Figure 13. A- Machine sonic bath of the brackets (B) and ceramic Cp (C). D- The perforated tape which restricted membership area (10.14 mm²) was placed in ceramic Cp, prior to submission to the adhesive treatment.

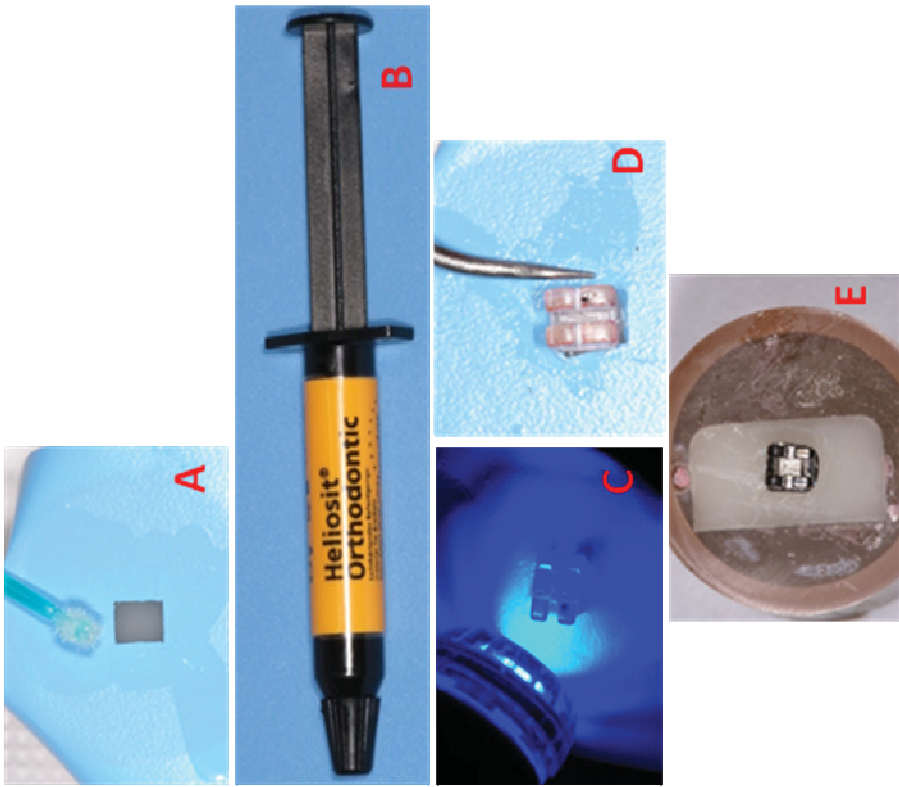


Figure 14. A- Application of surface treatment (in this image silane agent). B- application Heliosit resin base of the bracket. C- Light curing for 2 sec. D- Removal of excess with explorer. After final curing E 20 s on each side of the bracket, the removal of the tape was held, and the specimens were stored for 48 h in distilled water before mechanical test.

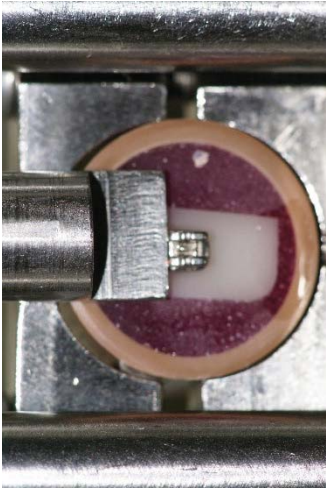


Figure 15. A. Bond strength test for shear. The specimens were placed in Bencor device that is mounted on a universal testing machine. The load was applied toward the base of the bracket.

Held the shear test, the detached parts (brackets and CS) were individually stored for analysis using optical microscopy fractographic (OM) and scanning electron microscopy (SEM), following the failure mode of classification proposed by Bordeaux et al. 1994 :

Type 1 (A_{ba})– Adhesive failure in the bracket-adhesive interface, with 90% or more of exposure the base of the bracket.

Type 2 (C_a)– Failure combined in the two interfaces (adhesive-bracket and adhesive-ceramic). Between 10% and 90% of the base of the bracket exposed.

Type 3 (A_{ca})– Adhesive failure in ceramic-adhesive interface, with 90% or more of the ceramics adhesive-free

Type ipo 4 (C_b)– Fracture of the bracket during the test leaving a portion of the bracket still attached to ceramics.

Type ipo 5 (C_c)– Fracture of the ceramic. Part of the ceramic remains attached to the base of the bracket.

All fractured surfaces were examined by MO (Stereo Microscope Trinocular, model Zeiss STEMI 2000 C, Carl Zeiss, Jena, Germany), with expansion of magnifications between 6.5 and 50 times, and scientific digital camera with 5.0 megapixel resolution. The fractured surfaces that produced doubt as to the classification above were examined by SEM; this occurred in 20 specimens. For evaluation in a scanning electron microscope (VEGA3 SBU, energy dispersive x EasyProbe EDX-ray detector, Tescan Orsay Holding, Libušina, Třída, Czech Republic) fractured surfaces of ceramic brackets and Cs were covered with gold, in a sputter Coater machine (Q150T Turbo-Pumped Sputter Coater / Carbon Coater, Quorum Technologies Ltd, Judges House, Lewes road, East Sussex, UK). The bond strength values were statistically analyzed using the BioEstat v.5.3 program using the Kruskal-Wallis analysis and comparison (post hoc) by Student-Newman-Keuls, with the 5% level of significance ($\alpha = 0.05$).

5-RESULTS

The important quantitative results of this study are summarized in Table 3.

Table 3. Sample size (n), minimum, maximum and median values of bond strength (σ) with statistical grouping (*) and coefficient of variation (CV), and the percentage of failure mode (type of fracture) of experimental groups that study.

	n	Media n* (MPa)	Minimu m (MPa)	Maximu m (MPa)	CV (%)	Type of fracture (%)			
						1	2	3	4
1. BM-HF	1	4,77	1,99	9,40	42,6	5,2	63,1	31,58	--
	9	cd			9	6	6		
2. BM-S	1	3,72	1,90	6,56	37,1	--	5,88	94,12	--
	7				6				
3. BM-HFS	1	6,98	2,19	9,37	30,9	5,2	78,9	15,79	--
	9	bc			8	6	5		
4. BM-MDP	1	1,14	0,18	2,03	53,3	--	--	100,0	--
	7	ef			0				
5. BCP-HF	2	7,42	4,24	9,47	20,3	35,	35,0	30,0	--
	0				2	0			
6. BCP-S	2	3,11	0,63	6,49	56,4	--	--	100,0	--
	0	de			1				
7. BCP-HFS	2	6,94	3,31	9,44	27,1	65,	15,0	20,0	--
	0				6	0			
8. BCP-MDP	1	0,80	0,39	1,98	49,8	--	--	100,0	--
	4				4				
9. BCM-HF	2	8,53	3,79	9,44	22,8	--	35,0	65,0	--
	0	ab			7				
10. BCM-S	2	5,79	1,55	9,39	38,6	--	--	100,0	--
	0				6			0	
11. BCM-HFS	1	10,54	6,72	19,80	29,5	--	84,2	--	15,7
	9				0		1		9
12. BCM-MDP	1	1,80	0,11	3,05	61,9	--	--	100,0	--
	3	ef			5				

* Median values significantly different are followed by different letters (p < 0.05).

The monocrySTALLINE ceramic bracket (BCM) bonded with resin cement to ceramics treated with hydrofluoric acid (HF) followed by silane (S) or only with HF (group 11- BCM-HFS group and 9 bcm-HF), showed the highest values bond strength (σ), respectively, 10.54 MPa and 8.53 MPa. Group 11 was the only one to show fault type 4 (3 specimens). In contrast, the polycrystalline ceramic bracket (BCP) bonded to a ceramic treated with adhesive system containing monomer MDP (group 8 BCP MDP) showed the lowest value of σ (0.8 MPa), that

was not different statistically from the other groups (4- 1.14 MPa and 1.8 MPa 12-) treated with MDP. Whereas the minimum suitable value for orthodontic treatment (2.8 MPa), these groups (4, 8 and 12) did not produce sufficient σ for bonding the 3 types of brackets of ceramics. In parallel, the same groups (4, 8 and 12) showed the greatest number of spontaneous detachment of the specimens before the test of σ and tested resulted in a 100% failure type 3 of the specimens (Aca, adhesive failure at the adhesive-ceramic interface, with 90% or more of ceramic adhesive-free. This same type of fault (type 3) was prevalent when the silane (s) has been applied as the sole surface treatment of the ceramic (Groups 2, 6 and 10). Figures 29 and 30 show failure mode type 2 (Ca), combined in the two interfaces (adhesive-bracket and ceramic adhesive) that has been prevalent in specimens of groups 11 (84.21%), 3 (78.95%) and 1 (63.16%).

The type 1 failure mode (A_{br} - adhesive at the bracket-adhesive interface) occurred in 65% of group 7 specimens.

In this experiment there was no fault type 5 (Cc), with fracture of the ceramic restoration that remains attached to the base of the bracket.

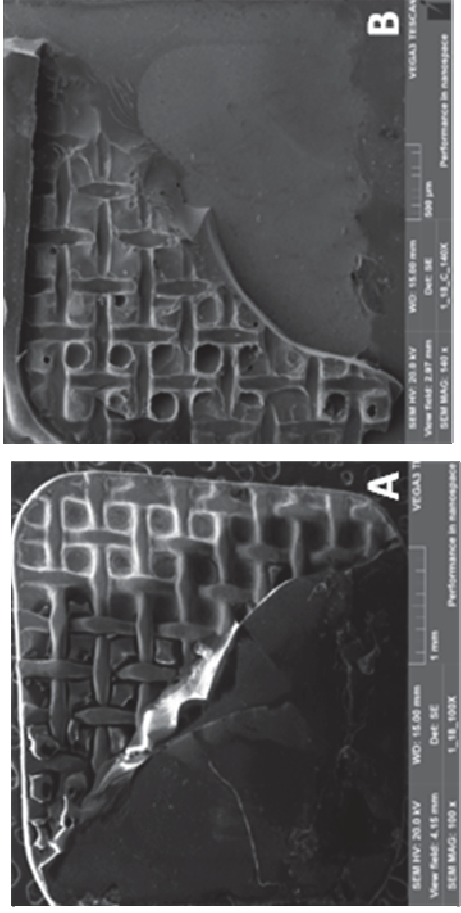


Figure 16. Images obtained by SEM illustrating type 2 failure mode (Ca), combined the two interfaces (adhesive-bracket and ceramic-adhesive). This figure shows images of the CP 18 in group 1 (BM-HF) with $\sigma = 5.19$ MPa. A- Part of base of MB is exposed, showing the mechanical retention further containing the adhesive system, and another part of the base of the BM is covered by the resin cement (x100). B- ceramic surface showing part of resin cement was adhered to this substrate that was attacked with HF (x140).

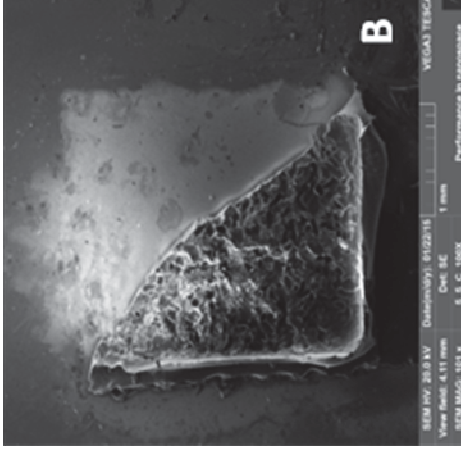
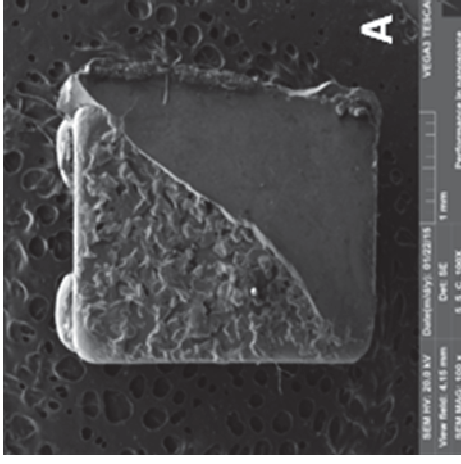


Figure 17. Images obtained by SEM illustrating type 2 failure mode (Ca) occurred in CP5 ($\sigma = 5.92$ MPa) of BCP-HF group. A- Part of base of BCP is exposed showing the mechanical retention of the base and part of BCP is covered by the resin cement (x100). B- ceramic surface showing part of resin cement that was adhered to this substrate was attacked with HF (x100).

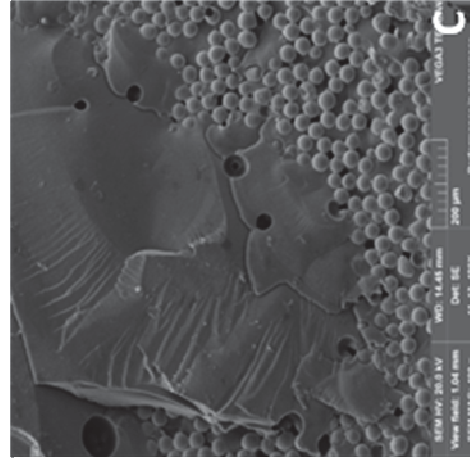
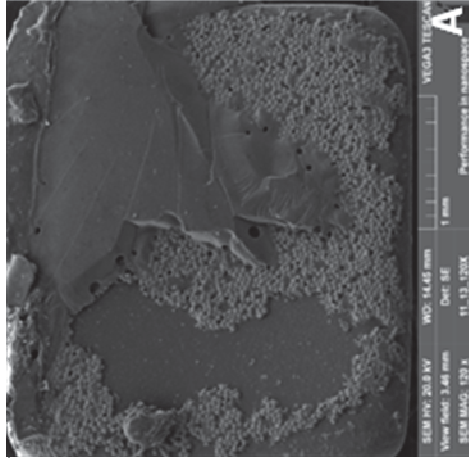
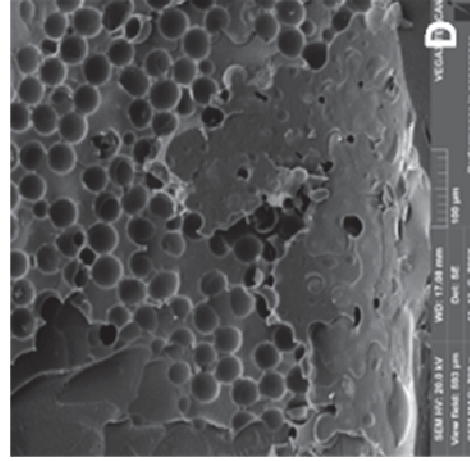
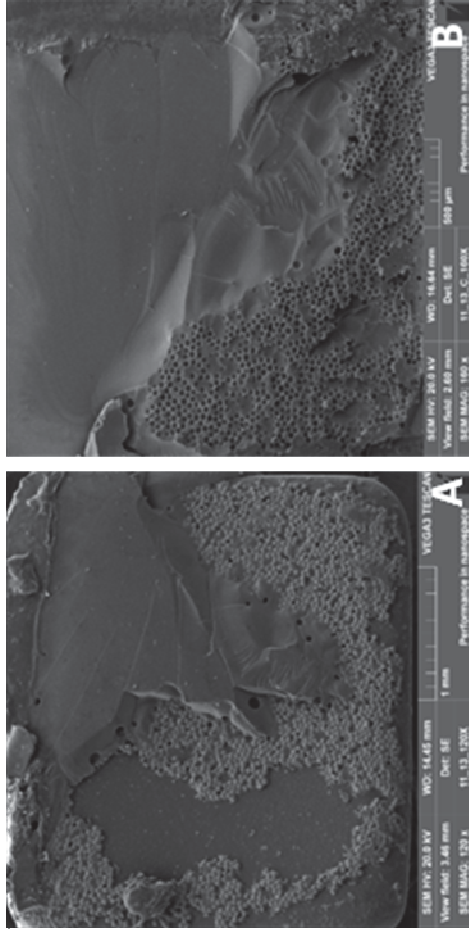


Figure 18 SEM images illustrating the failure mode of type 4 (*C_b*), or bracket fracture during the test by leaving a portion of the bracket still attached to the ceramic, which is evidenced by the inclusion in the image **D** from the bead base BCm in resin cement that is stuck on the ceramic substrate treated with HF and S. These images are from the CP 13 of the 11 (BCM-HFS) with $\sigma = 15.98$ MPa. **A**- Base of the BCM showing areas with detent balls and areas without such mechanical retention, plus an area covered by the resin cement (x120). **B**- ceramic surface showing areas containing resin cement marked by spherical recesses resulting from the retention of the base of BCM (x140). **C**- approximate image of **A**, showing the detent balls and the base of the BCM part adhesive system (x400). **D** approximate Image **B**, showing detent balls from the base of the BCM that are included in the resin cement (x700).

DISCUSSION

In addition to traditional restorative indications for the use of ceramics, there is a need for clinical management of tooth size discrepancies, as peg shape incisors, which is prevalent in 1/55 patients in the world population [33], and dental agenesis [34].

Thus, it is often the need for bonding brackets to existing ceramic restorations that probably are not identified on the type of microstructure, and challenge the orthodontist on the most appropriate treatment for adhesive substrate.

Adhesion to dental ceramics has been widely evaluated [21,28-32,35-39], and such concepts applicable to the orthodontic bonding to ceramic surfaces. More specifically, the orthodontic bonding to ceramic surfaces has been investigated by several authors [4,9,20,25-27,40-44]. Recently, Aksakalli et al. (2014) [45] evaluated the adhesion of brackets to ceramic IPS Empress 2 (Ivoclar Vivadent- Liechesstein) after different surface treatments (HF, blasting microparticles of aluminum oxide, or Er: YAG laser). The higher bond strength values were obtained with the use of HF (10.8 ± 3.8 MPa) and Er: YAG laser (9.3 ± 1.5 MPa) while the blasting group demonstrated lower values not compatible with the clinical demand. There were no differences between the groups in terms of damage to the ceramic surface

Despite the lack of ductility, ceramic brackets have a concept of mechanical retention, with bond strength and debonding characteristics, similar to the metal brackets [46].

Odegaard and Segner (1988) and Joseph and Rossouw (1990) evaluated the orthodontic bonding of metal and ceramic brackets to enamel and reported that the bond strength of ceramic brackets is greater

than that of metal, and the preferred site of failure (shear test) was in the bracket / adhesive interface, or interface enamel / adhesive when the bond strength was higher [47,48].

Other authors, however, reported the opposite, namely, metallic brackets produced higher bond strength values than ceramic brackets and attribute this difference to the type of mechanical retention of brackets [49,50].

In this study, the three types of brackets present mechanical retention for orthodontic bonding, however BCm produced bond strength values similar or higher than the other brackets, considering the same treatment. This can be explained by the type of retention (spheres) and, apparently, more translucent BCm (compared to BCp), which, in theory, allows a more effective photoactivation [47,51]

Solderquist *et al.* (2006), reported that the mechanical retention of the base of BCp, obtained from the glass particles fused polycrystalline alumina may not be suitable because of the difficulty in penetrating the resin base roughened [49].

Kukiattrakoon e Samruajbenjakul (2009), evaluated the bond strength of different ceramic brackets to two types of dental ceramics (Vitadur Alpha and IPS e.max Ceram) and concluded that the values were more influenced by the design of the base and type of retention bracket than by the type of ceramic [20].

The surface treatment for bonding brackets to ceramic restorations can be mechanical, chemical or a combination of both. The production of mechanical retention (removal of glaze) can be made clinically with diamond burs, with etching (HF) or blasting with alumina particles

However, removal of the glaze damages the aesthetic of the ceramic and reduces the resistance [37,52,54]. Saraç *et al.*(2007), showed that the blasting of porcelain is more aggressive than the use of HF but not more effective than the HF regarding the bond strength [26].

High bond strength values (over 30 MPa) to the ceramic surfaces were reported, and cohesive failure were associated with these substrates [54]. The control of time conditioning and acid concentration are important to achieve proper results for the surface treatment of different ceramics [21].

Nevertheless, professionals must be careful about toxicity and corrosive nature of HF to the soft tissues of the mouth [21,22]. Furthermore, after orthodontic treatment the ceramic restoration, usually remain in the mouth, so the damage to these restorations must be minimized.

The laser irradiation technology has been used for debonding ceramic orthodontic brackets, light-curing, removing the base resin of the brackets for rebonding, etching of enamel and other substrates such as ceramic [55,56].

Yassaei *et al.*, in 2014, used laser irradiation (Er: YAG laser 80 mJ, 15 Hz, 10 s) and found similar irregularities produced with the HF, however, the bond strength was lower than HF [56]. Ahrari *et al.* (2013), argued that CO2 laser can be an alternative to the use of HF [57].

The bifunctional silanes are agents of adhesion promoters by chemical bond (siloxane unions) of the resin (organic) and ceramic (inorganic), increasing the wettability of the substrate and the bond strength [21,22,26].

The resin systems used for bracket bonding also play a role in bond strength. Studies using Transbond XT (3M ESPE St. Paul, Minnesota, USA) are frequent, most likely due to consistency and bonding capacity of this material. The flowable, Heliolite (Ivoclar Vivadent AG Liechtenstein), uses non-adhesive and produces a lower bond strength than when used chemically activated and macroparticuladas resin (Concise, 3M ESPE St. Paul, Minnesota, USA) [48,58]. Attilio *et al.*, in 2005, showed [59] a good penetration of the Transbond XT retention bracket base while Denfil Flow resin showed higher incorporation of air bubbles, probably due to the low viscosity of this material, which is similar to Heliolite [60,61]. Furthermore, this resin is translucent, thus favoring proper curing (higher conversion rate) via ceramic brackets.

Regarding the bond strength, the central theme of this study, it is important to consider that the assessment of the adhesion of brackets to different substrates, such as ceramic, is a relevant issue in orthodontics because the applied forces must not lead to failure in the union during treatment [22]. Accordingly, mechanically retentive surfaces promote adhesion, but synergistic action of coupling mechanisms such as the creation of micro-retentions (mechanical retention) on the surface of the substrate, increasing the total contact area associated with chemical bond, usually produces bond strength values even greater[21]. These mechanical and chemical interactions occur in a region called the "adhesion zone", ie, the region where the adhesive system interacts with the two substrates to promote the adhesion

Specifically for this study, "adhesion zone", involves: (1) the adhesive and the resin cement system; (2) the interaction interface with

the ceramic substrate, where occurs the micromechanical and / or chemical bond; and (3) the interaction interface with the bracket base (ceramic or metallic) where there is adhesion with the adhesive system / resin cement [21].

The synergism, described above, can be seen in the present study as treatments of only chemical bonding mechanisms (silane or MDP) produced lower values than those who used both types of union mechanisms (HF-S), which was corroborated, qualitatively, by fractographic evaluation of CS.

However, the CS that used mechanical retention mechanism (HF) produced statistically similar results to CS which were treated with both mechanisms, mechanical and chemical (HF-S), indicating that the mechanical retention is the primary adhesion mechanism to obtain higher bond strength values.

These observations agree with Özcan et al. (2008) that showed that the silanization did not increase the bond strength of resin cement for ceramic and polycarbonate brackets.

Clinically, this study indicates that the use of S and MDP are unnecessary when the goal is to obtain high bond strength values.

Other clinical procedures to consider is the removal of residual resin and repolishing the surface of the ceramic substrate which is performed when bond failures occurs, the repositioning of the brackets, and finally, after complete removal of brackets after treatment

Therefore, except for the brackets removed in treatment outcome, the professional can reuse the same bracket, if that is not damaged. These aspects should be targets for future studies

The intraoral conditions and orthodontic dynamics, are just some aspects that can explain the discrepancy between the results of in vitro and in vivo [62].

However, the extensive reference to Reynold's (1975) which reported [23] bond strength values "clinically acceptable ranging from 6 to 8 MPa" for orthodontics would be questionable to experiments and clinical procedures 40 years following his publication, as materials, experimental methodologies and procedures are different [63].

Furthermore, any direct extrapolation of studies "in vitro" for clinical situations should be very cautious today. In addition, simulations using finite element analysis shows that the stress in the orthodontic adhesion area is not homogenous, suggesting that traditional bond strength studies underestimate the stresses which result in joint failure.

The present study was designed to estimate the bond strength of different types of brackets to the ceramic substrate, considering a minimum bond strength to support the required activity of an orthodontic treatment without the occurrence of damage to ceramic restoration in the bracket debonding at the end of treatment.

The evaluation of the quantitative results (σ) and qualitative (fracture mode), suggest that a minimum of 6 MPa is necessary for brackets not fail adhesively at the resin-cement / ceramic interface (fault type 3

The larger σ values were close to 20 MPa and did not cause fracture of the ceramic substrate (failure type 5), so this study was not successful in estimating the maximum σ , which would cause irreversible damage to ceramic restoration.

CONCLUSIONS

The first hypothesis was partially confirmed as the bond strength of ceramic brackets, in particular BCM (groups 9-12) was greater than that of BM for all surface treatments except MDP.

If the experiment is considered as a whole, the hypothesis 2 was rejected because the adhesive failure in the ceramic-resin interface (type 3) occurred with smaller values of σ , indicating that this is the weaker interface in the adhesion zone.

However, certainly, that statement is directly related to the treatment of the ceramic surface, because when the σ values were higher, the failure mode of type 2 (C_a) with fail on the two interfaces (adhesive-bracket and ceramic-adhesive) and cohesive failure of resin cement was predominant.

Hypothesis 3 was confirmed, because the damage to the surface of the porcelain by the debonding of the orthodontic bracket is governed by the adhesive mechanism applied to the ceramic substrate, and not by the type of orthodontic bracket (ceramic or metal).

This study has opened a number of possibilities for future studies such as the research (a) adhesive treatment involving the HF associated to the MDP; (b) establishment of repolishing protocols of the

ceramic surface; (c) adhesive treatment on the basis of brackets, allowing your orthodontic rebonding in faults or repositioning, all these in acid-sensitive ceramic substrates

In acid-resistant ceramic substrates, such as zirconia, studies are suggested to check the surface treatment for orthodontic bonding with laser, sandblasting, silica coating, conditioning by selective infiltration[64] and new adhesives systems with predicates for adhesion on the zirconia surface.

REFERENCES

- [1] McCABE, J.F.; WALLS, A.W.G. Materiais dentários diretos. São Paulo: Santos, 2006.
- [2] URABE, H.; ROSSOUW, P.E.; TITLEY, K.C.; YAMIN, C. Combinations of etchants, composite resins, and bracket systems: an important choice in orthodontic bonding procedures. *Angle Orthod*, v. 69, n. 3, p. 267-275, 1999.
- [3] GANGE, P.A. Orthodontic Bonding. In: McNAMARA Jr, J.A.; BRUDON, W.L. Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. Ann Arbor: Needham Press, 2001. p. 169-186.
- [4] KOKADERELI, I.; CANAY, S.; AKÇA, K. Tensile bond strength of ceramic orthodontic brackets bonded to porcelain surfaces. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, v.119, n.6, p.617-620, 2001
- [5] KLOCKE, A.; TADIK, D.; KAHL-NIECKE, B.; EPPLE, M. An optimized synthetic substrate for orthodontic bond strength testing. *Dent Mater*, v.19, p.773-778, 2003.

- [6] FINNEMA, K.J.; ÖZCAN, M.; POST, W.J.; REN, Y.; DIJKSTRA, P. In- vitro orthodontic bond strength testing: a systematic review and meta-analysis. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, v. 137, p. 615-622, 2010.
- [7] FLORES, D.; CARUSO, J.; SCOT, G.; JEIROUDI, M.T. The fracture strength of ceramic brackets: a comparative study. *Angle Orthod*, v. 60, n. 4, p. 269-276, 1990.
- [8] OGAARD, B.; BISHARA, S.E.; DUSCHNER, H. Enamel effects during bonding – debonding and treatment with fixed appliances. In GRABER, T.M.; ELIADES, T.; ATHANASIOU, A.E. *Risk management in Orthodontics: Expert's guide to malpractice*. Quintessence Publishing Co, Inc. Carol Stream, IL, 2004. p. 19-46.
- [9] AJLOUNIA, R.; BISHARA, S.E.; OONSOMBACT, C.; SOLIMAND, M.; LAFOONE, J. The effect of porcelain surface conditioning on bonding orthodontic brackets. *Angle Orthod*, v.75, p. 858-864, 2005.
- [10] ALHAJIA, E.S.; AL-WAHADNI, A.M. Shear bond strength of orthodontic brackets bonded to different ceramic surfaces. *Eur J Orthod*, v. 29, n. 4, p. 386–389, 2007.
- [11] BISHARA, S.E, OSTBY, A.W. Bonding and debonding from metal to ceramic: Research and its Clinical Application. *Semin Orthod*, v.16, p. 24-36, 2010.
- [12] SWARTZ, M.L. Ceramic brackets. *J Clin Orthod*, v. 22, n. 2, p. 82-88, 1988.
- [13] SCOTT, G.E. Fracture toughness and surface cracks. The key to understanding ceramic brackets. *Angle Orthod*, v.1, p. 5-8, 1988.
- [14] BORDEAUX, J.M.; MOORE, R.N.; BAGBY, M.D. Comparative evaluation of ceramic bracket base designs. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, v.105, p. 552–560, 1994.
- [15] BISHARA, S.E; OLSEN, M.E; VON WALD, L; JACOBSEN, Jr. Comparison of the debonding characteristics of two innovative ceramic

- bracket designs. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, v.116, n. 1, p. 86-92, n.1, 1999.
- [16] JOHNSON, G.; WALKER, M.; KULA, K. Fracture strength of ceramic tie wings subjected to tension. *Angle Orthod*, v. 75, n. 1, p. 95-100, 2005.
- [17] CHEN, H.Y.; SU, M.Z.; CHANG, H.F.; CHEN, Y.J.; LAN, W.H.; LIN, C.P. Effects of different debonding techniques on debonding forces and failure modes of ceramic brackets in simulated clinical set ups. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, v. 132, p. 680-6, 2007.
- [18] KITTIPIBULL, P.; GODFREY, K. In vitro shearing force testing of the Australian zirconia-based ceramic Begg bracket. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, v. 108, p. 308-315, 1995.
- [19] KARAMOUZOS, A.; ATHANASIOU, A.; PAPADOULOS, M.A. Clinical characteristics and properties of ceramic brackets: a comprehensive review. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, v.112, n 1, p. 34-40, 1997.
- [20] KUKIATTRAKOON, B.; SAMRUAJBENJAKU, B. Shear bond strength of ceramic brackets with various base designs bonded to aluminous and fluorapatite ceramics. *Eur J Orthod*, v. 32, n 1, p. 87-93, 2010.
- [21] Della Bona A. Bonding to ceramics: scientific evidences for clinical dentistry. São Paulo: Artes Médicas; 2009a.
- [22] DELLA BONA, A.; DI GUIDA, L.A. Evidências científicas para a adesão de bráquetes cerâmicos a diferentes substratos odontológicos. *Salusvita*, Bauru, v. 33, n. 3, p. 365-387, 2014.
- [23] REYNOLDS, J.R. A review of direct orthodontic bonding. *Brit J Orthod*, v. 2, p.171-8, 1975.
- [24] PICKETT, K.L.; SADOWSKY, P.L.; JACOBSON, A. Orthodontic In Vivo Bond Strength: Comparison with In Vitro Results. *Angle Orthod*, v. 71, p. 141–148, 2001.

[25] YADAV, S.; UPADHYAY, M.; BORGES, G.A.; ROBERTS, W.E. Influence of ceramic (feldspathic) surface treatments on the micro-shear bond strength of composite resin. *Angle Orthod*, v.80, n.4, p. 765-770, 2010.

[26] SARAÇ, Y.S.; KÜLÜNK, T.; ELEDAKQ-TÜR, S.; TURK, T. Effects of surface-conditioning methods on shear bond strength of brackets bonded to different all-ceramic materials. *Eur J Orthod*, v.33, n. 6, p. 667-672, 2011.

[27] ZACHRISSON, Y.O.; ZACHRISSON, B.; BUYUKYILMAZ, T. Surface preparation for orthodontic bonding to porcelain. *Am J Orthod Dentof Orthop*, v. 109, n. 4, p. 420-430, 1996.

[28] DELLA BONA, A.; ANUSAVICE, K.J. Microstructure, composition, and etching topography of dental ceramics. *Int J Prosthodont*, v. 15, p.159-167, 2002.

[29] DELLA BONA, A.; ANUSAVICE, K.J.; HOOD, J.A.A. Effect of ceramic surface treatment on tensile bond strength to a resin cement. *Int J Prosthodont*, v.15, p.248-253, 2002.

[30] DELLA BONA, A. Important aspects of bonding resin to dental ceramics. *J Adhes Sci Technol*, v.23, p.1163-1176, 2009b.

[31] DELLA BONA, A.; SHEN, C.; ANUSAVICE, K.J. Work of adhesion of resin on treated lithia disilicate-based ceramic. *Dent Mater*, v. 20, n. 4, p. 338-344, 2004.

[32] QUEIROZ, J.R.Q.; BENETTI, P.; ÖZCAN, M.; DE OLIVEIRA, L.F.C.; DELLA BONA, A. Surface characterization of feldspathic ceramic using ATR FTIR and ellipsometry after various silanization protocols. *Dent Mater*, v. 28, p. 189-196, 2012.

[33] HUA, F.; HE, H, NGAN, P; BOUZID, W. Prevalence of peg-shaped maxillary permanent lateral incisors: A meta-analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, v. 144, p. 97-109, 2013.

[34] GAMBA GARIB, D.; ALENCAR, B.M.; VELLINI FERREIRA, F.; OZAWA, T.O. Anomalias dentárias associadas: o ortodontista decodificando a genética que rege os distúrbios de desenvolvimento dentário. *Dental Press J. Orthod*, v. 15, n. 2, p. 138-157, 2010.

[35] DELLA BONA, A.; ANUSAVICE, K.J.; SHEN, C. Microtensile strength of composite bonded to hot-pressed ceramics. *J Adhesive Dent*, v. 2, n. 4, p.305-313, 2000.

[36] HOSHMAND, T.; VAN NOORT, R.; KESHVAD, A. Bond durability of the resin-bonded and silane treated ceramic surface. *Dent Mater*, v. 18, n. 2, p. 179-188, 2002.

[37] ANUSAVICE K. J. Phillips materiais dentários. 11ª ed. Rio de Janeiro:Elsevier; 2005, 824 p.

[38] DONASSOLO, T.; DEMARCO, F.F.; DELLA BONA, A. Resin Bond strength to a zirconia-reinforced ceramic after different surface treatments. *Gen Dent*, v. 57, n. 4, p. 374-379, 2009.

[39] SALAZAR-MAROCHO, S.M.; STUDART, A.R.; BOTTINO, M.A.; DELLA BONA, A. Mechanical strength and subcritical crack growth under wet cyclic loading of glass-infiltrated dental ceramics. *Dent Mater*, v. 26, p. 483-490, 2010.

[40] KAO, E.C.; BOLTZ, K.C., JOHNSTON, W.M. Direct bonding of orthodontic brackets to porcelain veneer laminates. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, v.94, p.458 – 468, 1988.

[41] WHITLOCK III, B.O.; EICK, D.; ACKERMAN Jr, R.J.; GLAROS, A.G.; CHAPPELL, R.P. Shear strength of ceramic brackets bonded to porcelain. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, v. 106, n.4, p. 358-64, 1994.

[42] SANT'ANNA, E.F.; MONNERAT, M.E.; CHEVITARESE, E.; STUANI, M.B.S. Bonding Brackets to Porcelain-in vitro study. *Braz Dent J*, v. 13, n. 3, p. 191-196, 2002.

[43] HERION, D.T; FERRACANE, J.L; COVELL Jr., D.A. Porcelain surface alterations and refinishing after use of two orthodontic bonding methods. *Angle Orthod*, v. 80, n. 1, p. 167-174, 2010.

- [53] ZELOS, L.; BEVIS, R.R.; KEENAN, K.M. Evaluation of the ceramic/ceramic interface. *Am J Orthod Dentofacial Orthopedics*, v. 106, p. 10-21, 1994.
- [54] FALKENSAMMER, F.; FREUDENTHALER, J.; PSEINER, B.; BANTLEON, P. Influence of surface conditioning on ceramic microstructure and bracket adhesion. *Eur J Orthod*, v. 34, p.498-504, 2012.
- [55] VAN AS, G.A. Using the erbium laser to remove porcelain veneers in 60 seconds: minimally invasive, efficient, and safe. *J Cosmetic Dent*, v. 28, n. 4, p. 20-34, 2013.
- [56] YASSAEI, S.; FEKRAZAD, R.; SHAHRAKI, N.; MOGHADAM, M.G.A. Comparison of Shear Bond Strengths of Metal and Ceramic Brackets using Conventional Acid Etching Technique and Er:YAG Laser Etching. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects*, v. 8, n. 1, p. 27-34, 2014.
- [57] AHRARI, F.; HERAVI, F.; HOSSEINI, M. Co2 laser conditioning of porcelain surfaces for bonding metal orthodontic brackets. *Lasers Med Sci*, v.28, p.1091-1097, 2013.
- [58] DURRANI, O.K.; ARSHAD, N.; RASOOL, G.; BASHIR, U.; KUNDI, I.U.; SHAHEED, S. In vitro comparison of shear bond strength of Transbond xt and Heliolit orthodontic as direct bracket bonding adhesives. *Pakistan Oral & Dental Journal*, v. 28, n2, p. 203-206, 2008.
- [59] ATTILIO, M.D.; TRAINI, T.; DI IORIO, D.; VARVARA, G.; FESTA, F.; TECCO, S. Shear Bond Strength, Bond Failure, and Scanning Electron Microscopy Analysis of a New Flowable Composite for Orthodontic Use. *Angle Orthod*, v.75, p.410-415, 2005.
- [60] ATSÜ, S.S.; GELCOR, I.E.; SAHIN, V. Effects of silica coating and silane conditioning on the bond strength of metal and ceramic brackets to enamel. *Angle Orthod*, v. 76, n. 5, p. 857-862, 2006.
- [61] ÖZCAN, M.; FINNEMA, K.; YBEMA, A. Evaluation of failure characteristics and bond strength after ceramic and polycarbonate

- [44] AL-HITY, R.; GUSTIN, M.P.; BRIDEL, N.; MORGON, L.; GROSGOGEAT, B. In vitro orthodontic bracket bonding to porcelain. *Eur J Orthod*, v. 34, p. 505-511, 2012.
- [45] AKSAKALLI, S.; ILERI, Z.; YAVUZ, T.; MALKOC, M.A.; OZTURK, N. Porcelain laminate veneer conditioning for orthodontic bonding: SEM-EDX analysis. *Lasers Med Sci*, 2014. DOI 10.1007/s10103-014-1682-5, Epub ahead of print.
- [46] RUSSEL, J.S. Aesthetic Orthodontic Brackets. *J Orthod*, v. 32, p. 146-163, 2005.
- [47] ODEGAARD, J.; SEGNER, D. Shear bond strength of metal brackets compared with a new ceramic bracket. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, v. 94, p. 201-206, 1988.
- [48] JOSEPH, V.P., ROSSOUW, E. The shear bond strength of stainless steel and ceramic brackets used with chemically and light-activated composite resins *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, v. 97, p. 121 - 125, 1990.
- [49] SOLDERQUIST, S.A., DRUMMOND, J.L.; EVANS, C.A. Bond strength evaluation of ceramic and stainless steel bracket bases subjected to cyclic tensile loading. *Am J Orthod Dentofacial Orthopedics*, v.129, p.175.e7 - 175.e12, 2006.
- [50] HABIBI, M.; NIK, T.H.; HOOSHMAND, T. Comparison of debonding characteristics of metal and ceramic orthodontic brackets to enamel. An in vitro study. *Am J Orthod Dentof Orthop*, v. 132, p. 675-9, 2007.
- [51] ELEKDAG-TURK, S.; SARAC, Y.S.; 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*, v.29, n. 3, p. 299-303, 2007
- [52] KAO, E.C.; BOLTZ, K.C.; JOHNSTON, W.M. Direct bonding of orthodontic brackets to porcelain veneer laminates. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, v.94, p.458 - 468, 1988.

- bracket debonding: effect of bracket base silanization. *Eur J Orthod*, v. 30, 2008.
- [62] ELIADES, T. Introduction. *Seminars in Orthodontics*, v. 16, n. 4, p 243, 2010.
- [63] ELIADES, T. Comparing bond strengths. *Am J Orthod Dentofac Orthop*, v. 122, n. 6, p. 13A, 2002.
- [64] ABOUSHELIB, M.N.; FEILZER, A.J.; KLEVERLAAN, C.J. Bonding to zirconia using a new surface treatment. *J Prosthodont*, v. 19, p. 340-346, 2010.