

Tese apresentada na Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto para  
obtenção do grau de Doutor em Medicina Dentária em 2017



## ORIENTADOR

Professor Doutor Afonso Pinhão Ferreira

Professor Catedrático da Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto

## COORIENTADORES

Professora Doutora Maria Concepción Martín Álvaro

Professora Titular da Facultad de Odontologia de la Universidad Complutense de Madrid

Professora Doutora Maria Conceição Manso

Professora Associada da Universidade Fernando Pessoa



"Every dream that you leave behind is a piece of your future that  
no longer exists"

Steve Jobs



Aos que me são queridos



**Ao Excelentíssimo Senhor**

Professor Doutor Afonso Pinhão Ferreira

**À Excelentíssima Senhora**

Professora Doutora Maria Concepcion Martin Álvaro

**À Excelentíssima Senhora**

Professora Doutora Maria Conceição Manso

**Ao Excelentíssimo Senhor**

Professor Doutor Filipe Samuel

**Ao Excelentíssimo Senhor**

Professor Doutor Júlio Souza

**Aos meus Mestres**

**Aos docentes**

da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade Fernando Pessoa

**Aos docentes**

do Departamento de Ortodontia da Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto

**Aos meus alunos e ex-alunos**



## RESUMO

O tratamento ortodôntico em adultos é cada dia mais frequente, pelo que a necessidade de adesão de *brackets* ortodônticos a diferentes materiais está, necessariamente, implícita. Na verdade, muitos pacientes adultos apresentam dentes restaurados e/ou recobertos por facetas e/ou coroas totais, em diferentes materiais. Neste contexto, a força de adesão dos *brackets* ortodônticos ao esmalte e aos materiais restauradores/reabilitadores é uma preocupação, não só durante o tratamento, quando o objetivo principal é manter os *brackets* aderidos, mas também durante a remoção dos mesmos. Embora a busca por uma técnica ou material de adesão ideal seja um objetivo importante na ortodontia, a realidade é que a adesão de *brackets* a diferentes materiais dentários continua a ser um desafio, tal como a preservação da superfície após descolagem dos mesmos.

Objetivos: o objetivo principal deste estudo foi comparar a resistência ao cisalhamento e à tração de *brackets* aderidos em superfícies de esmalte dentário, de acrílico e de cerâmica, após ciclagem térmica.

Paralelamente foi desenvolvido um outro trabalho cujo objetivo foi comparar a eficácia e efeito sobre o esmalte de dois métodos de remoção do adesivo, após a descolagem dos *brackets*.

Materiais e métodos: As superfícies dentárias foram divididas em três grupos: dentes humanos, acrílicos e cerâmicos. Cada superfície recebeu um *bracket* de aço inoxidável e outro de cerâmica. Após a ciclagem térmica, as amostras foram divididas, aleatoriamente, em dois subgrupos considerando o teste de resistência à tração 33 ou de resistência ao cisalhamento. Após testes mecânicos, o índice de adesivo remanescente (IAR) foi determinado por microscopia ótica. Algumas amostras foram ainda inspecionadas por microscopia eletrônica de varrimento, antes e após termociclagem. A comparação entre tração, cisalhamento e IAR foi realizado por um teste ANOVA bidirecional na comparação por superfície e tipo de *bracket* ( $\alpha = 0,05$ ).

Nas amostras destinadas à avaliação dos métodos de remoção do adesivo, após a descolagem dos *brackets* determinou-se o IAR. Seguidamente, por meio de pedras de Arkansas ou brocas multilaminadas de tungstênio, a baixa rotação, procedeu-se à remoção do adesivo e à análise e quantificação das possíveis lesões sobre o esmalte, decorrentes do procedimento. A comparação de IAR para os 2 métodos de remoção, foi efetuada por testes de Qui-quadrado ou testes exatos de Fisher. A comparação após descolagem do *bracket* e após aplicar o método remoção foi avaliado através do teste do Sinal.

Resultados: existem diferenças significativas nos valores de tração, cisalhamento e IAR por superfície ( $p < 0,001$  e  $p = 0,009$ ) e tipo de *bracket* ( $p = 0,025$  e  $p = 0,001$ ). Os valores médios de cisalhamento mais altos e mais baixos foram registados para *brackets* cerâmicos com o acrílico a apresentar os melhores valores ( $8,4 \pm 2,3$  MPa). Para *brackets* cerâmicos, colados em superfícies de acrílico, a força de

tração apresentou o pior desempenho ( $5,2\pm 1,8$  MPa) e os valores mais altos foram encontrados em *brackets* metálicos sobre dentes humanos.

Na comparação das categorias de IAR entre os dois métodos de remoção do adesivo, após a descolagem dos *brackets* e após aplicação do método de remoção, não se detetaram diferenças significativas ( $p=0,386$  e  $0,283$ , respectivamente). Contrariamente, o índice de rugosidade da superfície (IRS) apresentou diferenças significativas ( $p<0,001$ ) com as brocas de tungstênio multilaminadas a apresentarem significativamente pior desempenho.

Conclusões: a resistência da adesão às superfícies dentárias, de *brackets* ortodônticos, está influenciada pelo tipo de *bracket* e material do substrato. Nos métodos de remoção do adesivo nenhum se demonstrou inócuo, no entanto, o menor dano ao esmalte foi obtido com as pedras de Arkansas.

A principal preocupação observada no presente trabalho relaciona-se com os possíveis danos aos substratos, principalmente, ao esmalte. Embora, este possa ser polido pelas técnicas atuais, sem dano adicional, o esmalte perdido não tem recuperação fisiológica.



## SUMMARY

Background: Orthodontics in adults is each day more often and leads with bonding *brackets* to different material. Many adult patients present with restored teeth and/or total crowns. Therefore the bond strength of *brackets* to enamel and to those restorative material is a major concern not only during treatment, when the main goal is to keep *brackets* in place, but also during *bracket* removal. Although the search for the optimal bonding strategy is a main goal in orthodontics the bonding strategies within different *brackets* and dental materials are still a challenge.

Objectives: The main aim of this study was to perform a comparison in shear and tensile bond strength of orthodontic ceramic and metallic *brackets* to enamel, acrylic, and ceramic surfaces after thermal cycling.

Another work was developed to compare the efficacy of two methods of adhesive removal, after *bracket* detachment, and its consequences on enamel surfaces.

Materials/Methods: Dental surfaces were divided into three groups: human teeth, ceramic and acrylic. Each surface received a stainless steel and a ceramic *bracket*. After thermal cycling, samples were randomly divided into two subgroups considering (TSB) tensile or (SBS) shear bond strength test. After mechanical testing, the (ARI) adhesive remnant index was inspected by optical microscopy. And some samples underwent scanning electron microscopy before and after thermo cycling procedures. Two-way ANOVA full factorial design was used to compare TBS, SBS and ARA per surface and *bracket* type ( $\alpha=0.05$ ).

After *brackets* debonding ARI was determined, for the samples used to evaluate the adhesive removal methods. Then, the adhesive was removed by using Arkansas stone or multi-blade tungsten burs on low speed and enamel damage was analyzed and quantified. Also for this comparison a significance level of 0.05 was used for the ANOVA test. The Tukey test was used for multiple comparisons and Chi-square for analysis among categorical variables.

Results: There were significant differences in TBS, SBS and ARA values per surface ( $p<0.001$  and  $p=0.009$ ) and type of *bracket* ( $p=0.025$  and  $p=0.001$ ). The highest and lowest mean SBS values were recorded for ceramic *bracket* with the acrylic surface performed better ( $8.4 \pm 2.3$  MPa). For TBS ceramic *bracket* bonded to acrylic showed the worst performance ( $5.2 \pm 1.8$  MPa) and the highest values were found on metallic *bracket* bonded to human teeth.

Comparing the effectiveness of two methods of adhesive removal no significant differences ( $p = 0.283$ ) were found for ARI, between them. In opposite, the (SRI) surface roughness index presented significant differences ( $p < 0.001$ ) with multi-blade tungsten burs performing worse.

Conclusions: The bond strength of *brackets* to dental surfaces can vary considering the type of *bracket* and substrate material.

Any methods were innocuous to enamel. Arkansas stones, at low rotation, achieved, the slightest damage.

The main concern observed in these studies was related to the damage on the substrates, mainly on enamel. Although, polishing procedures can decrease the roughness on enamel, without additional damage, the lost enamel has no physiological recovery.



## AGRADECIMENTOS

Sendo certo que a elaboração de um trabalho de investigação exige esforço e determinação individuais, a sua concretização envolve, também, o sacrifício e o apoio dos que, connosco, muitas vezes sem o pedirem, e até mesmo sem o saberem, embarcam nesta exigente aventura.

Por isto e muito mais, seria impensável passar sem o meu genuíno reconhecimento e o meu agradecimento a todos os que tornaram a concretização deste objetivo numa realidade.

Agradeço, primeiramente, ao meu orientador, Senhor Professor Afonso Pinhão Ferreira, por ter acreditado em mim e aceite a tarefa de orientar este trabalho. Desde o primeiro momento, o seu contributo tornou-se fundamental para o meu percurso clínico, profissional e pessoal. A forma apaixonada como encara a

profissão, mas acima de tudo, a vida, de uma forma geral, fazem do Senhor Professor um exemplo a seguir. É uma honra poder aprender com o Senhor Professor.

Agradeço à Professora Doutora Maria Concepcion Martin Álvaro pela paciência ao longo de toda esta viagem de estudo. A forma próxima com que sempre me tratou e o carinho que sempre me transmitiu. A sabedoria aliada à doçura que traz no coração, contribuíram enormemente para a minha formação, como profissional e como pessoa.

À Senhora Professora Doutora Maria Conceição Manso agradeço por toda a ajuda, disponibilidade e incentivo. Pela distinção com que sempre me recebeu e por todos os conhecimentos que me emprestou. O seu profissionalismo, determinação e dedicação são admiráveis e, para mim, uma fonte de motivação.

Ao Senhor Professor Júlio Souza, o meu mais profundo reconhecimento. Agradeço todos os ensinamentos, toda a paciência e toda a motivação, sem os quais não teria sido possível concretizar este trabalho.

Ao Senhor Professor Filipe Samuel, agradeço a disponibilidade, o apoio e a amabilidade com que sempre me recebeu no Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade do Minho. A simplicidade com que me fez entender certos conteúdos, os quais para mim, até então, demasiado complexos, foram cruciais ao longo deste percurso.

Ao Senhor Professor Bruno Henriques, a minha gratidão por todo o tempo e ajuda dispensados.

A todo o Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade do Minho, agradeço a simpatia, a disponibilidade e prontidão em me auxiliarem sempre que necessário.

Ao Ricardo, reconheço o fato de me ter feito acreditar que seria possível, pelo incentivo e pelo carinho. Mas, agradeço acima de tudo por todos os momentos em que me ajudou a seguir em frente, quando desistir parecia ser a única opção.

À “Tininha” e à “Paula Maria”, amigas presentes e carinhosas, agradeço pela disponibilidade, pelo apreço, pelo estímulo. Agradeço, mais ainda, pela Amizade.

A todos os que, de uma forma ou de outra, contribuíram para alcançar este objetivo, os meus agradecimentos.

Por fim, mas, nem por isso menos importante, agradeço ao Luís por todo o apoio e compreensão em todos os momentos, mesmo naqueles em que a vida se esqueceu de lhe sorrir. Aos meus irmãos por serem tão doces, compreensivos e companheiros. Aos meus pais, os pilares da minha vida, a fonte inesgotável de Amor, compreensão e encorajamento. À minha filha por ser a maior fonte de inspiração, motivação e Amor, sem os quais nada disto teria importância. A eles o meu mais profundo e franco agradecimento.



## Membros do Conselho Científico

Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto

Prof. Doutor Afonso Manuel Pinhão Ferreira, Professor Catedrático

Prof.<sup>a</sup> Doutora Ana Paula Macedo Coelho Augusto, Professora Auxiliar

Prof. Doutor António Cabral de Campos Felino, Professor Catedrático

Prof. Doutor António Marcelo de Azevedo Miranda, Professor Auxiliar

Prof. Doutor César Fernando Coelho Leal da Silva, Professor Associado com Agregação

Prof. Doutor Filipe Poças de Almeida Coimbra, Professor Auxiliar

Prof. Doutor Germano Neves Pinto da Rocha, Professor Associado

Prof.<sup>a</sup> Doutora Irene Graça Azevedo Pina Vaz, Professora Associada com Agregação

Prof.<sup>a</sup> Doutora Inês Alexandra Costa Morais Caldas, Professora Auxiliar com Agregação

Prof. Doutor João Carlos Antunes Sampaio Fernandes, Professor Catedrático

Prof. Doutor João Fernando Costa Carvalho, Professor Catedrático

Prof. Doutor Jorge Manuel de Carvalho Dias Lopes, Professor Catedrático

Prof. Doutor José António Macedo de Carvalho Capelas, Professor Associado com Agregação

Prof.<sup>a</sup> Doutora Maria Benedita Almeida Garrett Sampaio Maia Marques, Professora Auxiliar

Prof.<sup>a</sup> Doutora Maria Cristina Pinto Coelho Mendonça de Figueiredo Pollmann, Professora Associada com Agregação

Prof.<sup>a</sup> Doutora Maria de Lurdes Ferreira Lobo Pereira, Professora Auxiliar

Prof.<sup>a</sup> Doutora Maria Helena Raposo Fernandes, Professora Catedrática

Prof.<sup>a</sup> Doutora Maria Helena Guimarães Figueiral da Silva, Professora Catedrática

Prof. Doutor Mário Jorge Rebolho Fernandes da Silva, Professor Catedrático

Prof. Doutor Mário Ramalho de Vasconcelos, Professor Associado com Agregação

Prof. Doutor Miguel Fernando da Silva Gonçalves Pinto, Professor Catedrático

Prof. Doutor Paulo Rui Galvão Ribeiro de Melo, Professor Associado com Agregação

Prof. Doutor Pedro de Sousa Gomes, Professor Auxiliar

Prof. Doutor Pedro Manuel Vasconcelos Mesquita, Professor Auxiliar

Prof. Doutor Ricardo Manuel Casaleiro Lobo de Faria e Almeida, Professor Catedrático



# ÍNDICE GERAL

CAPÍTULO I.....	1
INTRODUÇÃO .....	1
1. CONTEXTUALIZAÇÃO E OBJETIVOS.....	3
2. SUPERFÍCIES DENTÁRIAS OU SUBSTRATOS .....	7
ESMALTE.....	7
RESINAS ACRÍLICAS.....	8
CERÂMICAS.....	9
3. ADESIVOS ORTODÔNTICOS.....	10
RESINAS COMPOSTAS.....	11
CIMENTOS DE IONÓMERO DE VIDRO (CIV).....	14
CIMENTOS DE IONÓMERO DE VIDRO MODIFICADOS POR RESINA (CIVMR).....	14
COMPÓMEROS OU RESINA COMPOSTA MODIFICADA POR POLIÁCIDOS.....	15
4. DISPOSITIVOS ORTODÔNTICOS .....	15
5. REVISÃO DA LITERATURA.....	22
ADESÃO <i>BRACKETS</i> / SUPERFÍCIES .....	22
FORÇA DE ADESÃO AO ESMALTE DENTÁRIO HUMANO .....	23
FORÇA DE ADESÃO AO ACRÍLICO.....	40
FORÇA DE ADESÃO À CERÂMICA.....	46
ÍNDICE DE ADESIVO REMANESCENTE .....	63
AVALIAÇÃO DA RUGOSIDADE DA SUPERFÍCIE.....	79
AVALIAÇÃO DA SUPERFÍCIE POR MEV E/OU ESPECTROSCOPIA DE RAIOS X POR DISPERSÃO EM ENERGIA.....	80
DESCOLAGEM DE <i>BRACKETS</i> .....	83
CAPÍTULO II .....	91
MATERIAIS E MÉTODOS .....	91
1. PESQUISA BIBLIOGRÁFICA.....	93
2. TIPO DE ESTUDO .....	95
3. AMOSTRA.....	97

AMOSTRA PRINCIPAL.....	97
AMOSTRA DO SEGUNDO ESTUDO.....	99
3.1 PREPARAÇÃO DA AMOSTRA.....	100
3.2 COLAGEM DOS <i>BRACKETS</i> .....	103
4. PROCEDIMENTOS LABORATORIAIS.....	104
4.1 AMOSTRA PRINCIPAL.....	104
4.2 AMOSTRA SECUNDÁRIA.....	107
5. ANÁLISE MACROSCÓPICA DAS AMOSTRAS.....	108
6. ANÁLISE MICROSCOPIA DAS AMOSTRAS.....	108
6.1 ANÁLISE POR MICROSCOPIA ÓTICA (MO), DA AMOSTRA PRINCIPAL.....	108
6.2 ANÁLISE POR MICROSCOPIA ELETRÓNICA DE VARRIMENTO (MEV).....	109
6.3 ANÁLISE POR ESPECTROSCOPIA DE RAIOS X.....	111
7. DETERMINAÇÃO DOS ÍNDICES DE ADESIVO REMANESCENTE.....	111
8. ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	112
8.1 DA AMOSTRA PRINCIPAL.....	112
8.2 DA AMOSTRA DO SEGUNDO ESTUDO.....	113
9. RESUMO CRONOLÓGICO DOS PROCEDIMENTOS APLICADOS.....	113
9.1 AMOSTRA PRINCIPAL.....	113
9.2 AMOSTRA DO SEGUNDO ESTUDO.....	115
CAPÍTULO III.....	117
RESULTADOS.....	117
1. OBJETIVO.....	119
2. ANÁLISE DESCRITIVA DA AMOSTRA.....	120
3. FORÇA DE ADESÃO.....	122
3.1 FORÇA DE ADESÃO POR TIPO DE TESTE (CISLHAMENTO/TRAÇÃO).....	123
3.2 FORÇA DE ADESÃO POR TIPO DE <i>BRACKET</i> .....	123
4. ÍNDICE DE ADESIVO REMANESCENTE.....	124
4.1 AMOSTRA PRINCIPAL.....	124
4.1 AMOSTRA DO SEGUNDO ESTUDO.....	127
5. ÍNDICE DE RUGOSIDADE DE SUPERFÍCIE.....	129

6. MICROSCOPIA ELETRÓNICA DE VARRIMENTO (MEV) .....	130
6.1 AMOSTRA PRINCIPAL.....	130
6.2 AMOSTRA SECUNDARIA.....	136
6. ANÁLISE POR ESPECTROSCOPIA DE RAIO-X.....	137
CAPÍTULO IV .....	139
DISCUSSÃO.....	139
1. VALIDAÇÃO, ANÁLISE CRÍTICA DA METODOLOGIA E COMPARAÇÃO COM A LITERATURA.....	141
1.1 AMOSTRA PRINCIPAL.....	142
1.2 AMOSTRA DO SEGUNDO ESTUDO .....	163
2. EXTRAPOLAÇÃO DOS RESULTADOS.....	164
3. LINHAS DE INVESTIGAÇÃO FUTURAS .....	166
CAPÍTULO V .....	169
CONCLUSÃO .....	169
CONCLUSÕES DA REVISÃO SISTEMÁTICA DA LITERATURA.....	171
CONCLUSÕES DA INVESTIGAÇÃO PRINCIPAL.....	173
CONCLUSÕES DO ESTUDO SECUNDÁRIO .....	175
BIBLIOGRAFIA .....	177



# ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 - Reação de polimerização a partir da qual se forma o polimetacrilato de metilo.....	8
Figura 2 - Estratégia de pesquisa e método de seleção das publicações relativas à força de adesão entre <i>brackets</i> ortodônticos e esmalte dentário humano.....	24
Figura 3 - Estratégia de pesquisa e método de seleção das publicações relativas à força de adesão entre <i>brackets</i> ortodônticos e superfícies acrílicas .....	42
Figura 4 - Estratégia de pesquisa e método de seleção das publicações relativas à força de adesão entre <i>brackets</i> ortodônticos e superfícies cerâmicas .....	48
Figura 5 - Estratégia de pesquisa e método de seleção das publicações relativas à eficácia e/ou o efeito sobre o esmalte dos métodos de remoção do adesivo.....	86
Figura 6 - Composição e distribuição pelos grupos, de estudo, das amostras da investigação principal. ....	97
Figura 7 - Imagem ilustrativa da colagem dos <i>brackets</i> ortodônticos às superfícies dentárias naturais (esmalte) e reabilitadoras (acrílico e cerâmica). ....	99
Figura 8 - Composição e distribuição pelos grupos, de estudo, das amostras do segundo estudo.....	99
Figura 9 - Mecanismos de descolagem utilizados nos testes de cisalhamento (A) e de tração (B).....	106
Figura 10 - Exemplo do procedimento para inspeção, utilizando microscópio ótico (Leica™ DM2700 M), da base dos <i>brackets</i> após teste de cisalhamento e tração....	109
Figura 11 - Resumo cronológico dos procedimentos aplicados no estudo principal. ....	114
Figura 12 - Resumo cronológico dos procedimentos aplicados no segundo estudo. ....	115
Figura 13 - Composição, distribuição planeada pelos grupos e distribuição após perdas, das amostras da investigação principal. ....	120

Figura 14 - Forças médias (MPa) por tipo de <i>brackets</i> e de superfície, para testes de cisalhamento (shear) e de tração (tensil). .....	123
Figura 15 - Índice de adesivo remanescente (%) por tipo de <i>brackets</i> e de superfície, para testes de cisalhamento (shear) e de tração (tensil). .....	126
Figura 16 - Imagens de microscópica eletrónica de varrimento em secção transversal da interface <i>brackets</i> -adesivo-esmalte dentário. Interfaces com <i>brackets</i> de metal (A,B) ou de cerâmica (C,D) antes da termociclagem. ....	131
Figura 17 - Imagens de microscópica eletrónica de varrimento em secção transversal da interface <i>brackets</i> -adesivo-esmalte dentário. Interfaces com <i>brackets</i> de metal (A,B) ou de cerâmica (C,D) após termociclagem. ....	132
Figura 18 - Imagens de microscópica eletrónica de varrimento em secção transversal da interface <i>brackets</i> -adesivo-cerâmica. Interfaces com <i>brackets</i> de metal aderido a superfície cerâmica (A,B) ou a superfície acrílica (C,D) após termociclagem. ....	133
Figura 19 - Imagens de microscópica eletrónica de varrimento em secção transversal da interface <i>brackets</i> -adesivo-cerâmica. Interfaces com <i>brackets</i> de metal aderido a superfície cerâmica (A,B) ou a superfície acrílica (C,D) após termociclagem. ....	134
Figura 20 - Imagens de microscopia electrónica de varrimento após aplicação de ácido em esmalte dentário (A,B), em superfícies acrílicas (C,D) e em superfícies cerâmicas (E,F). ....	136
Figura 21 - Imagens de microscopia electrónica de varrimento da interface adesivo-esmalte após descolagem dos <i>brackets</i> . ....	137
Figura 22 - Imagens obtidas por espectroscopia de Raio-x por dispersão em energia da base dos <i>brackets</i> de metal (A,B) e de cerâmica (C,D). ....	138

# ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1 - Médias de força de adesão entre <i>brackets</i> ortodônticos, resultantes de testes de cisalhamento / tração expressas em MPa ou Newtons. ....	25
Tabela 2 - Médias de força de adesão entre <i>brackets</i> de metal e superfícies acrílicas, resultantes de testes de cisalhamento, expressas em MPa.....	43
Tabela 3 - Médias de força de adesão entre <i>brackets</i> de cerâmica e superfícies acrílicas, resultantes de testes de cisalhamento, expressas em MPa.....	46
Tabela 4 - Médias de força de adesão entre <i>brackets</i> ortodônticos e superfícies cerâmicas, resultantes de testes de cisalhamento / tração, expressas em MPa.....	49
Tabela 5 - Valores relativos ao índice de adesivo remanescente em esmalte dentário após descolagem de <i>brackets</i> ortodônticos. ....	65
Tabela 6 - Valores relativos ao índice de adesivo remanescente em superfícies acrílicas após descolagem de <i>brackets</i> ortodônticos. ....	70
Tabela 7 - Valores relativos ao índice de adesivo remanescente em superfícies cerâmicas após descolagem de <i>brackets</i> de metal.....	72
Tabela 8 - Valores relativos ao índice de adesivo remanescente em superfícies cerâmicas após descolagem de <i>brackets</i> de cerâmica. ....	77
Tabela 9 - Composição do sistema adesivo Transbond XT™ (3M Unitek, Monrovia, California, USA).....	103
Tabela 10 - Composição da saliva artificial de Fusayama (pH 5,5) usada ciclagem térmica.....	105
Tabela 11 - Comparação dos valores médios de força (MPa) através do teste ANOVA a dois fatores, superfície e tipo de <i>brackets</i> . Resultados apresentados para a resistência ao cisalhamento e à tração.....	122
Tabela 12 - Comparação do índice de adesivo remanescente (%) através de um teste ANOVA a dois fatores, superfície e tipo de suporte, para resistência ao cisalhamento e à tração.....	124

Tabela 13 - Índice de adesivo remanescente (Artun & Bergland) <sup>(151)</sup> por tipo de <i>brackets</i> e de superfície, para testes de cisalhamento e de tração.....	126
Tabela 14 - Índice de adesivo remanescente (Bishara & Trulove) <sup>(152)</sup> por tipo de <i>brackets</i> e de superfície, para testes de cisalhamento e de tração.....	127
Tabela 15 - Índice de adesivo remanescente (Bishara & Trulove) <sup>(152)</sup> antes e após a utilização das pedras de Arkansas e das brocas multilaminadas de tungstênio.....	128
Tabela 16 - Comparação do índice de rugosidade superfície (Howell S e Weekes WT) após a utilização das pedras de Arkansas e das brocas multilaminadas de tungstênio. ....	129
Tabela 17 - Médias de força de adesão entre <i>brackets</i> ortodônticos, resultantes de testes de cisalhamento / tração expressas em MPa dos estudos publicados e resultados referentes à presente investigação, na adesão a esmalte dentário. ....	143
Tabela 18 - Médias de força de adesão entre <i>brackets</i> ortodônticos, resultantes de testes de cisalhamento expressas em MPa dos estudos publicados e resultados referentes à presente investigação, na adesão a superfícies acrílicas.....	152
Tabela 19 - Médias de força de adesão entre <i>brackets</i> ortodônticos, resultantes de testes de cisalhamento / tração expressas em MPa ou Newtons dos estudos publicados e resultados referentes à presente investigação, na adesão a superfícies cerâmicas.....	156
Tabela 20 - Médias de força de adesão entre <i>brackets</i> de cerâmica, resultantes de testes de cisalhamento / tração expressas em MPa estudos publicados e resultados referentes à presente investigação, na adesão a superfícies cerâmicas.....	159

## PALAVRAS-CHAVE

*Brackets* ortodônticos

*Brackets* de metal

*Brackets* cerâmicos

Dente

Esmalte

Resina Acrílica

Polimetil-metacrilato

Provisórios

Cerâmica

Cerâmica IPS-Empress



## KEYWORDS

Orthodontic *brackets*

Stain steel *brackets*

Ceramic *brackets*

Tooth

Enamel

Acrylic resin

Polymethyl-methacrylate

Provisional material

Ceramic

IPS-Empress ceramic



# SIGLAS, SÍMBOLOS, FÓRMULAS E ABREVIATURAS

APA - Ácido poli-acrílico

BHT - Butilhidroxitolueno

Bis-EMA - Dimetacrilato de bisfenol-A etoxilado

CAD/CAM - Desenho assistido por computador/Produção assistida por computador

CIV - Cimentos de ionómero de vidro

CIVMR - Cimentos de ionómero de vidro modificados por resina

EMHQ - Éster mono-etil hidroquinona

Er:YAG *laser* - Erbium-doped yttrium aluminium garnet *laser*

ES - modo elétrico secundário

ESR - modo elétrico retro-espalhado

HEMA - Hidroxietilmetacrilato

IAR - Índice de adesivo remanescente

IDE - Índice de danos ao esmalte

IRS - Índice de rugosidade da superfície

ISE - Índice da superfície de esmalte

LED - Diodo emissor de luz

MEV - Microscopia eletrônica de varrimento

MMA - Metametilacrilato

MO - Microscopia ótica

NdYAG *laser* - Neodymium-doped yttrium aluminium garnet *laser*

PEMA - Poli-etilmetacrilato

PMMA - Polimetacrilato de metilo

SCSE - sistema de classificação da superfície de esmalte

TEGDMA - Dimetacrilato de trietilenoglicol

Ti:sapphire *laser* - Titanium-sapphire *lasers*

UEDMA - Uretano-dimetacrilato



# CAPÍTULO I

---

## INTRODUÇÃO

Avaliação da força de adesão entre *brackets* ortodônticos e diferentes materiais de reabilitação



## 1. CONTEXTUALIZAÇÃO E OBJETIVOS

O nome de Pierre Fauchard surge na literatura associado à primeira tentativa científica de movimento dentário, em 1728. O aparelho rudimentar que apresentou era composto por um aro em metal (assemelhando-se a uma ferradura contendo pela face interna recortes correspondentes aos dentes) e permitia apenas movimentos de inclinação. Desde então diversos tipos de aparelhos foram descritos.<sup>(1,2)</sup>

Contudo, em 1871, a criação do primeiro cimento adesivo veio alterar o modo como se pensava a ortodontia até então.<sup>(3)</sup>

Os aparelhos ortodônticos passaram a estar fixos aos dentes, sendo compostos por bandas cimentadas ao redor dos mesmos. O desconforto, os problemas relacionados com a saúde periodontal e os problemas estéticos

subjacentes conduziram às técnicas de colagem de *brackets*, diretamente sobre as superfícies dentárias.<sup>(4)</sup>

Na ortodontia contemporânea, os *brackets* são os elementos chave dos aparelhos ortodônticos. A substituição de *brackets* soldados a bandas por *brackets* colados às superfícies dentárias, surge depois da introdução do ataque ácido ao esmalte em 1955, com os trabalhos de Buonocor, em 1977, Zachrisson descreve os *brackets* colados como sendo mais vantajosos.<sup>(4)</sup>

A adesão destes dispositivos ao esmalte dentário tem sido alvo de inúmeros avanços técnicos e científicos ao longo dos últimos anos. Assim, a previsibilidade, tomando por base forças de adesão clinicamente aceitáveis, descritas por Reynolds<sup>(5)</sup> como superiores a 5.9 MPa é bastante elevada. Na verdade, a força de adesão para sistemas de adesivos ortodônticos convencionais na colagem de *brackets* ao esmalte dentário, encontra-se entre 8 e 30 MPa, valores bem superiores aos descritos como clinicamente necessários.<sup>(6)</sup>

A adesão de *brackets* ortodônticos a superfícies restauradoras/reabilitadoras é outro aspecto relevante, devido ao número crescente de adultos que procuram tratamento ortodôntico.<sup>(7)</sup> Frequentemente, estes pacientes apresentam superfícies para adesão nos mais diversos materiais (provisórios e/ou definitivos), sendo as cerâmicas dentárias, pela sua resistência e estética, cada vez mais utilizadas como solução definitiva. Os acrílicos, associados a baixo custo e fácil manipulação, são amplamente utilizados como material provisório. No entanto, a força de adesão entre *brackets* e estas superfícies continua a ser um problema.

Os sistemas adesivos, convencional e simplificado, incluem tanto resinas compostas, compósitos, como compómeros aclamados por permitirem forças de adesão semelhantes e ainda libertarem flúor em ambientes com baixo pH.<sup>(8,9)</sup>

A adesão dos *brackets*, às diferentes superfícies dentárias, é feita por intermédio destes sistemas adesivos que têm uma interação micromecânica com o esmalte sujeito a condicionamento ácido. O principal mecanismo que permite que esta adesão aconteça é através da formação de *tags* resinosos. O condicionamento ácido cria uma camada porosa por dissolução dos cristais de hidroxiapatite

permitindo a penetração de resinas de baixa viscosidade, nestas microporosidades, que uma vez polimerizadas formam a referida ligação micromecânica com o esmalte.<sup>(10)</sup>

No que se refere à adesão a estruturas acrílicas e cerâmicas o processo é distinto do dente natural.

No que se refere aos acrílicos, a literatura é escassa. Contudo, a retenção química pode ter um papel importante e é influenciada pelo número de locais reativos (estruturas de metacrilato) disponíveis sobre o material já polimerizado uma vez que, utilizando materiais com elementos químicos semelhantes, é possível criar pontes de ligação com força de adesão aceitável.<sup>(11)</sup>

Considerando que os materiais cerâmicos possuem uma alta resistência química, a adesão mecânica reveste-se de maior importância nestes materiais. O tratamento da superfície cerâmica por meio de brocas, *laser* e/ou pelo ataque ácido das superfícies deve ser realizado antes da colagem dos *brackets*. As rugosidades criadas ou a camada porosa resultante da aplicação de ácido permite a penetração dos adesivos, à base de resina de baixa viscosidade, o que conduz a uma união mecânica após polimerização.<sup>(12,13)</sup> Além desta união mecânica, a ligação química pode, também, ser obtida, em algumas situações, se previamente à aplicação do sistema adesivo for aplicado um silano sobre a superfície cerâmica.<sup>(14)</sup>

Além da importância indiscutível na adesão entres superfícies dentárias, sejam elas de esmalte ou materiais restauradores ou reabilitadores, a adesão dos sistemas adesivos aos *brackets* ortodônticos é, também, importante. Neste contexto, e dada a grande variabilidade de materiais aplicados à colagem de *brackets*, o tipo de união e força resultante entre estas peças e os sistemas adesivos pode, também, variar.

Atualmente, existem disponíveis *brackets* em aço inoxidável, titânio, resina e cerâmica.<sup>(15)</sup>

A resistência adesiva dos diferentes tipos de *brackets* tem vindo a ser avaliada em diversos estudo *in vitro*, principalmente, através de testes de cisalhamento e, também, ainda que em menor escala, em testes de tração. Contudo, os resultados não são lineares e os estudos que comparam simultaneamente os *brackets* de

diferentes materiais são mais escassos. Os resultados apontam para uma superioridade da adesão dos *brackets* de cerâmica relativamente aos de metal, quer sejam em aço inoxidável, quer sejam em titânio quando colados sobre esmalte dentário humano.<sup>(15)</sup> O mesmo acontece quando os *brackets* foram aderidos a superfícies de cerâmica à base de fluorapatite.<sup>(16)</sup>

A resistência adesiva entre *brackets* e superfícies dentárias, como referido anteriormente, deve apresentar forças no mínimo de 5,9 MPa<sup>(5)</sup>, no entanto, a força de adesão, utilizando sistemas de adesivos ortodônticos convencionais, pode chegar aos 30 MPa<sup>(6)</sup>, ou mais. Alguns autores<sup>(15,17)</sup>, associam um aumento da força de adesão com um aumento do danos causado a essas superfícies, durante a descolagem dos *brackets*. E, fatores como a técnica de descolagem<sup>(18,19,20,21,22)</sup> ou os métodos utilizados na remoção do adesivo remanescente<sup>(23,22,24)</sup>, sobre a superfície dentária, têm vindo a ser descritos na literatura como podendo ser prejudiciais à integridade das mesmas.

Perante a pesquisa bibliográfica efetuada e as considerações expostas, este estudo poderá ser um contributo importante para a prática clínica diária, permitindo a comparação entre *brackets* em aço inoxidável, que continuam a ser os mais utilizados, e *brackets* cerâmicos, que dentro das opções de *brackets* estéticos são também os mais usuais na prática clínica. Adicionalmente, o comportamento destes sobre as diferentes superfícies: esmalte dentário humano, materiais de natureza provisória, mais especificamente resina acrílica em polimetil-metacrilato e materiais de restauração/reabilitação definitiva, como é o caso das cerâmicas, nomeadamente cerâmicas à base de leucite, pode influenciar, significativamente, as decisões clínicas.

Adicionalmente, a escolha, por parte do clínico, do método mais seguro e, igualmente, eficaz para remoção do adesivo que permanece aderido às superfícies dentárias, poderá ser facilitado.

Assim, o objetivo principal desta investigação foi realizar uma comparação na resistência ao cisalhamento e resistência à tração de *brackets* ortodônticos metálicos e *brackets* ortodônticos cerâmicos colados em diferentes superfícies dentárias: esmalte, acrílico e cerâmicas, após ciclagem térmica. Na hipótese nula deste estudo

afirma-se que não existem diferenças na resistência ao cisalhamento e na resistência à tração dos dois tipos de *brackets* aderidos a três superfícies dentárias (substratos) distintas.

Paralelamente foi desenvolvido um outro trabalho com o objetivo de comparar a eficácia de dois métodos diferentes de remoção do adesivo, frequentemente, utilizados, após a descolagem dos *brackets* e suas consequências para o esmalte dentário.

## 2. SUPERFÍCIES DENTÁRIAS OU SUBSTRATOS

### ESMALTE

O esmalte é o tecido mineralizado que reveste a coroa anatômica dos dentes e protege a dentina.<sup>(25)</sup> Consiste no tecido mais duro (devido, essencialmente, à escassez de água na sua constituição) e mineralizado, não apenas da cavidade oral, mas de todo o corpo humano. Trata-se de um tecido sem vascularização, sem inervação e sem capacidade regenerativa pelo que toda a perda, independentemente da causa, é irreversível.<sup>(26)</sup>

A composição do esmalte inclui água (3%), matéria orgânica (1%) e matéria mineral. Esta representa 96% da sua constituição sendo formada por cristais de hidroxiapatite (fosfato de cálcio cristalinizado -  $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ )<sup>(27)</sup> organizados em prismas de aproximadamente 5 $\mu\text{m}$ . Estes prismas estão dispostos perpendicularmente à junção amelo-dentinária (JAD), sendo esta a zona menos espessa, a sua espessura aumenta até às extremidades da coroa, com a maior densidade presente ao nível das cúspides.<sup>(28)</sup>

A distribuição dos cristais em prismas é a distribuição predominante e mais importante neste tecido, revestindo-se de extrema importância na resistência do esmalte ao auxiliar na distribuição das forças mastigatórias, e outras, que incidem sobre esta estrutura, o que conduz a um melhoramento das suas propriedades físicas.

Contudo, a superfície externa do esmalte é menos resistente, sendo formada por uma camada fina e homogênea, onde os cristais de hidroxiapatite se organizam de forma paralela – camada sem prismas.<sup>(29)</sup>

As variações espaciais presentes nas propriedades do esmalte parecem ser relevantes para as características físicas deste tecido: a dureza e o módulo elástico, assim como a distribuição dos prismas de esmalte, também aumentam desde a JAD até à superfície do dente.<sup>(30)</sup>

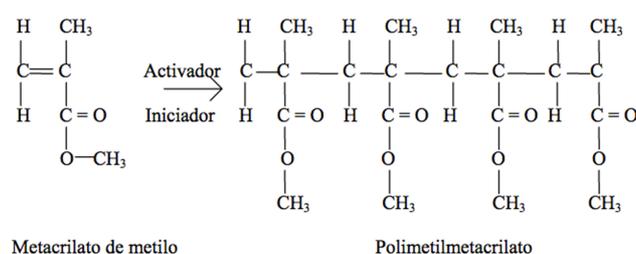
Outro aspeto relaciona-se com as propriedades químicas e o grau de mineralização, que parecem, igualmente, influenciar tanto a dureza como o módulo de elasticidade do esmalte.<sup>(31)</sup>

## RESINAS ACRÍLICAS

As resinas acrílicas são compostos orgânicos classificados como polímeros. Estes polímeros são produzidos sinteticamente e a sua composição química baseia-se em carbono e hidrogénio associados a outros elementos não metálicos.<sup>(32)</sup>

Dos materiais acrílicos, aquele que apresenta melhores propriedades, no contexto da reabilitação oral, é o polimetacrilato de metilo (PMMA) sendo, portanto, o mais utilizado atualmente na confeção de próteses dentárias. Estima-se que mais de 60% dos dentes artificiais comercializados são fabricados com este material.<sup>(33)</sup>

Estes polímeros termoplásticos são derivados do etileno e surgem a partir do metacrilato de metilo por uma reação de polimerização (formação de macromoléculas de elevado peso molecular a partir da união de moléculas pequenas que constituem os monómeros – Fig. 1).<sup>(33)</sup>



**Figura 1** - Reação de polimerização a partir da qual se forma o polimetacrilato de metilo.

Apesar de rígido, a resistência do PMMA é relativamente baixa, especialmente à fratura. Os valores médios de resistência à tração são, de acordo com a literatura, de aproximadamente 55MPa e à compressão de 76MPa. O módulo de elasticidade deste tipo de material é de cerca de 2,4MPa. O coeficiente de expansão térmico é elevado, pelo que as variações de temperatura intra-orais dificilmente afetam a estabilidade dimensional destas resinas.<sup>(34)</sup>

Os fatores envolvidos no processo de polimerização, como a temperatura de processamento, a relação entre monómero-polímero e o tempo de polimerização, determinam as propriedades físicas, mecânicas e estéticas deste material.<sup>(33)</sup>

Os elementos produzidos em polimetilmetacrilato moldado por injeção iniciam o seu processo com altas temperaturas tornando-o plástico e passível de injeção. A injeção no molde é feita por dióxido de carbono com uma pressão, aproximada, de dez atmosferas, mantida até ao arrefecimento completo do material. Este método confere uma maior resistência à fratura, através da homogeneidade e densidade obtidas e maior estabilidade dimensional ao reduzir a possibilidade de absorção de água.<sup>(35)</sup>

## CERÂMICAS

A literatura define cerâmica como sendo um material inorgânico, não metálico, fabricado através do aquecimento de minerais primários a altas temperaturas.<sup>(36)</sup>

As cerâmicas dentárias podem ser classificadas de acordo com a microestrutura (ou seja, com base na natureza da sua composição) ou pelo método de produção. Relativamente à microestrutura, categorizam-se em sistemas à base de vidro (principalmente sílica), sistemas à base de vidro (principalmente sílica) reforçados por elementos cristalinos (tipicamente leucite ou, mais recentemente, dissilicato de lítio), sistemas à base de cristais com adição de vidro (principalmente alumina) e sólidos policristalinos (alumina e zircónica).

Dentro dos sistemas à base de vidro reforçados por elementos cristalinos existem outras categorias:

- Cerâmicas feldspáticas;
- Cerâmicas com elevada percentagem de leucite (IPS Empress®);
- Cerâmicas de dissilicato de lítio (IPS e.max II®).<sup>(37)</sup>

Os métodos de produção têm sofrido grande evolução ao longo das últimas décadas, verificando-se o mesmo relativamente às propriedades mecânicas. Acresce a esta evolução, a substituição gradual, na medicina dentária, dos sistemas metalocerâmicos pelos sistemas totalmente cerâmicos.<sup>(37)</sup>

### 3. ADESIVOS ORTODÔNTICOS

Os aparelhos ortodônticos fixos começaram por ser compostos unicamente por bandas cimentadas em todos os dentes.<sup>(1)</sup> O desconforto, os problemas relacionados com a saúde periodontal e os problemas estéticos associados, conduziram às técnicas de colagem de *brackets* diretamente às superfícies dentárias.<sup>(4)</sup>

As enormes vantagens destas técnicas relacionam-se não só com os fatores supracitados (estéticas, saúde periodontal e conforto) mas, também, com o custo e tempo de aplicação.<sup>(38)</sup> Contudo, a concretização tem implícita a necessidade de tratamento das superfícies dentárias, que irão receber os dispositivos ortodônticos colados. Os trabalhos de Buonocore, em 1955, com a introdução do ataque ácido, deram o mote para o início destas técnicas ao apresentar a possibilidade de criar microretenções mecânicas, na superfície de esmalte, fundamentais para a adesão de resinas à superfície dentária e imprescindíveis para adesão de *brackets* ortodônticos, sobre elas.<sup>(39)</sup>

A revolução neste âmbito parece ter-se iniciado com a adesão de dispositivos à superfície dentária utilizando resina epóxi, após tratamento do esmalte com ácido fosfórico.<sup>(40)</sup> Um outro avanço significativo surge na sequência de inúmeras pesquisas

com resinas epóxi que culminaram com o desenvolvimento da molécula bis-GMA (bisfenol-A glicidil metacrilato). Esta molécula confere às resinas um melhor controle na contração de polimerização, além de outras vantagens como a diminuição do coeficiente de expansão térmico.<sup>(41)</sup> Ainda assim, a utilização de resinas compostas para a colagem de *brackets* ortodônticos efetivou-se, apenas, a partir da década de 70.

Atualmente os sistemas adesivos disponíveis em ortodontia são diversos. E, apesar da importância do ataque ácido, a necessidade de simplificar a técnica de colagem de *brackets* visando diminuir o número de passos, melhorar a adesão e minimizar a perda de esmalte inerente a todo este processo, tem conduzido a avanços significativos nos sistemas adesivos.<sup>(42,43)</sup>

Sistemas *etch&rinse* (*primer* e *bonding* juntos), sistemas *self-etch* (*etching* e *primer* juntos) e sistemas *all-in-one* (*etching*, *primer* e *bonding* juntos) encontram-se disponíveis em medicina dentária, contendo os mesmos tipos de ingredientes, que vão variando apenas nas suas proporções.<sup>(44)</sup>

Os adesivos dentários são constituídos por monómeros resinosos acrílicos (componente mais importante que confere características hidrofílicas ou hidrofóbicas), iniciadores (foto ou quimio ativados), inibidores (determinam o “tempo de trabalho” do adesivo), solventes orgânicos (determinam a capacidade de introdução nas microretenção da superfície dentária) e partículas de carga (determinam o grau de viscosidade).<sup>(44)</sup>

Em ortodontia, os adesivos disponíveis incluem: resinas compostas, cimentos de ionómero de vidro (CIV), cimentos de ionómero de vidro modificados por resina (CIVMR) e compómeros ou resina composta modificada por poliácidos.

## RESINAS COMPOSTAS

O corpo destas resinas é a matriz orgânica. Os monómeros que a compõem podem ser funcionais, de cadeia cruzada, ou ambos. Independentemente das

características mencionadas, estes elementos apresentam um ou mais grupos polimerizáveis, um espaçador e um grupo funcional.<sup>(45)</sup>

O grupo polimerizável baseia-se, geralmente, em monómeros com especial destaque para o bis-GMA. Outros componentes como o dimetacrilato de bisfenol-A etoxilado (bis-EMA), dimetacrilato de trietilenoglicol (TEGDMA), o uretano-dimetacrilato (UEDMA) também são frequentemente utilizados como matriz orgânica das resinas compostas.<sup>(45)</sup>

Os monómeros mencionados, todos eles de cadeia cruzada, e, portanto, com melhores propriedades mecânicas, são dimetacrilatos aromáticos (mais estáveis) ou alifáticos (menos estáveis) que sofrem reticulação e polimerização, durante a fotopolimerização, permitindo a formação da matriz resinosa. São também estes monómeros que conferem características hidrofóbicas às resinas.<sup>(46)</sup>

O bis-GMA e o bis-EMA são monómeros de alto peso molecular com estruturas semelhantes. Contudo, o bis-GMA é menos flexível, o que na prática se traduz num aumento da viscosidade das resinas compostas com base nesta molécula quando comparadas com as que têm por base bis-EMA. O UEDMA, também de elevado peso molecular, é mais flexível do que o bis-GMA, devido à estrutura alifática daquele, pelo que confere menor viscosidade às resinas.<sup>(47,48)</sup>

A viscosidade das resinas compostas é uma característica importante a considerar e depende diretamente, do tipo de monómero que incorpora, do seu peso molecular e da flexibilidade. Consequentemente, estes aspetos refletem-se tanto na polimerização, como no tipo de união e na quantidade de partículas inorgânicas que podem ser incluídas.<sup>(51)</sup>

A matriz inorgânica confere estabilidade e melhora as propriedades mecânicas. Contudo, nem todas as resinas a incorporam. A sua adição surge para fortalecer a camada adesiva, modificar a viscosidade do adesivo ou para fornecer flúor (dependendo da composição das partículas de carga). As partículas de carga inorgânica podem ser o vidro de silicato de bário ou de zircónio, quartzo, sílica, ou mesmo, estrôncio. Partículas vítreas de silicato reativo contendo flúor, são também utilizadas quando se pretende que a resina seja capaz de libertar flúor.<sup>(49,50,51)</sup>

Os agentes iniciadores, são agentes químicos que ao serem excitados dão início ao processo de polimerização por adição. Dependendo do tipo de sistema, estes agentes iniciadores podem necessitar de diferentes tipos de agentes ativadores. Nos sistemas ativados quimicamente o agente iniciador é peróxido de benzóilo e o agente ativador é uma amina terciária. No que se refere aos sistemas fotopolimerizáveis, os iniciadores são excitados por uma luz visível, com comprimento de onda entre 420 a 450nm. A luz halógena ou LED (díodo emissor de luz) é, portanto, o agente ativador. Dos agentes iniciadores, o mais frequentemente utilizado neste tipo de sistema, é a canforoquinona, por ser um excelente foto-iniciador, absorvendo um largo espectro de comprimentos de onda (360-510nm), mas com pico de absorção nos 468nm, do espectro visível.<sup>(44)</sup>

A quantidade de iniciador adicionado varia consoante o sistema adesivo e o tipo de iniciador, não excedendo, usualmente, 1% da massa total.<sup>(52)</sup>

Os inibidores de polimerização executam a eliminação de radicais livres decorrentes de reações prematuras, indesejadas, dos iniciadores. Os mais utilizados são o butilhidroxitolueno (BHT) - nos adesivos hidrofóbicos e o éster monoetil hidroquinona (EMHQ) - nos adesivos hidrofílicos. Estes iniciadores têm por finalidade inibir a polimerização prematura da resina, uma vez que a ação da luz, temperatura e tempo podem causar a polimerização espontânea da matriz orgânica, diminuindo as suas propriedades. Assim, a concentração está dependente da instabilidade dos monómeros.<sup>(44)</sup>

Por último, as resinas compostas incorporam ainda solventes orgânicos que interferem diretamente na capacidade da resina em fluir nas micro-retenções, criadas na superfície dentária. Os solventes mais frequentes, por serem menos dispendiosos e possuírem grande disponibilidade e boa biocompatibilidade são a água, o etanol e a acetona.<sup>(44)</sup> Uma das características mais importantes a considerar nestes solventes é a pressão de vapor diretamente relacionada com a evaporação do solvente, após a aplicação do adesivo.<sup>(53)</sup>

## CIMENTOS DE IONÓMERO DE VIDRO (CIV)

Os cimentos de ionómero de vidro foram descritos pela primeira vez em 1971.<sup>(54)</sup> As duas principais características destes cimentos são as qualidades adesivas e a liberação de flúor. Um outro fato importante é a variedade de composições possíveis. Este material é constituído, essencialmente, por vidro e poliácido. O vidro composto por sílica ( $\text{SiO}_2$ ) e alumina ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ), associadas a fluoreto de cálcio, pode, também, conter fluoretos de sódio e alumínio, além de fosfatos de cálcio ou alumínio. Este vidro é triturado de modo a obter partículas de tamanho inferior a  $50\mu\text{m}$ . Os poliácidos mais utilizados são copolímeros dos ácidos acrílicos e itacónico ou dos ácidos acrílicos e maléico.<sup>(8)</sup>

O vidro de aluminossilicato liberta iões de flúor quando em contacto com ácidos, conferindo, então, as propriedades protetoras do esmalte. No entanto, no que se refere ao tratamento ortodôntico, a baixa resistência limita a sua utilização à cimentação de bandas.<sup>(8)</sup>

## CIMENTOS DE IONÓMERO DE VIDRO MODIFICADOS POR RESINA (CIVMR)

Os cimentos de ionómero de vidro modificados, ou reforçados, por resina mantêm a libertação de flúor e a baixa sensibilidade à humidade e crescem a boa força de adesão, conferida pelos monómeros orgânicos das resinas. Na verdade, estes compostos penetram nas irregularidades do esmalte, previamente sujeito a condicionamento ácido, permitindo uma adesão micromecânica após a polimerização. No entanto, a longo prazo e devido à contração de polimerização, a resistência mecânica pode diminuir.<sup>(55,56)</sup>

Neste tipo de cimento, parte do líquido do ácido poliacrílico (10%-20%) é substituído por hidroxietilmetacrilato (HEMA) permitindo a união de todos os componentes numa única fase, o que resulta num material auto ou fotopolimerizado.<sup>(55,56,57)</sup>

Na comparação destes cimentos com os CIV convencionais, o endurecimento, a captação e a libertação de flúor, o auxílio na proteção ao esmalte e a ligação química na presença de humidade, são semelhantes.<sup>(8)</sup>

Comparando com as resinas compostas, os CIVMR apresentam forças de adesão semelhantes, mas menor perda de esmalte.<sup>(58)</sup>

## COMPÓMEROS OU RESINA COMPOSTA MODIFICADA POR POLIÁCIDOS

Trata-se, essencialmente, de resinas compostas com a adição de alguns componentes do ionómero de vidro. A sua matriz é de fluorsilicato de alumínio, com componentes poliácidos, e a sua polimerização requer luz visível para iniciação (470nm), uma vez que, a reação de ácido-base característica da polimerização química dos CIV não é suficiente, pela escassa quantidade de componentes do ionómero de vidro presentes na constituição destes adesivos. No entanto, ainda que insuficiente para promover o endurecimento deste tipo de material, esta reação confere aos compómeros a capacidade de libertar flúor, quando em contacto com a saliva.<sup>(59)</sup>

Comparativamente com os CIV e mesmo na comparação com os CIVMR, os compómeros libertam menores quantidades de flúor. Relativamente às resinas compostas a resistência parece ser inferior, pelo menos no que se refere a estudos *in vitro*.<sup>(60)</sup>

## 4. DISPOSITIVOS ORTODÔNTICOS

Os primeiros aparelhos, para correção do posicionamento dentário, de que há registo datam de 1000 a.C.. Os problemas estéticos advindos de uma má-oclusão parecem não ser apenas uma preocupação da ortodontia contemporânea. Tanto escritos de Hipócrates (460 – 377 a.C.) como de Aristóteles (384 – 322 a.C.) relatam

esta problemática e, já Celso em 25 a.C. escreve que os dentes podem ser movimentados recorrendo à pressão digital.<sup>(61)</sup>

No entanto, Pierre Fauchard é quem surge na literatura associado à primeira tentativa científica de movimento dentário, em 1728. O aparelho rudimentar, denominado *bandeau*, era composto por um elemento em metal dobrado em forma de arco e perfurado em locais específicos de tal forma que, os dentes mal posicionados eram movimentados pela força exercida através de fios, que passavam ao redor das coroas dentárias e através dos orifícios presentes no aro, promovendo movimentos, meramente, de inclinação.<sup>(1,2)</sup>

Desde então, e à medida que a medicina dentária se desenvolvia ao longo dos séculos XVIII e XIX, diversos tipos de aparelhos foram surgindo, sendo exatamente nesta época que Schangé cria a primeira banda ortodôntica e, mais tarde, Coffin preconiza a utilização do fio flexível, feito com cordas de piano. Este fio, apesar de desenvolvido para os aparelhos removíveis que iniciavam a sua ascensão, por esta altura, acabaria por ser a mola propulsora da ortodontia com aparelhos fixos.<sup>(62)</sup>

Em 1871, surge o primeiro cimento adesivo que modifica por completo a forma como se efetuava ortodontia até então.<sup>(3)</sup>

A descoberta do cimento adesivo, aliada à criação das bandas ortodônticas, conduziu aos aparelhos fixos, na sua versão mais próxima daquilo que viriam a ser os aparelhos contemporâneos. Começando por ser aparelhos desenhados e produzidos para cada paciente passaram, no final do século XIX, a ser compostos por peças pré-fabricadas, passíveis de montagem em diversas combinações. Tais aparelhos foram preconizados por Edward Hartley Angle que viria a desenvolver, também, o *ribbon arch appliance* (aparelho com arco de cinta), o qual incluía pela primeira vez *brackets*, caracterizados por possuírem o *slot* (uma fenda numa posição vertical).<sup>(63)</sup> Mais tarde, o mesmo autor desenvolve a técnica *edgewise* (arco de canto), cujos *brackets* se apresentavam em forma de uma caixa retangular com um *slot* horizontal com 0,022” x 0,028” de calibre.<sup>(64,65,66,67)</sup>

Estes aparelhos, incluindo *brackets* soldados a bandas, surgem já depois de várias tentativas de aparelhos, com habilidade no controlo radicular, terem

demonstrado a sua ineficácia, de forma a suprimir a limitação no que ao movimento radicular diz respeito, que se verificava até então.<sup>(68)</sup>

Nos aparelhos fixos contemporâneos, os *brackets* são os elementos chave. De acordo com o *Glossário de Termos da American Association of Orthodontics* (2012), a definição de *bracket* é a seguinte: dispositivo ortodôntico aderido ao dente com o objetivo de prender um arco. Podem ser confeccionados em metal, cerâmica ou plástico.<sup>(69)</sup>

A substituição de *brackets* soldados a bandas, por *brackets* colados às superfícies dentárias, surge depois da introdução do ataque ácido ao esmalte em 1955, com os trabalhos de Buonocore, como referido anteriormente. Em 1977, Zachrisson descreve os *brackets* colados como sendo mais vantajosos, do que a utilização de bandas cimentadas.<sup>(4)</sup>

As várias vantagens parecem, de fato, ser consideráveis, podendo ser enunciadas algumas, tais como:

- facilidade de acesso aos espaços interproximais, permitindo a sua higiene e facilitando o diagnóstico de lesões de cárie nessas áreas;
- facilidade de aplicação e de remoção;
- exclusão da necessidade em utilizar separadores interdentários;
- posicionamento mais exato e preciso;
- esteticamente superiores;
- possibilidade de realizar desgastes interproximais e restaurações coronárias sem que seja necessário a sua remoção prévia;
- possibilidade de aplicação em dentes parcialmente erupcionados, com coroas clínicas curtas ou fraturados.<sup>(58)</sup>

Dentro dos *brackets* passíveis de adesão às superfícies dentárias, existem inúmeras variações no que se refere à prescrição técnica (de primeira, segunda e terceira ordem) e dimensão do *slot*, ao desenho macroscópico e tamanho do *bracket*<sup>(70)</sup>, ao material que os compõem e ao desenho macroscópico, tamanho e estrutura da sua base.<sup>(71)</sup>

No que se refere às prescrições de cada uma das técnicas, existentes em ortodontia, impressas nos *slots* dos *brackets* padronizados, as variações são de tal forma extensas, e fora do âmbito deste trabalho, que apenas enunciaremos algumas das mais importantes, sem, todavia, descrevermos nenhuma delas. Neste contexto, é impreterível referir a técnica de Andrews, a primeira cujos *brackets* já possuíam uma natureza totalmente tridimensional e cujo autor descreveu mais de 11 prescrições distintas<sup>(72)</sup>, a prescrição da técnica de Roth<sup>(73)</sup>, de Ricketts<sup>(74)</sup>, da técnica MBT<sup>(75)</sup> e de Damon.<sup>(76)</sup> Na grande maioria das técnicas, a informação referente ao torque, angulação e inclinação está presente no *slot* dos *brackets*, sejam eles de maior ou menos diâmetro. Contudo, é importante referir que nem sempre os *slot* dos *brackets* são possuidores de toda esta informação, sendo que, na técnica de *edgewise*, os *slots* são desprovidos de qualquer informação ficando a cargo das dobras de primeira, segunda e terceira ordem efetuadas nos arcos, que complementam os *brackets* nos aparelhos fixos, a transmissão da informação necessária ao correto posicionamento dos dentes (coroa e raiz).<sup>(38)</sup>

Relativamente à dimensão do *slot*, esta pode ser de 0,018" (0,457mm) ou 0,02" (0,559mm).<sup>(77)</sup> Estas dimensões devem ser o mais precisas possível, uma vez que, um afastamento das dimensões condiciona negativamente os princípios dos *brackets* pré-ajustados por falhar no ajuste com os arcos, diminuindo, necessariamente, a precisão dos mesmo e conduzindo, portanto, à necessidade de realizar dobras nos arcos para minimizar esta falha.<sup>(77,78)</sup> Assim, facilmente se compreende que na literatura se encontre referência à necessidade de que estes dispositivos sejam fabricados com uma precisão de pelo menos 0,001" (0,025mm).<sup>(1)</sup>

No entanto, diversos estudos avaliando as variações nos *slots* entre *brackets* de diferentes marcas para os mesmos dentes, relatam que o tamanho real varia, tanto para valores superiores (*slot* mais largo do que o previsto) como para valores inferiores (*slot* mais estreito do que o previsto), com percentagens entre 5%-24%<sup>(79)</sup> e 2%-15%<sup>(77,80)</sup>, respetivamente.<sup>(70,77,79,80,81)</sup>

Além do tamanho, também a forma do *slot* pode ser afetada pela falta de precisão no fabrico dos *brackets*.<sup>(70)</sup>

O desenho macroscópico e o tamanho do *bracket* são variáveis consoante o dente a que se destina, o fabricante do mesmo, o número de aletas que possui e consoante se trata de *brackets* convencionais (onde o arco se liga por fio de arame ou ligaduras elásticas) ou *brackets* auto-ligáveis (sem necessidade de ligaduras pois adicionam uma quarta parede, móvel, que transforma o *bracket* num tubo através do qual passa o arco).<sup>(82)</sup>

Relativamente ao material que compõe os *brackets* podemos afirmar que, apesar da evolução dos *brackets* metálicos, o aço inoxidável continua a ser o *goldstandar* para a confeção destes dispositivos ortodônticos, dadas as suas características físicas e propriedades mecânicas.<sup>(83)</sup>

O aço inoxidável, mais frequentemente utilizado na confeção de *brackets*, pode ser do tipo 302 ou 304. Ambos incluem na sua composição cromo (18%), níquel (8%) e carbono, sendo exatamente na percentagem deste elemento que os dois tipos de aço diferem. O aço inoxidável tipo 302 inclui na sua composição uma percentagem de carbono superior (0,15%) à do tipo 304 (0,08%).<sup>(83)</sup>

A partir de 1995 verificou-se uma revolução nos *brackets* metálicos com o desenvolvimento dos *brackets* em titânio que surgem da tentativa de suprimir quer a suscetibilidade à corrosão, quer o seu potencial alérgico decorrente, essencialmente, da presença de níquel na liga de aço inoxidável.<sup>(83,84)</sup>

Contudo, o compromisso estético inerente ao titânio, dada a ausência de brilho, levou a que estes *brackets* fossem revestidos por opacificadores, sendo, frequentemente, utilizado o nitreto de titânio cuja vantagem do aspeto acarreta algum prejuízo, dada a sua elevada dureza, que lhe confere um menor coeficiente de fricção.<sup>(85)</sup>

Ainda assim, os *brackets* confeccionados em titânio exibem propriedades mecânicas, resistência à corrosão e força de adesão, equivalentes ou superiores, às de aço inoxidável.<sup>(86,87)</sup>

Além do material que compõe o *bracket*, também o método de confecção assume um papel importante no controlo da corrosão, sendo a moldagem por injeção e sinterização o método de eleição nos últimos anos. Esta técnica permite criar peças de corpo único o que diminui, drasticamente, o risco de corrosão. Este processo permite, ainda, confeccionar peças de menor dimensão e em qualquer liga metálica. Tal fato influencia, clara e positivamente, o tamanho dos *brackets* produzidos.<sup>(87,88)</sup>

Desde a sua criação, os esforços para melhorar a aparência dos *brackets* têm vindo a ser uma premissa. O fabrico de *brackets* estéticos envolve uma grande variedade de matérias-primas, incluindo zircónia, óxido de alumínio policristalino ou monocristalino e resinas, sendo estas, essencialmente, à base de policarbonato e mais recentemente de polioximetileno.<sup>(85,89)</sup> A introdução, tanto de cerâmica como de resinas para a sua confecção, surge no final dos anos 80 e em meados dos anos 90, respetivamente.<sup>(90,91)</sup>

No entanto, estes materiais apresentam algumas limitações.<sup>(89)</sup> Os *brackets* de cerâmica apesar de manterem a sua cor e estética (dependendo do tipo de cerâmica) ao longo do tempo, apresentam maior dureza (cerca de 9 vezes superior) do que os de aço inoxidável e, por isso, fraturam facilmente.<sup>(85,90)</sup>

Uma outra desvantagem é, dependendo do tipo de cerâmica, o fato de poderem ser lesivos para o esmalte, não só no contacto direto entre *brackets* e dentes durante a oclusão e mastigação<sup>(90)</sup>, mas também durante a descolagem. Na verdade, diversos estudos demonstraram que, durante a remoção deste tipo de *brackets*, é frequente o desgarramento de fragmentos da porção mais superficial do esmalte dentário.<sup>(92,93,94,95,96)</sup> Contudo, os *brackets* cerâmicos de nova geração parecem suprimir esta falha, anulando o risco de lesões sobre o esmalte durante a descolagem dos mesmos.<sup>(97,98)</sup>

Os *brackets* cerâmicos, atualmente disponíveis, são compostos por óxido de alumínio. Contudo, uns são designados policristalino, por incluírem partículas de óxido de alumínio sinterizado ou fundido, e outros são formados por um único cristal de óxido de alumínio. O método de produção é completamente distinto, assim como a

qualidade do produto final, sendo esta muito superior nos *brackets* de óxido de alumínio monocristalino.<sup>(90)</sup>

Os *brackets* em resina facilmente alteram a sua cor por serem permeáveis aos fluídos e além disso deformam facilmente.<sup>(91)</sup> Na tentativa de suprir esta falha os fabricantes tendem a aumentar ao tamanho destes *brackets*. A sua rigidez relativa é 1/60, quando comparada com os *brackets* de aço inoxidável, e, ainda mais baixa, se comparada com os cerâmicos.<sup>(99)</sup> Acresce a isto, o fato de os polímeros que os constituem, nomeadamente o polioximetileno, poderem estar associados a algum potencial citotóxico.<sup>(99)</sup>

Em resumo, dentro dos *brackets* estéticos incluem-se os *brackets* em resina cuja principal vantagem reside no baixo custo de produção e não na estética propriamente dita. Na realidade, a sua estética está limitada desde a confeção, uma vez que são, tendencialmente, maiores do que os cerâmicos e de metal, para minimizar a fragilidade inerente ao próprio material.<sup>(100)</sup> A cor branco opaco, desde logo pouco atrativa, tende a pigmentar com o passar do tempo.<sup>(94)</sup> Além disso, os problemas de desgaste e atrito a nível do *slot* levam, necessariamente, a efeitos negativos na eficiência do tratamento.<sup>(85)</sup>

Os *brackets* cerâmicos apresentam melhores propriedades, não só estéticas mas também física e mecânicas, quando comparados com os de policarbonato.<sup>(85)</sup> Contudo, todos estes aspetos são altamente potenciados, positivamente, nas cerâmicas monocristalinas. A transparência obtida torna os *brackets* mais impercetíveis e a técnica de produção confere uma melhor qualidade de acabamento e menores dimensões.<sup>(90)</sup> A resistência é superior a todos os outros *brackets* estéticos e o desgaste e atrito aproximam-se mais dos conseguidos nos *brackets* de aço inoxidável.<sup>(86)</sup>

O desenho, tamanho e estrutura da base dos *brackets* varia consideravelmente dependendo do fabricante e do material em que são confeccionados. Também o dente a que se destinam, os *brackets*, é um fator determinante no desenho e tamanho da sua base.<sup>(82)</sup>

Nos *brackets* metálicos, a base pode apresentar um reforço, para retenção mecânica, através de rugosidades e/ou pela utilização de uma malha com fios de diferentes diâmetros.<sup>(101)</sup> Esta malha têm sido algo de algumas modificações através da introdução de diferentes desenhos na própria rede.<sup>(71)</sup> Neste tipo de *brackets*, o uso de bases estruturadas a *laser* ou com inclusão de partículas metálicas ou cerâmicas por fusão, são alguns dos métodos de modificação à estrutura final.<sup>(102,103)</sup>

De acordo com a literatura, os *brackets* cerâmicos, independentemente de serem de cerâmica policristalina ou monocristalina apresentam vários tipos de base, tais como sulcos, grânulos ou orifícios circulares que conferem padrões de retenção mecânica distintos. Além das modificações no desenho e estrutura mecânica, à base destes *brackets*, é usualmente adicionado silano para alteração da estrutura química.<sup>(104)</sup>

## 5. REVISÃO DA LITERATURA

### ADESÃO *BRACKETS* / SUPERFÍCIES

A adesão de *brackets* às superfícies dentárias parece ser influenciada não só pela composição destas superfícies como, também, pelo material que compõe os *brackets*. Acresce a estas variáveis inúmeras outras, nomeadamente, fatores anteriormente mencionados como o desenho macroscópico e tamanho do *bracket*,<sup>(70)</sup> ou o desenho macroscópico, tamanho e estrutura da sua base<sup>(71)</sup>, e o tipo de adesivo ortodôntico utilizado.<sup>(15,105,106,107,108)</sup>

Considerando estudos *in vitro*, podemos mencionar fatores como a velocidade utilizada para a descolagem, durante os testes de adesão<sup>(109,110)</sup>, o tempo, a temperatura e a solução utilizada na conservação das amostras<sup>(111)</sup> e os ciclos de envelhecimento térmico das mesmas.<sup>(112,113)</sup>

Fatores como o tratamento das superfícies, previamente à colagem dos *brackets*<sup>(7,17,114,115,116)</sup> e o método e tempo de polimerização apresentam, também, relevância nos resultados da adesão, entre *brackets* e superfícies dentárias.<sup>(117,118,119)</sup>

No que respeita aos estudos de resistência adesiva entre *brackets* e superfícies dentárias ou restauradoras/reabilitadoras, verifica-se uma grande diversidade nos protocolos de teste e na qualidade dos estudos, conforme relatado em outras avaliações, o que prejudica consideravelmente a comparação entre trabalhos e a extrapolação de resultados. <sup>(120,121,122)</sup>

## FORÇA DE ADESÃO AO ESMALTE DENTÁRIO HUMANO

### ADESÃO AO ESMALTE

Analisando os estudos publicados nos últimos sete anos, escritos em Português, Inglês, Espanhol, Italiano ou Francês, e, excluindo todos os estudos que consideravam a adesão a dentes com fluorose ou branqueamento, adesão de contenções ou de *brackets* reutilizados, o efeito sobre a adesão de agentes externos como alimentação ou colutórios, bem como vernizes de flúor ou selantes e, ainda, todos os outros que não consideravam a força de adesão entre *brackets* e esmalte, ou que a consideravam utilizando dentes não humanos, observou-se o seguinte (Fig.2):

- Relativamente ao tipo de *brackets* utilizados:
  - Dos 20 estudos que cumpriram com os critérios mencionados, 20 avaliam a força de adesão entre esmalte dentário humano e *brackets* de aço inoxidável e destes, seis incluem *brackets* de metal com base mesh;
  - Um estudo inclui *brackets* de aço inoxidável, de cerâmica e de titânio;
- Relativamente ao tipo de teste mecânico aplicado:
  - 14 ensaios foram efetuados com recurso à descolagem dos *brackets* através de cisalhamento;
  - Quatro estudos consideram apenas força de tração na descolagem dos *brackets*;

- Dois trabalhos consideram a descolagem por cisalhamento e tração.

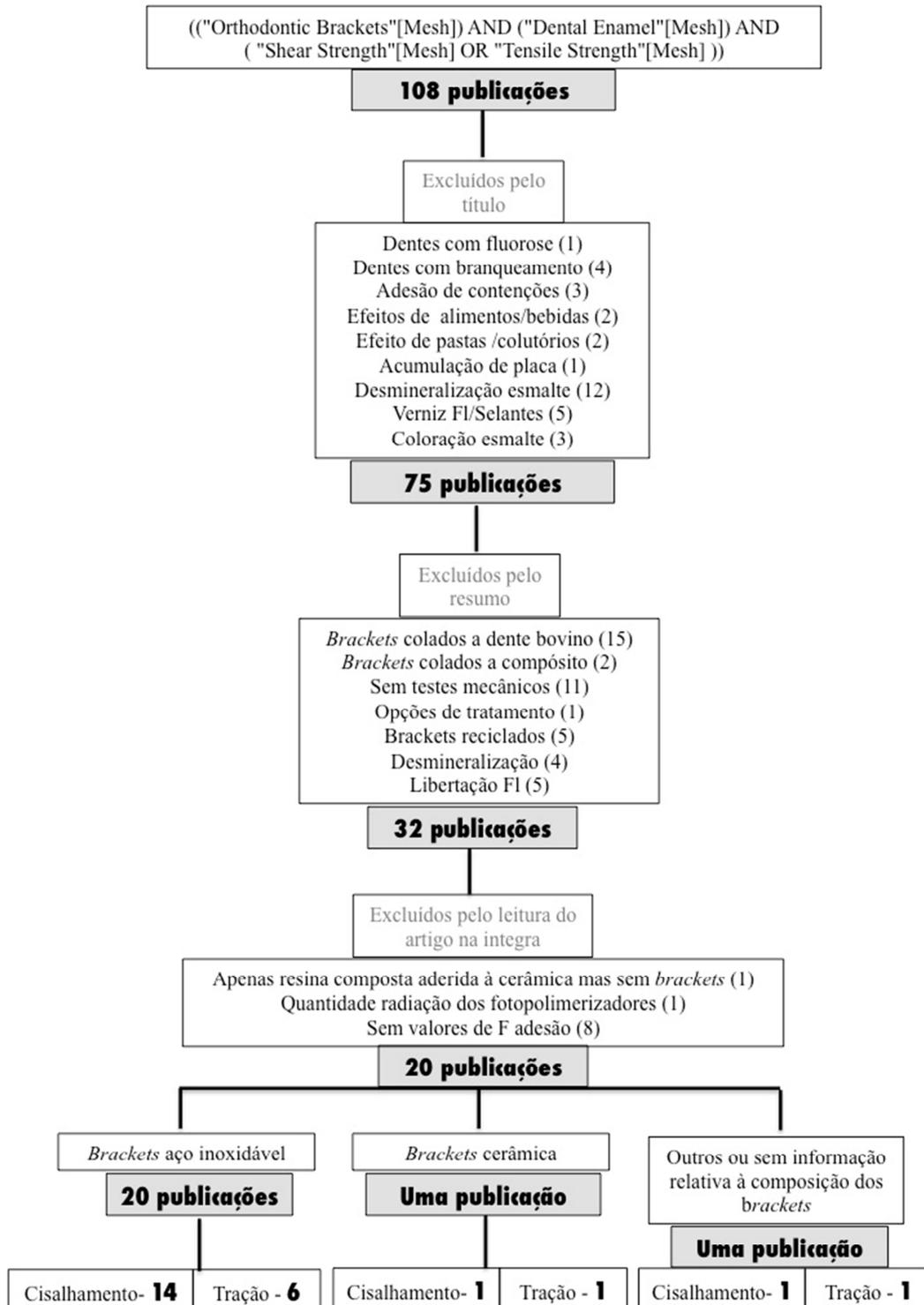


Figura 2 - Estratégia de pesquisa e método de seleção das publicações relativas à força de adesão entre *brackets* ortodônticos e esmalte dentário humano.

## ADESÃO AO ESMALTE DE BRACKETS METÁLICOS

Os testes de adesão entre *brackets* de metal e esmalte dentário humano comparam, fundamentalmente, a utilização de diferentes sistemas adesivos. As avaliações acerca da influência na adesão do material que compõe os *brackets* ou o tratamento das superfícies dentárias são escassas.<sup>(123,124)</sup>

A tabela 1 apresenta os valores das forças de adesão em MPa e em N com os estudos ordenados cronologicamente, do mais antigo para o mais recente.

**Tabela 1** - Médias de força de adesão entre *brackets* ortodônticos, resultantes de testes de cisalhamento / tração expressas em MPa ou Newtons.

Autores (ano)	Descrição do grupo	Tratamento da superfície	Bracket	Método de fotopolimerização	Protocolo de aplicação de ácido	F de adesão(DP) em MPa
Cheng HY e col. (2011) <sup>(107)</sup>	G1 - AF+FujiOrtho LC	—	Metal	Halogénio	AF a 15%, 15seg	17,3(2,73)
	G2 - AF+H2O+FujiOrtho LC					13,2(5,95)
	G3 - FujiOrtho					14,4(5,93)
	G4 - H2O+FujiOrtho					11,3(4,35)
	G5 - AF+Transbond XT					11,6(1,74)
Chu CH e col. (2011) <sup>(106)</sup>	G1 - AF+Primer+Transbond XT	Escova	Metal mesh	Halogénio	AF a 15%, 15seg / SEP transbond plus	6,03(0,46)
	G2 - Sistema self-etching primer					3,83(1,36)
	G3 - Sistema self-adhesive					1,66(1,32)
Li J (2011) <sup>(125)</sup>	G1 - Resina experimental fotopolimerizável	—	Metal	—	AF a 31%, 30seg	4,2(0,8)
	G2 - Beauty Ortho Bond					10,8(1,5)
	G3 - Transbond XT					15,8(4,1)
	G4 - Light Cure Bond					19,8(4,8)
	G5 - Kurasper F					20,4(3,0)
	G6 - Resina experimental crua dual					17,9(3,6)
	G7 - Resina experimental cura química					12,9(2,6)
	G8 - Super Bond					16,9(2,3)
	G9 - Resina experimental fotopolimerizável					1,6(0,3)
	G10 - Beauty Ortho Bond					4,1(0,9)
	G11 - Transbond XT					4,2(0,9)
	G12 - Light Cure Bond					6,4(1,5)
	G13 - Kurasper F					6,3(2,0)
	G14 - Resina experimental crua dual					7,2(0,8)

	G15 - Resina experimental cura química						4,3(1,2)			
	G16 - Super Bond						5,9(2,0)			
Montasser MA (2011) <sup>(135)</sup>	G1 - Sem manutenção de força	Escova e pasta de polir sem Fl 5seg	Metal	—	AF a 37%, 30seg / SEP transbond plus		7,39(1,14)			
	G2 - Manutenção de força						8,15(0,89)			
Swetha M e col. (2011) <sup>(134)</sup>	G1 - Colagem direta	Escova 5seg	Metal	—	AF a 37%, 60seg		15,11(3,98)			
	G2 - Colagem indireta						15,65(4,18)			
Banerjee S e col. (2011) <sup>(117)</sup>	G1 - Enlight+Halogen						16,4			
	G2 - Fuji Ortho LC+Halogen						6,59			
	G3 - Orthobond LC+Halogen						10,63			
	G4 - Relybond+Halogen						11,31			
	G5 - Transbond XT+Halogen	Taça de borracha	Metal	Halogénio/LED	AF a 37%, 30seg		12,47			
	G6 - Enlight+LED						10,701			
	G7 - Fuji Ortho LC+LED						7,49			
	G8 - Orthobond LC+LED						6,27			
	G9 - Relybond+LED						14,12			
	G10 - Transbond XT+LED						14,62			
G1 - AF+Transbond XT+Halog 20seg										13,1(3,6)
G2 - AF+Transbond XT+Halog 40seg										15,9(3,8)
G3 - AF+Transbond XT+LED 10seg										14,8(4,3)
G4 - AF+Transbond XT+LED 20seg										14,1(4,5)
Lamper T e col. (2012) <sup>(129)</sup>	G5 - AF+TransbondPlus+Halog 20seg						9,6(4,4)			
	G6 - AF+TransbondPlus+Halog 40seg						14,8(4,2)			
	G7 - AF+TransbondPlus+LED 10seg						13,0(2,7)			
	G8 - AF+TransbondPlus+LED 20seg	Pedra-pomes	Metal	Halogénio/LED	AF a 37%, 30seg		15,5(4,7)			
	G9 - AF+ClearilSE+Halog 20seg						13,0(3,7)			
	G10 - AF+ClearilSE+Halog 40seg						16,9(2,9)			
	G11 - AF+ClearilSE+LED 10seg						14,9(4,6)			
	G12 - AF+ClearilSE+LED 20seg						15,5(3,4)			
	G13 - AF+Ideall+Halog 20seg						7,4(2,3)			
	G14 - AF+Ideall+Halog 40seg						6,8(1,6)			
	G15 - AF+Ideall+LED						6,3(1,0)			

	10seg						
	G16 - AF+Ideall+LED 20seg						6,5(1,9)
	G17 - AF+iBond+Halog 20seg						6,9(2,8)
	G18 - AF+iBond+Halog 40seg						7,8(4,2)
	G19 - AF+iBond+LED 10seg						8,7(3,3)
	G20 - AF+iBond+LED 20seg						10,9(3,1)
Fitzgerald I e col. (2012) <sup>(132)</sup>	G1 - Taça de borracha e pasta de polir + AF	Taça de borracha e pasta de polir sem Fl 10 seg	Metal	LED	AF a 37%, 5seg		22,9(6,6)
	G2 - Taça de borracha e pasta de polir +SEP						16,1(7,3)
	G3 - AF						36,2(8,2)
	G4 - Sem tratamento						13,1(10,0)
Thomas JT e col. (2012) <sup>(131)</sup>	G1 - Polimerização imediate	Escova e pasta de polir sem Fl 10seg	Metal	Halogénio	APA a 10%		14,3(2,3)
	G2 - Atraso de 2,5min na polimerização						14,8(3,2)
	G3 - Atraso de 5min na polimerização						12,8(3,1)
	G4 - Atraso de 10min na polimerização						14,5(2,7)
Durrani OK e col. (2012) <sup>(105)</sup>	G1 - AF+Primer+Transbond XT	Taça de borracha e pasta de polir sem Fl	Metal mesh	LED	AF a 37%, 15seg		26,1(1,56)
	G2 - AF+resina experimental com 80% de Si						25,5(1,69)
	G3 - AF+resina experimental com 40% de Si						24,6(2,58)
	G4 - AF+resina experimental com 20% de Si						10,54(1,87)
Lombardo L e col. (2013) <sup>(123)</sup>	G1 - compósito fluido+80mesh base	Taça de borracha e pasta de polir sem Fl 10 seg	Metal mesh	LED	AF a 37%		10,67(3,97)
	G2 - compósito fluido+100mesh base						6,32(4,09)
	G3 - compósito em pasta+80mesh base						12,50(4,35)
	G4 - compósito em pasta+100mesh base						16,16(3,56)
Carvalho PE e col. (2013) <sup>(118)</sup>	G1 - Halogen 40segundos	Taça de borracha e pasta de polir sem Fl 5 seg	Metal	Halogénio/LED	AF a 37%, 20seg		<b>6,21(1,74)</b>
	G2 - 3M LED 40segundos						<b>6,01(1,34)</b>
	G3 - 3M LED 10segundos						<b>4,99(1,00)</b>
	G4 - Gnatus LED 40segundos						<b>5,53(2,28)</b>
	G5 - Gnatus LED 10segundos						<b>3,85(1,05)</b>
Rao Ks e col. (2013) <sup>(111)</sup>	G1 - AF+Compósito autopolimerizável (1h)	Taça de borracha 20seg	Metal mesh	—	AF a 37%, 30seg / APA a 10%		6,324(0,795)
	G2 - AF+Compósito autopolimerizável (24h)						9,842(1,058)
	G3 - APA+IVRR autopolimerizável com APA (1h)						4,744(0,786)

	G4 - APA+IVRR autopolimerizável com APA (24h)					6,993(1,281)
	G5 - APA+IVRR autopolimerizável sem APA (1h)					3,092(0,572)
	G6 - APA+IVRR autopolimerizável sem APA (24h)					4,047(0,729)
	G7 - APA+IV autopolimerizável com APA (1h)					1,714(0,407)
	G8 - APA+IV autopolimerizável com APA (24h)					2,467(0,297)
	G9 - APA+IV autopolimerizável sem APA (1h)					1,529(0,477)
	G10 - APA+IV de cura química sem APA (24h)					2,214(0,454)
	G1 - Brackets de metal (cisalhamento lado curto)					15,12(2,34)
	G2 - Brackets de metal (cisalhamento lado longo)					12,15(2,03)
	G3 - Brackets de metal (tracção)					<b>8,05(1,24)</b>
	G4 - Brackets de cerâmica (cisalhamento lado curto)					21,76(3,43)
Elsaka SE e col. (2014) <sup>(15)</sup>	G5 - Brackets de cerâmica (cisalhamento lado longo)	Taça de borracha e pasta de polir sem FI 10 seg	Metalmesh/cerâmica/titânio	Halogen	AF a 37%, 30seg	15,25(2,88)
	G6 - Brackets de cerâmica (tracção)					<b>12,05(2,26)</b>
	G7 - Brackets de titânio (cisalhamento lado curto)					10,21(2,10)
	G8 - Brackets de titânio (cisalhamento lado longo)					7,69(1,17)
	G9 - Brackets de titânio (tracção)					<b>5,07(1,11)</b>
	G1 - MIP Transbond+substituto de saliva+ Transbond XT					11,14(2,56)
	G2 - Opal Primo+substituto de saliva+ Transbond XT					9,40(3,18)
Anand MK e col. (2014) <sup>(128)</sup>	G3 - MIP Transbond+saliva natural+ Transbond XT	Escova e pasta de polir sem FI 30seg	Metal	Halogénio	AF a 37%, 15seg	11,02(2,22)
	G4 - Opal Primo+saliva natural+ Transbond XT					9,79(1,53)
	G5 - Transbond XT primer+ Transbond XT					11,46(3,10)
	G1 - AF+ Transbond XT					13,61(4,18)
	G2 - AF+SureFil SDR Flow	Taça de borracha e pasta de polir sem FI 15 seg	Metal	LED	AF a 37%, 15seg	6,51(2,09)
Canteki K e col. (2014) <sup>(127)</sup>	G3 - AF+Filtek Flow					7,52(2,83)
	G4 - AF+Grandio Flow					11,93(1,15)
	G5 - AF+Tetric Flow					12,84(1,92)
Elnafar AA	G1 - AF	Taça de borracha e	Metal mesh	LED	AF a 37%, 30seg	9,63(2,39)

e col. (2014) <sup>(116)</sup>	G2 - Jacto de Al2O3 27µm	pasta de polir sem Fl				17(5,37)
	G3 - NaOCl 5,25% 1min+AF					9,08(3,02)
	G4 - NaOCl 5,25% 1min+Jacto de Al2O3 27µm					13,86(4,41)
Oz AA e col. (2016) <sup>(130)</sup>	G1 - LED 1600mW/cm2 G2 - LED 3200mW/cm2		—	Metal	LED	AF a 37%, 30seg
Autores (ano)	Descrição do grupo	Tratamento da superfície	Bracket	Método de fotopolimerização	Protocolo de aplicação de ácido	F de adesão(DP) em N
Ali H e col. (2012) <sup>(126)</sup>	G1 - AF+GCFujiOrtho	Taça de borracha e pasta de polir sem Fl 60 seg	Metal	—	AF a 37%, 60seg /Fuji <i>condicionator</i>	41,109(13,666)
	G2 - Contaminação com saliva+GCFujiOrtho					29,441(10,971)
	G3 - Fuji dentin condition+GCFujiOrtho					34,818(12,239)
	G4 - GCFujiOrtho					24,642(9,758)
	G5 - AF+Realy-a Bond					64,700(8,674)
Lombardo L e col. (2011) <sup>(133)</sup>	G1 - STB+jacto Al2O3 90µm+colagem direta	Taça de borracha e pasta de polir sem Fl 10 seg	Metal/Metal mesh	—	AF a 37%, 30seg	229.5(59.20)
	G2 - STB+jacto Al2O3 90µm+colagem indireta					208.1(38.72)
	G3 - STB+colagem direta					160.1(72.73)
	G4 - STB+colagem indireta					162.4(46.99)
	G5 - ORG+jacto Al2O3 90µm+colagem direta					182.8(53.29)
	G6 - ORG+jacto Al2O3 90µm+colagem indireta					168.4(55.16)
	G7 - ORG+colagem direta					113.0(31.51)
	G8 - ORG+colagem indireta					109.4(49.86)
	G9 - Stealth+jacto Al2O3 90µm+colagem direta					167.0(34.85)
	G10 - Stealth+jacto Al2O3 90µm+colagem indireta					172.7(72.15)
	G11 - Stealth+colagem direta					130.0(46.34)
	G12 - Stealth+colagem indireta					118.3(56.90)
	G13 - Magic(mesh)+jacto Al2O3 90µm+colagem direta					166.1(11.33)
	G14 - Magic(mesh)+jacto Al2O3 90µm+colagem indireta					181.0(56.78)
	G15 - Magic(mesh)+colagem direta					121.6(51.55)
	G16 - Magic(mesh)+colagem indireta					112.8(54.43)

Ácido fórfórico (AF); Ácido poliácrico (APA); Ionômero de vidro (IV); Ionômero de vidro reforçado por resina (IVRR); TransbondXT™ (XT); FujiOrtho™ (FO); Resilience™ (R); PadLock™ (PL); LightBond™ (LB); Realy-a Bond™ (RB)

## Sistemas adesivos:

Dos artigos selecionados, são sete<sup>(105,106,107,111,123,125,126)</sup> os que avaliaram a força de adesão utilizando compósitos fotopolimerizáveis, ionómeros de vidro, ionómeros de vidro modificado por resina e/ou resinas de polimerização dual ou autopolimerizáveis.

Dois dos estudos que compararam compósitos com consistências distintas. Lombardo e col. (2013)<sup>(123)</sup> analisaram as diferenças sobre a força de adesão de um compósito fluído com um compósito em pasta. Os valores obtidos para o compósito fluído ( $10,67 \pm 3,97\text{MPa}$  e  $6,32 \pm 4,09\text{MPa}$ ) foram significativamente inferiores aos obtidos para o compósito de maior consistência. Ainda que, os autores considerem outra variável (a malha da base dos *brackets*, será considerada posteriormente) concluíram que a consistência do compósito utilizado influencia os valores de adesão, com o compósito fluído a demonstrar pior comportamento neste aspeto.

Cantekin e col. (2014)<sup>(127)</sup>, avaliaram o comportamento de um compósito fluído, de baixa contração, comparando-o com um adesivo ortodôntico convencional e três outros compósitos fluídos. Os resultados demonstraram uma superioridade significativa do adesivo convencional, à base de bis-GMA e TEGDMA, relativamente a todos os compósitos fluídos, incluindo o que se encontrava em avaliação pelas suas características contrácteis. Não tanto pelas características na adesão, onde o compósito em estudo apresentava valores muito próximos dos mínimos clinicamente aceitáveis<sup>(5)</sup> ( $6,5 \pm 12,09\text{MPa}$ ) e ampla variabilidade, mas pelo comportamento mais protetor sobre o esmalte, os autores concluíram que este compósito fluído de baixa contração pode ser indicado para uso clínico em ortodontia, especialmente, em pacientes com higiene oral inadequada.

Um outro estudo<sup>(125)</sup> avaliou três tipos de cimentos experimentais - um de endurecimento dual, um fotopolimerizável e outro autopolimerizável - e comparou-os com cinco resinas ortodônticas, todas à base de bis-GMA e TEGDMA. A colagem de *brackets*, com as resinas comerciais, obedeceu às normas estipuladas por cada fabricante. Na colagem com as resinas experimentais o esmalte recebeu

condicionamento ácido prévio, no entanto, não foi aplicado qualquer *primer*. As resinas fotopolimerizável e dual receberam luz visível durante 10s. Os valores obtidos, presentes na tabela 1, são de testes de cisalhamento e de tração (significativamente inferiores). Das resinas experimentais, a que apresentou melhores resultados, semelhantes aos das resinas comerciais, foi a resina de polimerização dual, pelo que os autores afirmaram que resinas deste tipo são essenciais para a colagem de *brackets* de metal, uma vez que permitem o endurecimento continuado na zona central dos *brackets*, onde a luz não é capaz de polimerizar a resina.

Num outro trabalho, um grupo de investigadores<sup>(105)</sup> desenvolveu, também, uma resina experimental, que, de acordo com os mesmos, pretendia ser uma resina composta com um nível ótimo de bis-GMA e de TEGDMA para colagem de *brackets* ortodônticos, sem que tal significasse um comprometimento nos níveis de adesão. Neste sentido, os autores compararam a nova resina, com diferentes percentagens de partículas de sílica, com a resina composta à base de bis-GMA e de TEGDMA, mais utilizada por todos os estudos (Transbond XT™). A resina experimental, com 20% de carga de sílica, apresentou forças de adesão significativamente inferiores às obtidas com as restantes. As forças foram decrescendo em proporção direta com o decréscimo da percentagem de sílica, sendo, ainda assim, todas elas bastante superiores às forças definidas como clinicamente aceitáveis.<sup>(5)</sup> A resina com uma percentagem de 60% de sílica, parece ser uma boa solução para a adesão de *brackets* ortodônticos, por possuir uma viscosidade intermédia associada a um tempo de trabalho mais reduzido, o que pode ser vantajoso no que se refere à contaminação pelos fluídos orais. Simultaneamente, a sua fluidez torna-a, também, aceitável para técnicas de colagem indireta.

A força de adesão, medida através de testes de tração, foi determinada num trabalho<sup>(106)</sup> onde os autores compararam diferentes sistemas adesivos: convencional, *self-etching primer* e *self-adhesive*, com os dois últimos a demonstrarem valores de adesão inferiores aos clinicamente aceitáveis<sup>(5)</sup> ( $3,83 \pm 1,36$  MPa e  $1,66 \pm 1,32$ MPa, respetivamente). Assim, é possível afirmar que os sistemas adesivos simplificados

conduzem a um decréscimo indesejado da força de adesão nos movimentos de tração.

A comparação entre resinas compostas e cimentos de ionómero de vidro modificados<sup>(107,111)</sup> ou convencionais<sup>(111)</sup> foi considerada em dois estudos.

Cheng e col. (2011)<sup>(107)</sup>, compararam a força de adesão obtida, utilizando um cimento de ionómero de vidro reforçado com resina, com um compósito fotopolimerizável, à base de bis-GMA e TEGDMA, convencional. Adicionalmente, avaliaram o efeito da aplicação de ácido sobre o esmalte, antes da colagem de *brackets* ortodônticos e da contaminação, com água, das superfícies. Relativamente às diferenças entre adesivos ortodônticos, os valores de tração, nas mesmas circunstâncias (sem contaminação por água e com aplicação de ácido fosfórico a 15%, durante 15s), são superiores para o cimento de ionómero de vidro reforçado ( $17,3 \pm 2,73\text{MPa}$ ) relativamente à resina composta ( $11,6 \pm 1,74\text{MPa}$ ).

No sentido de comparar a eficácia adesiva de um ionómero de vidro reforçado por resina, como um método de colagem direta de *brackets* ortodônticos, com a eficácia de um cimento de ionómero de vidro convencional e com uma resina composta, Rao e col (2013)<sup>(111)</sup>, realizaram um estudo onde, à comparação entre os três materiais, acresce a aplicação ou não de ácido e o tempo passado desde a colagem até aos testes mecânicos de cisalhamento (fatores a abordar posteriormente). A comparação, considerando apenas as diferentes resinas, analisadas em condições semelhantes, revela superioridade da resina composta em relação aos ionómeros de vidro, e do ionómero de vidro reforçado em relação ao ionómero de vidro convencional, sendo que este apresenta sempre valores abaixo dos clinicamente aceitáveis.<sup>(5)</sup>

Apesar de apresentar as forças em N, também Ali e col. (2012)<sup>(126)</sup>, compararam a força de adesão obtida utilizando um cimento de ionómero de vidro reforçado com resina, com um compósito fotopolimerizável, convencional. Adicionalmente avaliaram, tal como Cheng e col. (2011)<sup>(107)</sup>, o efeito da aplicação de ácido fosfórico sobre o esmalte antes da colagem de *brackets*. Contudo, o teste utilizado foi de cisalhamento. Relativamente às diferenças entre adesivos

ortodônticos, para a mesma circunstância, e em oposição ao estudo anterior, os valores são superiores para a resina composta em comparação com o cimento de ionômero de vidro reforçado, com  $64,700 \pm 8,674\text{N}$  e  $41,109 \pm 13,666\text{N}$ , respetivamente.

Assim, é importante ter em consideração a globalidade das variáveis consideradas em cada estudo, o que, dada a grande variabilidade de protocolos, dificulta a comparação entre os trabalhos.

Também a eficácia dos *primers* tem sido alvo de investigação neste âmbito. Anand MK e col. (2014)<sup>(128)</sup>, investigaram a força de adesão, em descolagens por cisalhamento, da aplicação de dois *primers* hidrofílicos em relação a um *primer* convencional hidrofóbico (grupo controlo). E, neste contexto, a contaminação por saliva (natural ou artificial) foi um fator relevante e considerado pelos autores, sendo realizada apenas nos grupos de *primers* hidrofílicos. Os resultados demonstram uma superioridade do grupo controlo relativamente a um dos *primers* hidrofílicos, mas não um sobre o outro. Contudo, e porque todos os grupos, para todas as circunstâncias, apresentavam valores superiores aos clinicamente aceitáveis<sup>(5)</sup>, é possível concluir que qualquer um dos *primer* pode ser encarado como solução clínica adequada.

Cinco agentes adesivos foram considerados por Banerjee S et col. (2011)<sup>(117)</sup>, assim como o tipo de unidade de polimerização utilizada. Dentro do mesmo tipo de aparelho de fotopolimerização, comparando apenas a eficácia na adesão entre os cinco adesivos, verificou-se uma superioridade de uns sobre os outros, de forma significativa, com o Enlight™ e o Transbond XT™ a apresentar os melhores resultados (16,4MPa e 14,62MPa, respetivamente). Todos os adesivos utilizados apresentaram resultados clinicamente aceitáveis<sup>(5)</sup>, como registado na tabela 1. O mesmo tipo de abordagem foi seguido por Lamper T e col. (2012).<sup>(129)</sup> Estes investigadores avaliaram também cinco sistemas adesivos, embora alguns distintos dos avaliados no estudo anterior<sup>(117)</sup>, e dois tipos de fotopolimerizadores (Halogénio e LED). Acresce, neste estudo, a avaliação da influência do tempo de aplicação da luz de fotopolimerização. Também neste trabalho, os resultados demonstraram valores

de adesão acima dos clinicamente aceitáveis<sup>(5)</sup>, como aconteceu no estudo de Banerjee S et col. (2011).<sup>(117)</sup>

### Fotopolimerização:

Banerjee S e col. (2011)<sup>(117)</sup> e Lamper T e col. (2012)<sup>(129)</sup>, avaliaram cinco sistemas adesivos, assim como dois tipos de aparelhos de fotopolimerização. Este último inclui, também, a avaliação da influência do tempo de aplicação da luz de fotopolimerização, especificamente 20s e 40s, para o aparelho de halogéneo em estudo e 10s e 20s, para o aparelho LED. No primeiro trabalho, os autores referiram que tanto a luz de halogéneo como os aparelhos LED são adequados para a polimerização de qualquer um dos adesivos, sendo que os aparelhos de LED têm a vantagem de diminuir o tempo necessário de polimerização. O mesmo foi referido pelo segundo estudo, o qual ainda acrescenta, ao avaliar mais parâmetros, que os sistemas adesivos *self-etching* são tão adequados como os convencionais e que a utilização de aparelhos de LED, juntamente com um sistema adesivo simplificado, influencia positivamente o tempo de cadeira e pode, perante os resultados obtidos, visíveis na tabela 1, ser encarado como uma alternativa clinicamente aceitável.

Outros dois estudos compararam diferentes aparelhos e tempos de polimerização. A comparação entre três aparelhos de halogéneo e um de LED apresentou os seguintes valores de adesão, em teste de tração, entre superfícies de esmalte humano e *brackets* de metal:  $6,21 \pm 1,74\text{MPa}$ ,  $6,01 \pm 1,34\text{MPa}$ ,  $4,99 \pm 1,00\text{MPa}$ ,  $5,53 \pm 2,28\text{MPa}$  e  $3,85 \pm 1,05\text{MPa}$ . Estes valores encontravam-se muito próximo do limite inferior clinicamente aceitável ( $5,9\text{MPa}$ )<sup>(5)</sup> ou abaixo deste. Sendo que os valores clinicamente aceitáveis reportam aos tempos de polimerização mais elevados (40s) com lâmpadas de halogéneo e um LED, respetivamente, estes aparelhos podem ser usados na prática clínica, desde que a polimerização seja por tempo suficiente (40s).<sup>(118)</sup>

A avaliação de dois aparelhos LED com diferentes potências,  $1600\text{ mW/cm}^2$  e  $3200\text{ mW/cm}^2$ , através de testes de cisalhamento, aplicados durante 10 e 3s,

respetivamente, demonstrou resultados nas forças de adesão, em MPa, acima do clinicamente aceitável<sup>(5)</sup>, contrariamente ao verificado em alguns grupos, também fotopolimerizados com LED, do estudo anterior.<sup>(118)</sup> Assim, Oz e col. (2016)<sup>(130)</sup>, concluíram que a adesão de *brackets* de metal ao esmalte dentário pode ser conseguida, de forma segura, com recurso a aparelhos LED de menor potência, aplicado durante 10s. O tipo de aparelho e o tempo aplicado na polimerização parecem influenciar a adesão.

Outro aspeto que pode ter influência é o momento do início. Relativamente a este aspeto, Thomas e col. (2012)<sup>(131)</sup>, avaliaram a eficácia da polimerização e da adesão, através de testes de cisalhamento, de um ionómero de vidro modificado por resina, quando a polimerização era realizada logo após a aplicação do *bracket* sobre a superfície dentária, ou passados 2,5min, 5 min e 10min. Tal como se verifica na tabela 1, nenhum valor se encontra abaixo do clinicamente aceitável<sup>(5)</sup>, pelo que os autores concluem que o atraso no início da polimerização não afeta os valores de força da adesão.

### Preparação da superfície de esmalte:

Diferentes métodos de preparação do esmalte, antes da colagem dos *brackets*, foram avaliados em quatro publicações.<sup>(107,111,116,132)</sup> Duas delas já analisadas em parâmetros anteriores.<sup>(107,111)</sup>

A comparação entre resinas compostas e cimentos de ionómero de vidro modificados<sup>(107,111)</sup> ou convencionais<sup>(111)</sup> foi avaliada em dois estudos.

Cheng e col. (2011)<sup>(107)</sup>, compararam o efeito da aplicação de ácido sobre o esmalte, antes da colagem de *brackets*, aderidos através de cimento de ionómero de vidro modificado por resina ou de um compósito fotopolimerizável, à base de bis-GMA e TEGDMA. E, mediram os valores das forças de adesão em testes de tração.

Rao e col. (2013)<sup>(111)</sup>, compararam a aplicação, ou não, de ácido sobre o esmalte associada a três materiais de colagem distintos e, ainda, o tempo passado

desde o momento da colagem dos *brackets* de metal e a realização dos testes de cisalhamento.

A aplicação de ácido parece não ser um fator relevante no estudo de Cheng e col. (2011)<sup>(107)</sup>, em oposição ao mencionado no estudo de Rao e col.(2013)<sup>(111)</sup>, onde a aplicação de ácido poli-acrílico (APA) aumentava os valores de adesão do ionómero de vidro reforçado. E, ainda que a diferença de valores não seja significativa, também, no estudo de Cheng e col. (2011)<sup>(107)</sup>, os valores de adesão estavam melhorados no grupo do ionómero de vidro reforçado por resina, quando existiu tratamento prévio do esmalte com ácido, como podemos observar na tabela 1.

Elnafar e col. (2014)<sup>(116)</sup>, avaliaram o efeito de quatro técnicas de preparação do esmalte, antes da colagem de *brackets* com ionómero de vidro modificado. Os métodos considerados foram a aplicação de ácido fosfórico a 37%, durante 30 segundos, jato de óxido de alumínio com partículas de 27 $\mu$ m, aplicação de hipoclorito de sódio a 5,25% durante 1 minuto, seguida de ácido fosfórico a 37% durante 30s e aplicação de hipoclorito de sódio a 5,25%, durante 1min prévia a jateamento com óxido de alumínio com partículas de 27 $\mu$ m. Os valores apresentados pelos autores e registados na tabela 1, demonstraram-se superiores aos clinicamente aceitáveis<sup>(5)</sup>: 9,63  $\pm$  2,39MPa, 17  $\pm$  5,37MPa, 9,08  $\pm$  3,02MPa e 13,86  $\pm$  4,41MPa, respetivamente. Os autores referem que a preparação prévia da superfície dentária tem uma influência significativa na adesão de *brackets* e que os ionómeros de vidro apresentam adesão adequada ao uso clínico.

Com o objetivo de avaliar as forças necessárias à descolagem de *brackets* (colados com um sistema adesivo *self-etching primer*), por cisalhamento, após diferentes métodos de preparação do esmalte dentário, Fitzgerald I e col. (2012)<sup>(132)</sup>, criaram quatro grupos de estudo:

- Grupo1: polimento do esmalte com taça de borracha e pasta de polir sem flúor, durante 10s e aplicação de ácido fosfórico a 37%, durante 5s;
- Grupo 2: polimento do esmalte com taça de borracha e pasta de polir sem flúor, durante 10s e sistema *self-etching primer*;

- Grupo 3: aplicação de ácido fosfórico a 37%, durante 5s, apenas;
- Grupo 4: isento de tratamento.

Os autores encontraram diferenças significativas entre o grupo 3 e os restantes e, entre o grupo 1 e o grupo 4, com superioridade de adesão para o grupo 3, como comprovam os valores na tabela 1. Assim os autores mencionaram em conclusão, que o condicionamento ácido aumenta os valores de adesão em *brackets* pré-revestidos a compósito, associados a sistemas *self-etching primer*.

Lombardo L e col. 2011<sup>(133)</sup>, avaliaram dois métodos de preparação do esmalte: o jato de óxido de alumínio, com partículas de 90µm e a aplicação de ácido fosfórico a 37%, durante 30s. Analisando os resultados, sem considerar as restantes variáveis incluídas por estes autores, verifica-se que existe, independentemente do tipo de *bracket* e técnica de colagem, uma superioridade nas forças de adesão (apresentadas em N) quando o tratamento é realizado com jato de óxido de alumínio, com partículas de 90µm aplicado a 10mm da superfície de esmalte, durante 3s. Assim, este estudo comprova que o jateamento da superfície de esmalte com óxido de alumínio é um método eficaz para melhorar a adesão de *brackets* linguais em aço inoxidável.

Um outro trabalho, apresentando, também, os valores das forças em N, avaliou a ausência de tratamento por ácido ou a sua realização durante 60s, com ácido fosfórico a 37%, na colagem de *brackets* com ionómero de vidro reforçado ou com compósito. Os autores verificaram que a aplicação de ácido conferiu uma melhor eficácia de adesão a ambos os materiais. E, concluíram que as superfícies sem condicionamento ácido são inadequadas para a adesão de *brackets*.

Assim, apenas um autor<sup>(107)</sup> desvalorizou a aplicação de ácido como um método eficaz no aumento da força de adesão entre *brackets* de metal e esmalte dentário. Sendo que os restantes foram unânimes em apontar este método como vantajoso, ainda que o jateamento com óxido de alumínio permita atingir valores mais elevados de força de adesão.

## Técnica de colagem:

Abordaremos não só a influência da técnica, direta ou indireta de colagem, mas também outros aspetos associados à adesão de *brackets* ortodônticos.

Relativamente à técnica utilizada, parece não existir diferenças significativas entre técnica direta e técnica indireta, no que respeita à influência deste parâmetro sobre a eficácia de adesão. Os valores obtidos no trabalho de Swetha M e col. (2011)<sup>(134)</sup>, apresentaram-se semelhantes entre as técnicas. O estudo de Lombardo L e col. 2011<sup>(133)</sup>, apresentou as forças de adesão, obtidas por meio de teste de tração, em N. Neste estudo, os autores compararam quatro tipos de *brackets* linguais de metal, sendo um deles, com base *mesh* (na tabela 1 Metal *mesh*, que analisaremos em seguida) e a técnica de colagem – direta ou indireta. O tipo de preparação do esmalte, efetuada previamente à colagem dos *brackets*, foi, também, considerado pelos autores, e analisado anteriormente, nesta revisão. Analisando os resultados apenas no que se refere à técnica, também, neste estudo existiu uma ausência de diferenças significativas, pelo que, confirmaram o reportado pelo estudo anterior: a técnica de colagem parece não influenciar a eficácia da adesão.

A aplicação de força no centro dos *brackets*, no momento da colagem dos mesmos à superfície dentária, é prática clínica comum e referida na literatura por alguns autores<sup>(129,134,135)</sup> como forma de uniformizar a quantidade de adesivo entre o *bracket* e o esmalte. Contudo, regra geral, esta força é aplicada nesse momento, por alguns segundos, mas não mantida durante a polimerização. No estudo de Montasser (2011)<sup>(135)</sup>, o autor comparou a aplicação de força (300g) na colagem de *brackets*, durante 3s, com a aplicação da mesma força, mantida até ao final da polimerização do compósito. As forças de adesão obtidas foram significativamente superiores quando a força é mantida ao longo de todo o processo (aplicação e polimerização).

O tempo que decorre entre a colagem dos *brackets* e a sua descolagem é, de um modo geral, prolongado no tratamento ortodôntico. Contudo, em testes *in vitro*, esse tempo é, frequentemente, inferior a três dias<sup>(128,132,135,136)</sup>, sendo o mais usual

24h<sup>(106,107,116,117,118,125,130,131,134,135)</sup>. Neste contexto, Rao e col. 2013<sup>(111)</sup> avaliaram a influência do tempo decorrido desde a colagem dos *brackets* até à sua descolagem. Os autores encontram uma resistência adesiva superior quando os *brackets* se mantêm aderidos por 24h, em comparação com a descolagem após uma hora.

### **Base dos *brackets*:**

A utilização de *brackets* metálicos com bases modificadas, com o propósito de melhorar a adesão, recorrendo a tratamentos que aumentam a rugosidade das bases ou a incorporação de malhas que aumentam a retenção mecânica, verifica-se em alguns estudos<sup>(105,107,111,116,123,124)</sup>, na tabela 1 referidos como *brackets* metal *mesh*.

No entanto, a comparação entre *brackets* com diferentes malhas adesivas na sua base é feita unicamente num estudo que apresenta as forças em MPa. No estudo de Lombardo L e col. (2013)<sup>(123)</sup>, os autores encontraram resultados igualmente aceitáveis, e consideravelmente superiores aos clinicamente aceitáveis<sup>(5)</sup>, tanto com malhas de menor (80), como de maior calibre (100).

Lombardo L e col. (2011)<sup>(133)</sup>, compararam quatro tipos de *brackets* linguais de metal, um deles com base *mesh* quanto às forças de adesão após descolagem por tração (apresentadas em N), obtidas por dois métodos de preparação do esmalte e diferentes técnicas de colagem. Através da análise dos resultados é possível verificar a superioridade de um tipo de *brackets* linguais relativamente aos restantes, não sendo, contrariamente ao espectável, essa superioridade obtida com os *brackets* que apresentam uma malha (*mesh*) na sua base.

## **BRACKETS DE METAL EM AÇO INOXIDÁVEL VS BRACKETS CERÂMICOS VS BRACKETS DE TITÂNIO**

Elsaka SE e col. (2014)<sup>(15)</sup>, foram os únicos autores a utilizar *brackets* de outros materiais, para além dos de aço inoxidável, avaliando a influência do tipo de *brackets* sobre a adesão dos mesmos ao esmalte. Para tal, consideraram *brackets* de

metal, de cerâmica e de titânio nas mesmas condições de colagem, de acordo com o seguinte protocolo: aplicação de ácido fosfórico a 37%, durante 30s, seguindo-se a aplicação de *primer* e adesivo (à base de bis-GMA e TEGMA) e polimerização com lâmpada de halogéneo durante, 20s. Os autores avaliaram, então, as forças de adesão com o cisalhamento (tabela 1), aplicadas ao lado mais longo e ao mais curto dos *brackets*, e por tração.

Os resultados apresentaram diferenças significativas relativamente ao tipo de *brackets*, com superioridade dos *brackets* de cerâmica, seguindo-se os de aço inoxidável e, por último, os de titânio. Os autores concluíram que as forças de adesão foram influenciadas pelo tipo de *brackets* e pelo tipo de teste.

O decréscimo nos valores de força de adesão foi constante desde os testes de cisalhamento para os testes de tração, em todos os grupos de estudo. Tal ilação está de acordo com os resultados obtidos por Li J (2011)<sup>(125)</sup>, onde os valores de adesão em testes de cisalhamento e de tração foram significativamente diferentes, sendo estes mais baixos.

## FORÇA DE ADESÃO AO ACRÍLICO

### ADESÃO AO ACRÍLICO

Como mencionado anteriormente, os estudos que utilizam como substrato a resina acrílica são escassos.

Analisando os ensaios publicados nos últimos dez anos, escritos em Português, Inglês, Espanhol, Italiano ou Francês, obtidos utilizando o marcador booleano “AND” e os termos MeSH “Acrylic Resins”, “Orthodontic Brackets”, “Shear Strength” e “Tensile Strength” que consideram a força de adesão entre *brackets* e um material provisório de resina acrílica observou-se o seguinte:

- Relativamente ao tipo de *brackets* utilizado:
  - dos seis estudos que cumpriram com os critérios mencionados, todos avaliaram a força de adesão entre a resina acrílica e os

*brackets* de aço inoxidável<sup>(11,108,137,138,139,140)</sup> e, destes, um incluiu *brackets* pré-revestidos com adesivo à base de bis-GMA e sílica<sup>(140)</sup>; um estudo incluiu *brackets* de aço inoxidável e de cerâmica.<sup>(11)</sup>

- Relativamente ao tipo de teste mecânico aplicado:
  - os seis ensaios foram efetuados com recurso à descolagem dos *brackets* através de cisalhamento e as forças apresentadas em MPa.<sup>(11,108,137,138,139,140)</sup>

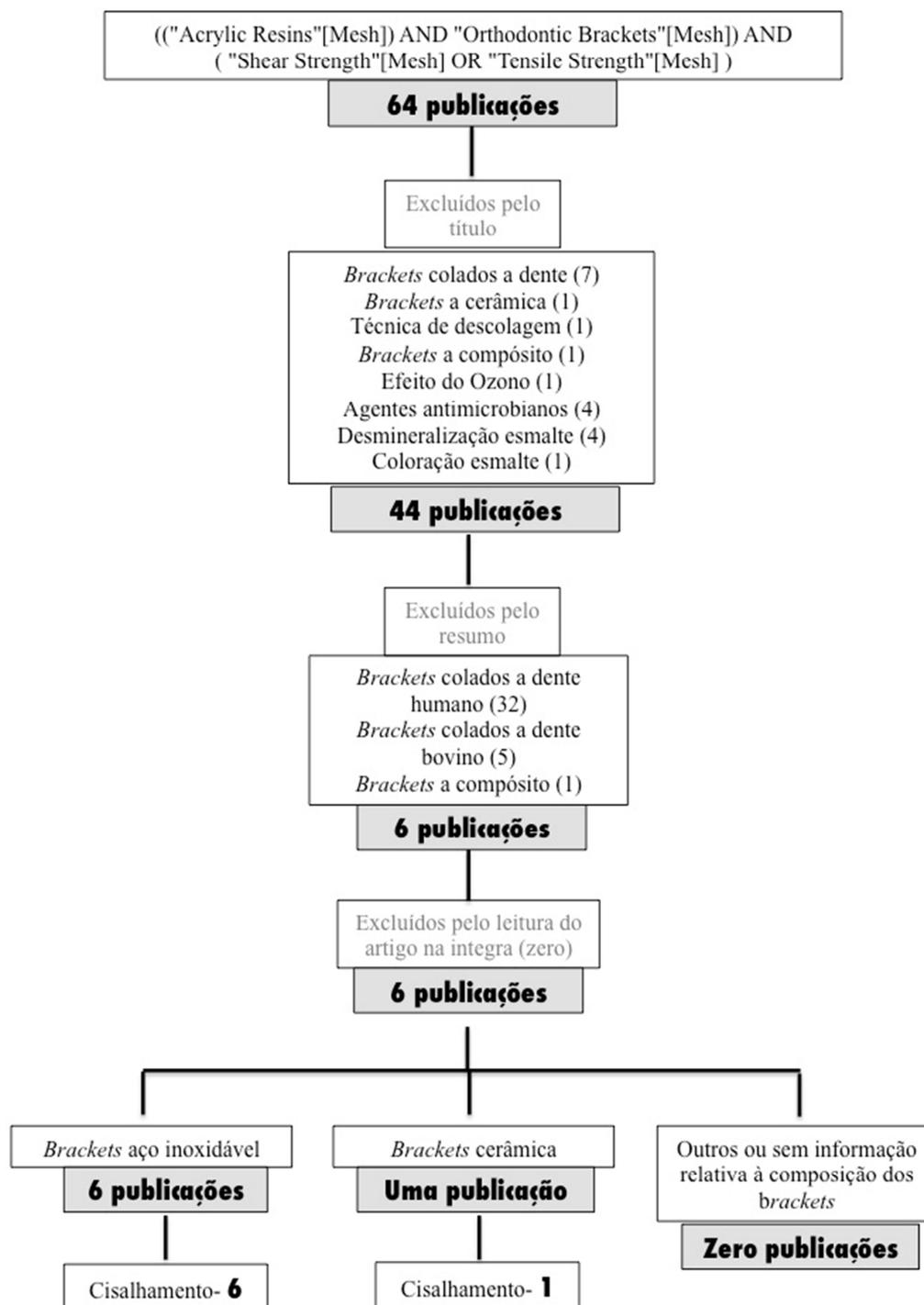


Figura 3 - Estratégia de pesquisa e método de seleção das publicações relativas à força de adesão entre *brackets* ortodônticos e superfícies acrílicas

## ADESÃO AO ACRÍLICO DE BRACKETS METÁLICOS

A tabela 2 apresenta os valores das forças de adesão em MPa com os estudos ordenados cronologicamente, do mais antigo para o mais recente, relativamente à adesão ao acrílico de *brackets* metálicos.

**Tabela 2** - Médias de força de adesão entre *brackets* de metal e superfícies acrílicas, resultantes de testes de cisalhamento, expressas em MPa.

Autores (ano)	Tratamento da superfície	Resina à base de (bis-GMA) / bis-Acrylic	Resina à base de (PMMA)	Resina à base de (PEMA)	Dentes préfabric.	Resina à base de (MMA)
Chay SH e col. (2007) <sup>(140)</sup>		3.76(0.76)1s	12.16(1.48)1s			
	Escova	3.70(1.57)1m	11.26(2.19)1m			
		3.87(0.88)1s	12.42(2.24)1s			
	Pedra-pomes	4.72(1.80)1m	9.52(2.11)1m			
	Abrasão com jacto de Al2O3	3.75(0.08)1s 5.53(1.44)1m	11.06(1.40)1s 10.04(0.85)1m			
Rambhia S e col. (2009) <sup>(11)</sup>		8.31(1.43)FO		2.81(1.33)FO		8.52(2.24)FO
		7.78 (4.44)OA		5.08(1.49)OA		6.62(2.81)OA
		9.33(2.02) FO				
		8.37(2.12)OA				
Maryanchik I e col. (2010) <sup>(139)</sup>	Disco de lixa + Abrasão com jacto de Al2O3	6.5(2.6)24h	9.5(2.6)24h		5.3(4.5)24h	
		11.3(4.7)7d	14.7(7.3)7d		5.5(2.1)7d	
de Almeida JX e col. (2013) <sup>(108)</sup>	Disco de lixa SiC					18.04(3.46)D
						9.71(2.11)XT
	Abrasão com jacto de Al2O3					22.64(4.04)D
	Monómero					11.23(2.75)XT
Al Jabbari YS e col. (2014) <sup>(138)</sup>		10.3XT	3.1XT / 1.7XT	1,3XT		
		9XTatc	OXT atc / OXT atc	0.8XTatc		
	Pedra-pomes e pasta de polir	6.4XT	0.6XT / 1.6XT	1.6XT		
		5.6XTatc	OXT atc / OXT atc	0.8XTatc		
	Abrasão com jacto de Al2O3	6.7XT	1.8XT / 9.7XT	6.8XT		
	13.1XTatc	7.9XT atc / 7.5XT atc	5.3XTatc			
Dias FM e col.	Pedra-pomes e		12.19(1.58)D			

(2015) <sup>(137)</sup>	taça de borracha	1.38(0.40)XT
	Broca diamantada	12.41(1.96)D
		4.37(1.14)XT

Valores da F de adesão em testes de cisalhamento (MPa); após termociclagem (atc); 1semana (1s), 1mês (1m); 7 dias (7d), Resina acrílica autopolimerizável MMA (D); TransbondXT (XT); FujiOrtho LC (FO); Ortho Adhesive (AO)

Dos estudos que compararam a adesão de *brackets* de aço inoxidável a materiais dentários provisórios, confeccionados em resina acrílica, quatro compararam o efeito de diferentes tipos de tratamento do substrato acrílico, previamente à colagem dos *brackets*.<sup>(108,137,138,140)</sup> Quatro avaliaram diferentes tipos de resinas acrílicas.<sup>(11,138,139,140)</sup> Três consideraram o efeito do envelhecimento das amostras, ainda que de forma distinta<sup>(138,139,140)</sup> e três analisaram a força de adesão obtida por diferentes sistemas adesivos.<sup>(11,108,137)</sup>

No que se refere aos diferentes tratamentos das superfícies os valores em MPa encontram-se compilados na tabela 2 e variam entre 0MPa e 22,64 ± 4,04MPa, nos estudos de Al Jabbari YS e col. (2014)<sup>(138)</sup> e de Almeida JX e col. (2013)<sup>(108)</sup>, respectivamente.<sup>(108,138)</sup> Relativamente a estes aspetos os autores referiram que o tipo de tratamento influencia a força de adesão *bracket*/superfície acrílica.<sup>(108,138,140)</sup>

Al Jabbari YS e col. (2014)<sup>(138)</sup> e de Almeida JX e col. (2013)<sup>(108)</sup>, concluíram ainda que a utilização do jato de óxido de alumínio é a melhor solução para aumentar a adesão, deficitária, entre *brackets* e resinas acrílicas, uma vez que a maioria dos valores de adesão se encontram a baixo do descrito como clinicamente aceitável.<sup>(5,100,131)</sup>

Os materiais utilizados como substrato, variam entre estudos com as resinas a apresentarem diferentes composições. Esta variabilidade parece influenciar os resultados no que respeita à força de adesão.<sup>(11,136,137,138)</sup> Rambhia S e col. (2009)<sup>(11)</sup> referem, ainda que, a resina acrílica à base de poli-etilmetacrilato foi a que apresentou pior desempenho, relativamente às resinas à base de bis-GMA e metametilacrilato. Tal fato, foi corroborado por Maryanchik I e col. (2010)<sup>(139)</sup>, que

concluíram, do seu trabalho, que as resinas à base de bis-GMA e polimetametilacrilato eram as que apresentam maior resistência ao cisalhamento.

Relativamente aos sistemas adesivos utilizados, Rambhia S e col. (2009)<sup>(11)</sup>, referem não existir diferenças, estatisticamente significativas, entre os adesivos. Contudo, de Almeida JX e col. (2013)<sup>(108)</sup> e Dias F e col. (2015)<sup>(137)</sup>, na comparação entre a resistência adesiva, em testes de cisalhamento, da união de *brackets* metálicos colados com um sistema adesivo fotopolimerizável, (resina composta à base de bis-GMA, sílica, SiH<sub>4</sub>, n-dimetil-benzocaína e hexa-fluorofosfato), ou com resina acrílica quimicamente ativada à base de PMMA, afirmaram que esta apresenta melhores resultados, de forma significativa, relativamente à resina composta fotopolimerizável.

O único trabalho que preconizou o envelhecimento das amostras, através de termociclagem, foi o de Al Jabbari YS e col. (2014).<sup>(138)</sup> Neste estudo, os autores concluíram que a ciclagem térmica influencia, negativamente, a força de adesão entre *brackets* e superfícies acrílicas.

Maryanchik I e col. (2010)<sup>(139)</sup> e Chay SH e col. (2007)<sup>(140)</sup>, avaliaram apenas as diferenças na adesão em *brackets* colados um dia após a confeção das amostras ou mais tarde (uma semana ou um mês), sendo estas mantidas em água destilada a 37° C e 35° C, respetivamente. Apesar de Maryanchik I e col. (2010)<sup>(139)</sup>, não terem encontrado diferenças significativas na adesão, quando a colagem foi efetuada no dia da confeção das amostras ou uma semana após a mesma. Chay SH e col. (2007)<sup>(140)</sup>, referiram diferenças entre a colagem uma semana ou um mês após a confeção das amostras acrílicas, tendo concluído que a colagem de *brackets* deve ser realizada durante a primeira semana em que os dentes acrílicos provisórios são confeccionados.

## ADESÃO AO ACRÍLICO DE BRACKETS CERÂMICOS

A tabela 3 apresenta os valores das forças de adesão em MPa relativamente à adesão ao acrílico de *brackets* em cerâmica.

**Tabela 3** – Médias de força de adesão entre *brackets* de cerâmica e superfícies acrílicas, resultantes de testes de cisalhamento, expressas em MPa.

Autores (ano)	Tratamento da superfície	Resina à base de (bis-GMA)	Resina à base de (PEMA)	Resina à base de (MMA)
Rambhia S e col. (2009) <sup>(11)</sup>	—	8.25 (2.45)FO	9.32(2.53)	5.40(2.18)
		7.10 (1.50)OA	8.27(2.08)	7.83(1.80)
		7.42 (1.73) FO	—	—
		9.65 (2.35) OA	—	—

Valores da F de adesão em testes de cisalhamento (MPa); FujiOrtho LC (FO); Ortho Adhesive (OA)

Um único estudo considerou os *brackets* estéticos, em cerâmica aderidos a materiais provisórios, nomeadamente, resina acrílica à base de bis-GMA, PEMA (poli-etilmetacrilato), metilmetacrilato (MMA).

Rambhia S e col. (2009)<sup>(11)</sup>, definiram como hipótese nula do seu trabalho o seguinte: não existiu diferença na resistência adesiva ao cisalhamento de *brackets* colados a coroas provisórias, utilizando diferentes agentes adesivos. No que ao substrato diz respeito, os autores rejeitaram a hipótese nula. Contudo, concluíram que o tipo de *bracket* ou de adesivo não influenciava a adesão. Assim, parece ser possível afirmar que a utilização de *brackets* cerâmicos não influencia a adesão a substratos acrílicos.

## ADESÃO AO ACRÍLICO DE BRACKETS DE OUTROS TIPOS OU SEM ESPECIFICAÇÃO

Não encontramos na literatura qualquer estudo referindo resultados relativos a este parâmetro.

## FORÇA DE ADESÃO À CERÂMICA

### ADESÃO À CERÂMICA

Analisando os ensaios publicados nos últimos sete anos, escritos em Português, Inglês, Espanhol, Italiano ou Francês, obtidos utilizando o marcador booleano “AND” e os termos MeSH "Acrylic Resins", "Orthodontic Brackets", "Shear

Strength" e "Tensile Strength" que consideram a força de adesão entre *brackets* e cerâmica, observou-se o seguinte:

- Relativamente ao tipo de *brackets* utilizados:
  - dos 16 estudos que cumpriram com os critérios mencionados, 12 avaliaram a força de adesão entre cerâmica e *brackets* de aço inoxidável;<sup>(16,17,110, 115,124,141,142,143,144,145,146,147,148)</sup>
  - quatro avaliaram a força de adesão entre cerâmica e *brackets* de cerâmica;<sup>(16,17,124,149)</sup>
  - um não faz referência ao tipo de *brackets* utilizados.<sup>(7)</sup>
  
- Relativamente ao tipo de teste mecânico aplicado:
  - catorze ensaios apresentaram os valores de adesão obtidos em teste de cisalhamento;<sup>(7,15,17,110,114,115,141,142,143,144,145,146,147,149)</sup>
  - dois estudos apresentaram os valores de adesão obtidos em teste de tração.<sup>(16,148)</sup>
  
- Relativamente ao tipo de cerâmica do substrato:
  - treze publicações têm como substrato a cerâmica feldspática;<sup>(7,17,110,114,115,141,142,143,144,145,146,147,148)</sup>
  - quatro trabalhos utilizam como substrato a cerâmica com fluorapatite;<sup>(16,17,142,149)</sup>
  - três avaliam a adesão a cerâmica à base de leucite;<sup>(7,17,142)</sup>
  - dois consideram como substrato a zircônia;<sup>(17,148)</sup>
  - um estudo avalia uma cerâmica híbrida.<sup>(124)</sup>

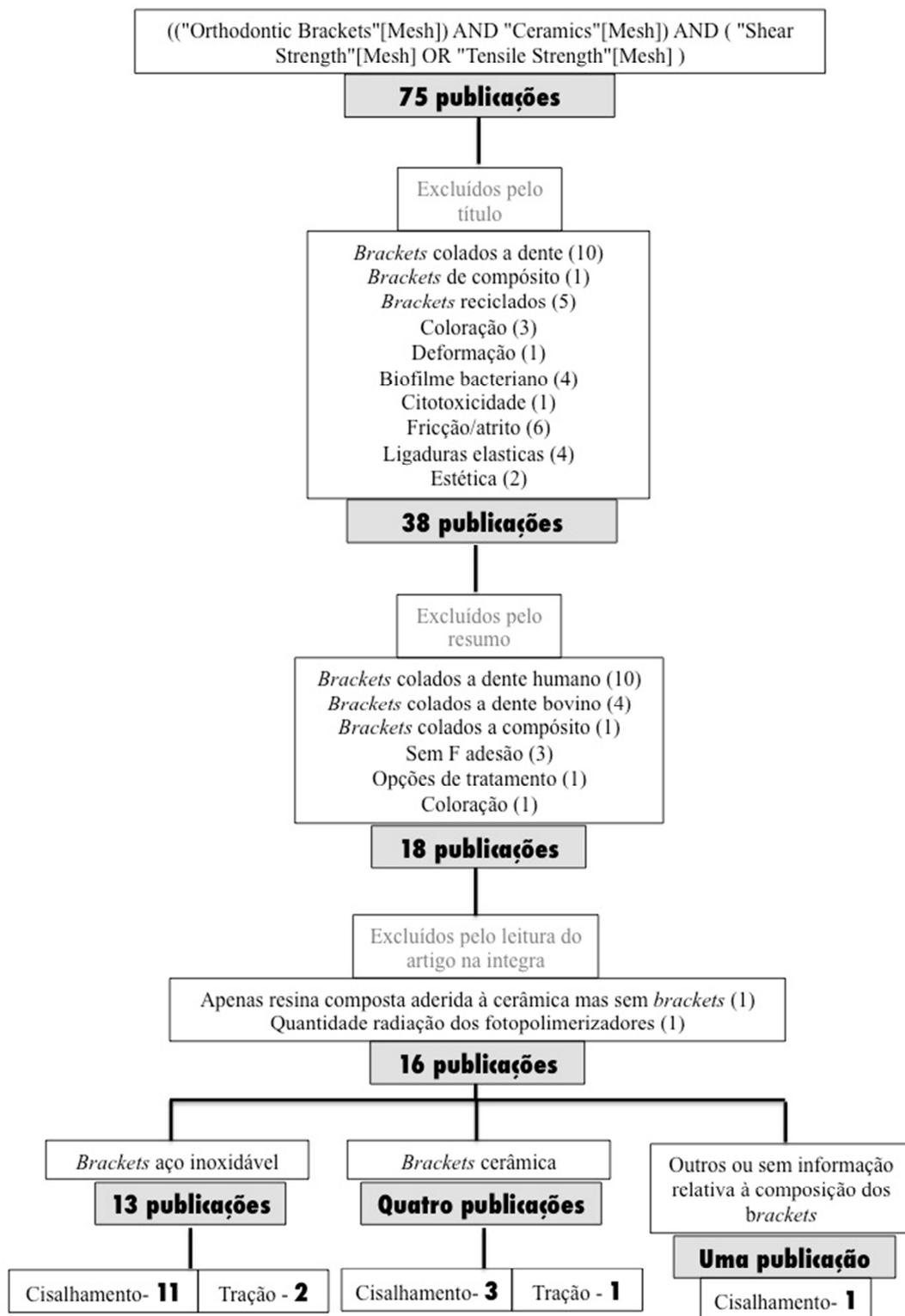


Figura 4 - Estratégia de pesquisa e método de seleção das publicações relativas à força de adesão entre *brackets* ortodônticos e superfícies cerâmicas

## ADESÃO À CERÂMICA DE BRACKETS DE METAL

A tabela 4 apresenta os valores das forças de adesão em MPa com os estudos ordenados cronologicamente, do mais antigo para o mais recente, relativamente à adesão à cerâmica de *brackets* em aço inoxidável.

**Tabela 4** - Médias de força de adesão entre brackets ortodônticos e superfícies cerâmicas, resultantes de testes de cisalhamento / tração, expressas em MPa.

Autores (ano)	Tratamento da superfície	Silano	Feldspática	Flourapatite	Leucite	Zircónia	Híbrida
Abdelnaby YL (2011) <sup>(140)</sup>	HF 9,6% 2min	não	5,48(1,03)XT	—	—	—	—
	Jacto 50 $\mu$ m Al2O3	não	6,95(1,211)XT	—	—	—	—
	HF 9,6% 2min	sim	4,50(1,10)XT	—	—	—	—
	Jacto 50 $\mu$ m Al2O3	sim	6,35(1,30)XT	—	—	—	—
Gonçalves PR e col. (2011) <sup>(141)</sup>	HF 10% 20seg	sim	6,26(1,2)XT	—	—	—	—
	HF 10% 60seg		8,63(2,0)XT	—	—	—	
	HF 10% 20seg		6,45(1,0)XT	—	—	—	
	HF 10% 60seg		8,38(1,3)XT	—	—	—	
	HF 10% 20seg		6,44(1,0)XT	—	—	—	
	HF 10% 60seg		8,21(1,1)XT	—	—	—	
	HF 10% 20seg		5,95(1,4)XT	—	—	—	
	HF 10% 60seg		8,0(1,1)XT	—	—	—	
Saraç YS, e col. (2011) <sup>(142)</sup>	Jacto 25 $\mu$ m Al2O3	sim	13,58(2,56)XT	11,82(2,06)XT	14,82(1,99)XT	—	—
	Jacto 30 $\mu$ m Al2O3	sim	23,51(3,11)XT	22,18(2,71)XT	24,17(3,08)XT	—	—
Costa AR e col. (2012) <sup>(143)</sup>	HF 10% 20seg	sim	11,61(1,3)XT	7,62(1,2)FO	—	—	—
	HF 10% 60seg	sim	13,81(1,4)XT	9,63(1,3)FO	—	—	—
	HF 10% 20seg	não	9,81(1,1)XT	5,75(0,9)FO	—	—	—
	HF 10% 60seg	não	11,60(1,1)XT	7,70(1,7)FO	—	—	—
Falkensammer F e col. (2012) <sup>(147)</sup>	HF 5% 60seg	sim	33,08(9,57)XT	31,36(9,94)XT	35,13(5,86)XT	34,07(8,68)XT	—
	HF 5% 30seg	sim	36,80(7,48)XT	33,97(7,58)XT	33,36(6,59)XT	33,19(7,87)XT	—
	HF 9,6% 60seg	sim	12,31(3,88)XT	9,34(2,35)XT	15,92(9,84)XT	10,57(3,67)XT	—
	HF 9,6% 30seg	sim	11,51(5,73)XT	10,63(4,02)XT	15,19(9,37)XT	9,53(3,10)XT	—
	Jacto 50 $\mu$ m Al2O3	sim	33,16(7,37)XT	29,74(7,70)XT	35,80(6,52)XT	33,88(8,12)XT	—
	Jacto 30 $\mu$ m SiO2	sim	32,57(8,35)XT	31,19(7,49)XT	34,72(7,15)XT	33,81(6,34)XT	—
Ramos TF e col. (2012) <sup>(144)</sup>	Sem tratamento	não	1,8(0,58)XT	—	—	—	—
	Broca diamantada + AF37%	não	4,8(0,68)XT	—	—	—	—

	HF 10% 60seg	não	6,1(1,66)XT							
	HF 10% 60seg	sim	17,5(1,56)XT							
Erdur EA e col. (2015) <sup>(7)</sup>	Jacto 50µm Al2O3	sim	12,97(1,26)XT					12,62(1,58)XT		
	HF 5% 20seg	sim	11,03(1,19)XT					11,54(1,32)XT		
	TiLaser 2w 20seg	sim	16,59(1,4)XT	—	—	—		16,92(1,31)XT	—	—
	ErLaser 1,6w 20seg	sim	5,12(1,27)XT					5,74(1,1)XT		
	NdLaser 0,45w 20seg	sim	5,67(1,03)XT					5,05(0,98)XT		
Hosseini MH e col. (2015) <sup>(15)</sup>	HF 9,6% 4min	sim	2,2(0,9)XT							
	0,75w NdYAG Laser	sim	4,2(1,1)XT							
	1w NdYAG Laser	sim	4,9(2,49)XT	—	—	—	—	—	—	—
	1,25w NdYAG Laser	sim	7(1,7)XT							
	1,5w NdYAG Laser	sim	9,6(2,7)XT							
2w NdYAG Laser	sim	9,4(2,5)XT								
Yassaei S e col. (2013) <sup>(45)</sup>	HF 9,6% 2min	sim		7,4(1,27)R						
	1,6w ErYAG Laser	sim		7,88(1,18)R						
	2w ErYAG Laser	sim	—	7,52(1,09)R	—	—	—	—	—	—
	3,2w ErYAG Laser	sim		7,45(1,53)R						
Hammad SM e col. (2011) <sup>(49)</sup>	Jacto 50µm Al2O3	sim					11,05(2,03)RB#			
	HF 9,6% 2min	sim					13,67(2,20)RB#			
	Cojet system	sim					15,09(2,67)RB#			
	Sem tratamento	sim					1,321(0,19)RB#			
Al-Hity R e col. (2012) <sup>(6)</sup>								<b>7,10(1,51)XT</b>	<b>6,71(1,39)LB</b>	
								<b>6,41(0,99)XT</b>	<b>7,30(1,07)LB</b>	
								<b>6,46(0,94)XT</b>	<b>6,45(1,08)LB</b>	
								<b>6,40(0,94)XT</b>	<b>6,76(1,25)LB</b>	
	HF 9% 30seg	sim	—	—				<b>10,99(1,34)XT#</b>	<b>11,71(1,72)LB#</b>	—
								<b>11,12(1,63)XT#</b>	<b>10,62(1,79)LB#</b>	—
								<b>9,32(1,89)XT#</b>	<b>8,87(1,59)LB#</b>	—
								<b>8,65(1,53)XT#</b>	<b>9,11(1,39)LB#</b>	—
Ahrari F e col. (2013) <sup>(44)</sup>	HF 9,6% 2min		7,31(3,81)TXg	6,25(2,68)TXng						
	CO2laser 10w	sim	5,7(1,81)TXg	11,47(3,3)TXng						
	CO2laser 15w		5,2(2,8)TXg	11,28(3,58)TXng						
	CO2laser 20w		4,4(2,11)TXg	9,01(3,09)TXng						
	Gel AF 37% 60 seg	sim	16,42(3,61)XT							
Stella JPF e col. (2015) <sup>(46)</sup>	Liq. AF 37% 60 seg	sim	9,29(1,95)XT							
	HF 10% 60 seg	não	22,01(2,15)XT							

	HF 10% 60 seg	sim	22,83(3,32)XT							
			<u>13,70(1,97)XT</u>							
Costa AR e col. (2015) <sup>(147)</sup>	HF 10% 60 seg	sim	<u>10,10(1,3)XT</u>	—	—	—	—	—	—	—
			<u>9,12(0,70)FO</u>							
			<u>5,38(0,81)FO</u>							
	4% HF + jacto 50µm Al2O3	sim	<u>4,339(0,749)PL</u>							
Mehta AS e col. (2015) <sup>(148)</sup>	Jacto 50µm Al2O3	sim	<u>4,724(0,747)PL</u>	—	—	—	—	—	—	—
			<u>4,657(0,602)PL</u>						<u>5,290(0,729)PL</u>	
	Jacto 50µm Al2O3	não	—						<u>5,323(0,525)PL</u>	
									<u>5,245(0,390)PL</u>	
	HF 9,6% 60 seg								<u>11,87(2,13)XT#</u>	<u>8,93(1,87)XT</u>
Elsaka SE e col. (2016) <sup>(124)</sup>	AF 37% 60 seg	sim							<u>8,98(1,52)XT#</u>	<u>5,63(0,79)XT</u>
	Broca diamantada								<u>10,12(1,94)XT#</u>	<u>7,7(1,71)XT</u>
	Sílica								<u>15,25(3,31)XT#</u>	<u>11,16(2,19)XT</u>

Ácido hidrofluorídrico (HF); Ácido fosfórico (AF); TransbondXT™ (XT); FujiOrtho™ (FO); Resilience™ (R); Realy-a Bond™ (RB); PadLock™ (PL) brackets cerâmica (#); Glaze (g); Sem glaze (ng) Cisalhamento (MPa); **Tracção (MPa)**

### Substrato de cerâmica feldspática:

Dos estudos que compararam a adesão de *brackets* de aço inoxidável a superfícies cerâmicas, onze consideraram como substrato a cerâmica feldespática<sup>(17,110,115,141,142,143,144,145,146,147,148)</sup>, sendo que destes, oito consideraram unicamente este tipo de substrato. Dos restantes três, um considerou no mesmo estudo, além da cerâmica feldspática um substrato em zircónia<sup>(148)</sup>, outro além da cerâmica feldspática incluiu ainda dois outros tipos de cerâmica: fluorapatite e leucite<sup>(142)</sup> e, um outro, incluiu quatro tipos de cerâmica: feldspática, fluorapatite, leucite e zircónia.<sup>(17)</sup>

Destes estudos, a maioria avaliou o efeito do tratamento prévio das superfícies da cerâmica feldspática na adesão de *brackets* ortodônticos de metal. Dois compararam ainda o efeito de diferentes aparelhos de fotopolimerização<sup>(141)</sup> e de diferentes sistemas adesivos.<sup>(143)</sup> A aplicação ou não de silano é considerada em dois estudos<sup>(110,143)</sup> e, um estudo, não considera o tratamento prévio das superfícies, analisando, apenas, o efeito na adesão de dois adesivos distintos e do tempo de armazenamento das amostras em água.<sup>(147)</sup>

### *Tratamento da cerâmica feldspática previamente à colagem dos brackets:*

O tratamento com ácido das superfícies foi considerado em todos os estudos, sendo como grupo teste ou como grupo controle.<sup>(110)</sup> O jateamento com óxido de alumínio<sup>(110)</sup> e o tratamento das superfícies com diferentes tipos de *laser*<sup>(115,144,145)</sup> são, também, métodos frequentemente utilizados.

Abdelnaby YL (2011)<sup>(110)</sup> avaliou a aplicação de ácido hidrófluorídrico a 9,6%, durante 2 min, seguida da aplicação, ou não, de silano. Os valores obtidos nos testes de cisalhamento variaram entre  $4,50 \pm 1,10$ MPa e  $5,48 \pm 1,03$ MPa, para os grupos com aplicação e sem aplicação de silano, respectivamente. Contudo, estas diferenças não foram significativas. Este autor, considerou ainda, o jato de óxido de alumínio com partículas de  $50\mu\text{m}$ , como método de tratamento da superfície cerâmica, para as mesmas condições anteriormente expostas, ou seja, com e sem a aplicação de silano. Os valores de força de adesão, obtidos nos testes de cisalhamento, foram de  $6,95 \pm 1,21$ MPa nos casos onde foi aplicado silano e,  $6,35 \pm 1,30$ MPa no grupo que não recebeu aplicação do mesmo. Também aqui as diferenças não foram significativas. No entanto, o autor encontrou diferenças significativas entre os diferentes tipos de tratamento das superfícies cerâmicas. Assim, concluiu que existe uma adesão melhorada de *brackets* de metal, com resina composta fotopolimerizável à base de bis-GMA e TEGDMA, se a superfície cerâmica fosse preparada com jato com óxido de alumínio, relativamente à preparação das mesmas com ácido hidrófluorídrico a 9,6%.

Costa AR e col. (2012)<sup>(143)</sup>, estudaram também a influência da aplicação de silano após a preparação da superfície com ácido hidrófluorídrico, mas numa concentração superior ao estudo anterior (10%) e com tempos de aplicação inferiores (20s e 60s). Além destas variáveis, foram considerados diferentes materiais de adesão: uma resina composta à base de bis-GMA e TEGDMA (a mesma que foi utilizada no estudo de Abdelnaby YL (2011)<sup>(110)</sup>) e um ionómero de vidro modificado por resina. Os valores obtidos para a resina composta variaram entre  $9,81 \pm 1,1$ MPa

e  $13,81 \pm 1,4$ MPa, sendo que o menor valor correspondeu ao tratamento com ácido, durante 20s sem a aplicação de silano, e o maior referiu-se ao tratamento ácido ao longo de 60s com aplicação de silano, sendo estas diferenças significativas. Os autores verificaram ainda diferenças significativas entre a aplicação ou não de silano, para o mesmo tempo de aplicação de ácido hidrofúorídrico, tanto com 20s como com 60s não tendo existido, no entanto, diferenças significativas entre os tempos de aplicação do ácido, entre grupos com e sem a aplicação de silano.

A adesão com cimento de ionómero de vidro modificado por resina, apresentou como valor mais baixo de adesão  $5,75 \pm 0,9$ MPa e como valor mais alto  $9,63 \pm 1,3$ MPa, o comportamento demonstrou-se semelhante ao descrito para a resina composta, para as variáveis: tempo de atuação do ácido e aplicação ou não de silano. Os autores não encontraram diferenças significativas entre os dois tipos de adesivos ortodônticos. Apesar dos resultados os autores afirmaram que a duração de 60s, para o ataque ácido, seguida da aplicação de um silano e colagem dos *brackets* com resina composta fotopolimerizável, especificamente Transbond XT™, é a solução que apresentou melhores resultados, no que se refere à força adesão.

Um outro estudo<sup>(141)</sup>, avaliou o mesmo tipo de tratamento das superfícies de cerâmica feldspática: ácido hidrofúorídrico a 10%, aplicado durante 20s ou 60s. Contudo, este estudo teve como objetivo, não só avaliar o efeito sobre a força de adesão, de *brackets* de metal à cerâmica sujeita aos referidos tratamentos, mas, também, a influência dos diferentes aparelhos de fotopolimerização. Mediante a ausência de diferenças significativas, no que se refere aos aparelhos de fotopolimerização, os autores concluíram que apenas o tempo de aplicação do ácido influencia os valores de adesão<sup>(141)</sup>, contrariamente aos resultados obtidos por Costa AR e col.<sup>(143)</sup>

A aplicação de ácido hidrofúorídrico a 10% durante 60s foi também estudada numa outra pesquisa<sup>(146)</sup>, que apresentava quatro grupos, avaliando três métodos químicos de tratamento destas superfícies antes da colagem de *brackets*: ácido fosfórico a 37% em gel, ácido fosfórico líquido a 37% sem lavagem do mesmo; ácido

hidrofluorídrico a 10%. Neste trabalho, a aplicação ou não de silano foi também uma variável considerada. O sistema adesivo utilizado foi, tal como nos anteriores estudos mencionados, uma resina composta fotopolimerizável à base de Bis-GMAe TEGDMA (TransbondXT™). Os autores<sup>(146)</sup> encontraram diferenças significativas entre ácido fosfórico a 37% em gel e ácido fosfórico a 37% líquido, sem lavagem, ambos seguidos da aplicação de silano. Nos grupos tratados com ácido hidrofluorídrico a 10% não existiram diferenças significativas, independentemente da aplicação ou não de silano. Contudo, os resultados demonstraram forças de adesão significativamente superiores, se a superfície cerâmica fosse tratada com ácido hidrofluorídrico a 10%. Todavia, e porque todos os métodos testados apresentaram uma resistência aceitável à descolagem, os autores referiram, em conclusão, que o condicionamento com ácido fosfórico a 37% líquido, seguido da aplicação de silano, deve ser considerado como opção, pois apresentou a melhor conservação da superfície cerâmica.<sup>(146)</sup>

Em 2012, outro grupo de trabalho<sup>(17)</sup> avaliou o efeito de diferentes procedimentos para o tratamento de quatro tipos de cerâmicas (apenas a feldspática foi considerada neste tópico), antes da colagem de *brackets* ortodônticos. Os autores consideraram seis grupos de estudo: ácido hidrofluorídrico a 5%, aplicado sobre a cerâmica durante 60s; ácido hidrofluorídrico a 5%, aplicado sobre a cerâmica durante 30s; ácido hidrofluorídrico a 9,6%, aplicado sobre a cerâmica durante 60s; ácido hidrofluorídrico a 9,6%, aplicado sobre a cerâmica durante 30s; jato de óxido de alumínio com partículas de 50 $\mu$ m e jato de óxido de alumínio modificado com sílica com partículas de 30 $\mu$ m. A aplicação de silano e o tipo de sistema adesivo não foram variáveis avaliadas, uma vez que todos os grupos receberam a aplicação de silano e a mesma resina composta para a colagem dos *brackets*. Os autores<sup>(17)</sup> encontraram diferenças significativas entre o tratamento com ácido hidrofluorídrico a 9,6% (apresentando os valores mais baixos de adesão, ainda que bastante superiores aos clinicamente recomendados)<sup>(5)</sup> e os restantes tratamentos. Porém, não existiram diferenças significativas na força de adesão entre os restantes tipos de tratamento para a cerâmica feldspática. Neste contexto, e recordando que os autores<sup>(17)</sup> consideraram outros tipos de cerâmica, ainda que não abordadas no presente tópico,

a conclusão referiu que a adesão de *brackets* é, principalmente, influenciada pelo tipo de pré-tratamento a que está sujeita. Subentendido fica que o tipo de cerâmica não é uma variável tão importante como o tipo de tratamento a que as mesmas são sujeitas. Os autores<sup>(17)</sup> referiram ainda que, o tratamento por jateamento conferia maior adesão, mas tal aumento na adesão parecia estar, também, associado a um maior risco de dano sobre os substratos cerâmicos.

Saraç YS, e col. (2011)<sup>(142)</sup>, e, mais tarde Mehta AS e col. (2015)<sup>(148)</sup> também avaliaram o efeito do jateamento com óxido de alumínio sobre diferentes tipos de cerâmicas. Uma vez mais, apenas consideraremos aspetos relacionados com as cerâmicas feldspáticas, neste tópico. Não só o tamanho das partículas de óxido de alumínio mas, também, a modificação por sílica, foram as variáveis consideradas neste primeiro estudo.<sup>(142)</sup> As diferenças significativas nos valores obtidos nos testes de cisalhamento, demonstraram que o jato de óxido de alumínio, com partículas de 30µm modificadas por sílica, permitiu obter um aumento significativo nos valores de adesão. Os autores<sup>(142)</sup> referiram ainda, ou contrário das conclusões do estudo de Falkensammer F (2012)<sup>(17)</sup>, que este aumento de adesão não se traduziu em maiores danos para as superfícies, uma vez que nenhuma amostra apresentou qualquer fratura ou fissura.<sup>(142)</sup> No segundo estudo<sup>(148)</sup>, a aplicação de silano foi efetuada em todas as amostras de cerâmica feldspática, e foram avaliados diferentes tratamentos do substrato (aplicação de ácido hidrofúorídrico a 4% juntamente com o jateamento por partículas de 50µm de óxido de alumínio vs jateamento com partículas de 50µm de óxido de alumínio) além de diferentes protocolos de colagem com aplicação de diferentes *primers*. O procedimento (que analisaremos posteriormente) para a zircónia foi distinto do aplicado à cerâmica feldspática. As forças de adesão foram evidentemente (tabela4) inferiores às dos estudos analisados anteriormente. Contudo, os autores<sup>(148)</sup> concluíram que o tratamento com jato de óxido de alumínio, com posterior aplicação de silano sobre a superfície, permitiu obter forças de adesão, nos testes de tração, comparáveis às conseguidas com os outros protocolos.

O tratamento de superfícies cerâmicas, com ácido hidrofúorídrico a 9,6%, foi utilizado como grupo controle em três estudos.<sup>(115,144,145)</sup> Hosseini MH e col. (2015)<sup>(115)</sup> fizeram uma aplicação de ácido com o dobro do tempo (4min) do efetuado nos trabalhos de Yassaei S e col. (2013)<sup>(145)</sup> e Ahrari F e col. (2013).<sup>(144)</sup> Estes autores, avaliaram não só o efeito da aplicação do ácido, mas também, da aplicação de diferentes potências dos *lasers*, nos grupos teste.

Ahrari F e col. (2013)<sup>(144)</sup>, avaliaram a aplicação de *laser* de CO<sub>2</sub> com 10W, 15W e 20W de potência, durante 10s, em superfícies de cerâmica feldspática, com e sem glazeamento. Não encontraram diferenças significativas entre os grupos teste, para as diferentes potências, mas verificaram diferenças entre a presença ou ausência da camada vítrea, com vantagem para esta última. Os autores concluíram que o tratamento das superfícies cerâmicas com *laser* de CO<sub>2</sub>, independentemente da potência aplicada, pode ser recomendado como alternativa ao ácido hidrofúorídrico. Utilizando o mesmo protocolo controle, mas comparando com várias potências (1,6W; 2W; 3,2W) de um outro tipo de *laser*, *Er:YAG laser (Erbium-doped yttrium aluminium garnet laser)*, aplicada à superfície cerâmica por 15s, Yassaei S e col. (2013)<sup>(145)</sup> não encontraram diferenças significativas nas forças de adesão bem como, não as observaram no substrato após a descolagens dos *brackets*. Assim, os autores concluíram que a utilização do *laser* em estudo é uma solução tão válida como a aplicação de ácido hidrofúorídrico, com o propósito de melhorar a adesão entre os *brackets* e as superfícies cerâmicas. Num estudo<sup>(115)</sup> semelhante outros autores avaliaram um outro tipo de *laser*, *NdYAG laser (neodymium-doped yttrium aluminium garnet laser)* com cinco potências distintas (0,75W; 1W; 1,25W; 1,5W; 2W). A aplicação durante 10s do *laser* de *NdYAG* foi comparada com a aplicação, por 4min, de ácido hidrofúorídrico. Os resultados apresentam as seguintes forças de adesão, sem diferenças significativas entre *laser NdYAG* com 1,5W ( $7 \pm 1,7\text{MPa}$ ) e 2W ( $9,6 \pm 2,7\text{MPa}$ ) de potência e o condicionamento ácido ( $9,4 \pm 2,5\text{MPa}$ ).

### *Tipo de adesivo ortodôntico*

Como referido anteriormente Costa AR e col. (2012)<sup>(143)</sup> avaliaram não só a influência da aplicação de silano após a preparação da superfície com ácido hidrofluorídrico a 10%, durante 20s e 60s, mas também a influência, na força de adesão, de diferentes adesivos ortodônticos: uma resina composta fotopolimerizável à base de bis-GMA e TEGDMA (TransbondXT™) e um ionómero de vidro modificado por resina (FujiOrthoLC™). O mesmo foi avaliado pelo mesmo grupo de trabalho, em 2015<sup>(147)</sup>, sem, no entanto, existir a comparação entre tempos de aplicação do ácido. Neste segundo estudo, a aplicação de ácido durante 60s, seguida de silano, foi efetuada em todas as amostras. Os valores obtidos para a resina composta variaram entre  $9,81 \pm 1,1\text{MPa}$  e  $13,81 \pm 1,4\text{MPa}$ <sup>(143)</sup>, no primeiro estudo e entre  $10,10 \pm 1,3\text{MPa}$  e  $13,70 \pm 1,97\text{MPa}$ <sup>(147)</sup>, no segundo estudo. A força de adesão com o cimento de ionómero de vidro modificado por resina variou entre  $5,75 \pm 0,9\text{MPa}$  e  $9,63 \pm 1,3\text{MPa}$ <sup>(143)</sup> e entre  $5,38 \pm 0,81\text{MPa}$  e  $9,12 \pm 0,70\text{MPa}$ <sup>(147)</sup>, no primeiro e no segundo estudos, respetivamente. Contudo, contrariamente ao que aconteceu no primeiro trabalho<sup>(143)</sup> onde os autores não encontraram diferenças significativas entre os dois tipos de adesivos ortodônticos, em 2015, Costa AR e col.<sup>(147)</sup> reportaram diferenças significativas entre os adesivos ortodônticos utilizados. Este segundo estudo, avaliou ainda a interferência do tempo de armazenamento das amostras (24h ou 6 meses), em água desde a colagem dos *brackets* até à realização dos testes mecânicos de cisalhamento, tendo referido também diferenças significativas, com valores inferiores, para tempos de armazenamento maiores. Assim, os autores concluíram que tanto o tipo de adesivo como o tempo de armazenamento influenciaram os valores da força de adesão de *brackets* de metal a superfícies de cerâmica feldspática.<sup>(147)</sup>

### **Substrato de cerâmica com fluorapatite:**

Saraç YS e col. (2011)<sup>(142)</sup>, avaliaram o efeito do jateamento com óxido de alumínio sobre diferentes tipos de cerâmicas, nomeadamente cerâmica contendo

fluoroapatite. A comparação entre a preparação da cerâmica, por jato com partículas de 25 $\mu$ m de óxido de alumínio e por jato com partículas de 30 $\mu$ m de óxido de alumínio modificadas por sílica, demonstrou diferenças significativas, para os testes de cisalhamento, em cerâmica com fluorapatite com valores de 11,82  $\pm$  2,06MPa e 22,18  $\pm$  2,71MPa, respectivamente. Os autores<sup>(142)</sup> referiram que o jato de óxido de alumínio, com partículas de 30 $\mu$ m modificadas por sílica, permitiu obter um aumento significativo nos valores de adesão, sem dano acrescido para a cerâmica, contrariamente ao reportado no estudo que se segue, para o mesmo substrato, onde o aumento da força de adesão (tabela 4) parece traduzir-se num risco aumentado de dano, para a cerâmica.<sup>(17)</sup>

No ano seguinte, o referido grupo de trabalho<sup>(17)</sup> avaliou o efeito de seis métodos para tratamento de quatro tipos de cerâmicas, nomeadamente cerâmica contendo fluorapatite. Os autores<sup>(17)</sup> encontraram diferenças significativas entre um tratamento (ácido hidrofluorídrico a 9,6%) e os restantes, para este tipo de cerâmica. Neste contexto, a adesão de *brackets* parece ser influenciada pelo tipo de pré-tratamento a que é sujeita, sem que o tipo de cerâmica interfira nos resultados obtidos.

Ainda sobre este tipo de cerâmica Al-Hity R e col. (2012)<sup>(16)</sup> compararam diferentes tipos de *brackets* (*brackets* não metálicos serão considerados adiante), diferentes adesivos (resinas compostas fotopolimerizáveis, uma à base de bis-GMA e TEGDMA e outra à base de UDMA) e diferentes aparelhos de fotopolimerização (três aparelhos de LED e um de halogéneo) na tentativa de determinar a sua influência, sobre os valores de resistência adesiva, em testes de tração. Perante os resultados obtidos (tabela 4) os autores concluíram que a resistência à descolagem é inferior com *brackets* de metal, que ambos os adesivos ortodônticos são adequados à colagem deste tipo de *brackets* a superfícies cerâmicas com fluorapatite e que não existe risco de fratura da cerâmica quando se utilizam *brackets* de metal e a fonte de polimerização é de halogéneo.

### Substrato de cerâmica à base de leucite:

Um estudo de 2011<sup>(142)</sup> avaliou o efeito do jateamento com óxido de alumínio sobre diferentes tipos de cerâmicas, nomeadamente a cerâmica à base de leucite. Os autores<sup>(142)</sup> concluíram que o jato de óxido de alumínio, com partículas de 30 $\mu$ m modificadas por sílica, permitiu aumentar, de forma significativa, os valores de adesão a esta cerâmica, verificando-se o mesmo nas restantes cerâmicas em estudo, sem que tal se traduza em dano acrescido para a cerâmica à base de leucite. Contrariamente, Falkensammer F e col. (2012)<sup>(17)</sup> referiram que o aumento da força de adesão pode traduzir-se num aumento do risco de dano para as cerâmicas.<sup>(17)</sup> Estes autores<sup>(17)</sup>, avaliaram, também, o efeito de diferentes procedimentos para tratamento de quatro tipos de cerâmicas, nomeadamente cerâmica à base de leucite, e encontraram diferenças significativas entre o tratamento com ácido hidrofúorídrico a 9,6% e os restantes protocolos avaliados. Neste contexto, a adesão de *brackets* parece ser influenciada pelo tipo de pré-tratamento a que é sujeita, sem que o tipo de cerâmica interfira nos resultados obtidos. O mesmo se verificou no estudo de Saraç YS(2011).<sup>(142)</sup>

No estudo de Erdur E.A. e col. (2015)<sup>(7)</sup>, não existiu especificação relativamente ao tipo de *brackets* utilizado. Neste estudo, foram considerados substratos em cerâmica feldspática e cerâmica à base de leucite preparados de acordo com os seguintes procedimentos: jato de óxido de alumínio com partículas de 50 $\mu$ m; ácido hidrofúorídrico a 5%, aplicado durante 20s; aplicação de diferentes tipos de *laser*, durante 20s (Ti*Laser* 2W, Er*Laser* 1,6W, Nd*Laser* 0,45W). O tratamento com Ti*Laser* produziu os valores mais elevados de adesão em ambas as cerâmicas (16,59  $\pm$  1,4MPa e 16,92  $\pm$  1,31MPa para cerâmica feldspática e cerâmica à base de leucite, respetivamente), seguindo-se o jato de óxido de alumínio com 12,97  $\pm$  1,26MPa e 12,62  $\pm$  1,58MPa, e ácido hidrofúorídrico a 5%, aplicado durante 20s, com valores de 11,03  $\pm$  1,19MPa e 11,54  $\pm$  1,32MPa. A aplicação de Er*Laser* e Nd*Laser* não apresentou valores significativamente diferentes entre si, apesar de serem significativamente mais baixos do que os dos restantes grupos. Assim, os

autores sugeriram que apenas o *TiLaser* possa ser uma alternativa viável aos métodos convencionais.

### Substrato de zircónia:

Falkensammer F e col. (2012)<sup>(17)</sup> e Metha e col (2015)<sup>(148)</sup>, apresentaram um grupo de estudo formado por amostras de zircónia. Ambos os trabalhos tiveram por objetivo avaliar o efeito de diferentes protocolos de tratamento, das superfícies cerâmicas, previamente à colagem dos *brackets*, sendo que no primeiro, as forças de adesão foram avaliadas em testes de cisalhamento e, no segundo, por meio de testes mecânicos de tração.

No trabalho de Falkensammer F e col. (2012)<sup>(17)</sup>, foram avaliados seis grupos de estudo, todos sujeitos à aplicação de silano e à utilização da mesma resina composta fotopolimerizável, à base de bis-GMA e TEGDMA, nomeadamente no grupo de zircónia. Os autores<sup>(17)</sup> concluíram que a adesão de *brackets* é, principalmente, influenciada pelo tipo de pré-tratamento. Um aspeto relevante deste estudo foi que os autores<sup>(17)</sup> sugeriram que o aumento na adesão pode estar associado a um maior risco de dano dos substratos.

No segundo estudo<sup>(148)</sup>, as amostras de zircónia foram sujeitas a jateamento com partículas de 50µm de óxido de alumínio. A aplicação de silano foi efetuada apenas no grupo controlo dentro deste substrato (existiu um outro grupo em estudo – cerâmica feldspática – já analisado anteriormente), sendo que os grupos teste não receberam silano, mas antes a aplicação de dois *primers* distintos (*Z primer plus*) e (*RA plus*), imediatamente após o tratamento da superfície com jato de óxido de alumínio. Os valores obtidos nos testes de tração foram os seguintes:

1. Silano:  $5,290 \pm 0,729$ MPa;
2. *RA plus*:  $5,323 \pm 0,525$ MPa;
3. *Z primer plus*:  $5,245 \pm 0,390$ MPa.

### Substrato de cerâmica híbrida:

Um único estudo<sup>(124)</sup> avaliou este tipo de cerâmica. Trata-se de uma cerâmica relativamente recente, destinada ao processamento por CAD/CAM de restaurações indiretas. É composta por uma malha cerâmica dominante (86wt%) reforçada com um polímero de acrilato (14wt%) totalmente aderidos entre si. Este trabalho avaliou a adesão de *brackets* de metal (e de cerâmica, a considerar em tópico posterior) ao substrato anteriormente descrito, depois de sujeito a quatro tratamentos distintos antes da colagem dos *brackets*: aplicação de ácido hidrófluorídrico a 9,6% durante 60s, aplicação de ácido fosfórico a 37% pelo mesmo tempo, alteração da superfície utilizando uma broca diamantada e alteração da superfície por recobrimento com sílica. O valor mais baixo obtido nos testes de cisalhamento foi de  $5,63 \pm 0,79$ MPa e o mais elevado  $11,16 \pm 2,19$ MPa, para o tratamento com ácido fosfórico a 37% e o tratamento por recobrimento com sílica, respetivamente. Os resultados apresentaram diferenças significativas entre este método e os restantes, com vantagem deste na adesão. Assim, os autores concluíram que o tratamento deste tipo de cerâmica híbrida, pelo recobrimento com sílica, aumenta a adesão entre os *brackets* e o referido substrato.

## ADESÃO À CERÂMICA DE BRACKETS CERÂMICOS

A tabela 4 apresenta os valores das forças de adesão em MPa com os estudos ordenados cronologicamente, do mais antigo para o mais recente, relativamente à adesão à cerâmica de *brackets* em superfícies de cerâmica.

### Substrato de cerâmica feldespática:

O estudo de Ramos e col. (2012)<sup>(114)</sup>, é o único dentro dos artigos obtidos com a nossa pesquisa, a considerar a adesão de *brackets* cerâmicos a superfícies de cerâmica feldspática. Nesse trabalho, os autores avaliaram diferentes métodos de preparação da superfície cerâmica previamente à adesão desses *brackets*. Quatro grupos foram criados: o grupo sem qualquer tratamento, o grupo cujo tratamento

consistiu na preparação da superfície com broca diamantada e condicionamento com ácido fosfórico a 37%, o grupo tratado com ácido hidrofúorídrico a 10% mas sem aplicação de silano e, por último, o grupo com aplicação de ácido hidrofúorídrico a 10% seguido da aplicação de silano. Os valores variaram entre  $1,8 \pm 0,58\text{MPa}$  e  $17,5 \pm 1,56$ , respetivamente, sendo as diferenças significativas e o valor mais baixo clinicamente inaceitável<sup>(5)</sup>. Assim, os autores concluíram que o ataque ácido da superfície, com ácido hidrofúorídrico, aumenta os valores de força de adesão e que a aplicação de silano é recomendável.

### **Substrato de cerâmica com fluorapatite:**

Al-Hity R e col. (2012)<sup>(16)</sup>, compararam diferentes tipos de *brackets* (os *brackets* metálicos foram previamente analisados), diferentes adesivos (resinas compostas fotopolimerizáveis, TEGDMA e UEDMA) e diferentes aparelhos de fotopolimerização e a sua influência na adesão de *brackets*. Os resultados dos testes de tração demonstraram que ambos os adesivos ortodônticos eram adequados à colagem deste tipo de *brackets*, que a adesão de *brackets* de cerâmica é favorecida quando a polimerização do adesivo é feita com LED, que o risco de fratura do substrato aumenta quando a resina composta utilizada é à base de UDMA e, que este tipo de *brackets*, apresenta melhor adesão do que os de metal, na adesão ao presente substrato.

No ano anterior, Hammad e col. (2011)<sup>(149)</sup>, realizaram um estudo que avaliou diferentes tipos de preparação convencional da cerâmica com fluorapatite, e compararam com o recobrimento por sílica. Os valores mais elevados foram conseguidos com este procedimento  $15,09 \pm 2,67\text{MPa}$  e com atuação do ácido hidrofúorídrico a 9,6% durante 2min  $13,67 \pm 2,20\text{MPa}$ . Os valores, significativamente melhores, permitem sugerir o recobrimento com sílica como uma boa alternativa à aplicação de ácido hidrofúorídrico.

### Substrato de cerâmica híbrida:

O estudo de Elsaka SE e col. (2016)<sup>(124)</sup>, avaliou a adesão de *brackets* de metal (previamente analisada) e de cerâmica a uma cerâmica híbrida. Os grupos em avaliação foram descritos previamente, aquando da análise da adesão entre *brackets* de metal e cerâmicas híbridas. Os valores obtidos nos testes de cisalhamento (tabela 4) não apresentaram diferenças significativas entre o tratamento da superfície com ácido hidrofúorídrico a 9,6%, durante 60s e o tratamento com broca diamantada. Contudo, a aplicação de ácido fosfórico a 37%, revelou valores para a força de adesão significativamente inferiores a todos os outros e, o recobrimento com sílica, significativamente mais elevados. Os autores concluíram que o tratamento deste tipo de cerâmica, híbrida, pelo recobrimento com sílica aumenta a adesão entre os *brackets* e o substrato. Acresce o fato de estes *brackets* terem uma maior força de adesão em comparação com os de metal.

## ÍNDICE DE ADESIVO REMANESCENTE

A determinação do índice de adesivo remanescente (IAR) após a descolagem dos *brackets* é um fator importante na descrição da adesão entre *bracket*-adesivo-substrato e na verificação dos métodos de remoção do adesivo.<sup>(150)</sup>

O índice de adesivo remanescente (IAR), introduzido em 1984 por Artun e Bergland<sup>(151)</sup>, é um dos métodos mais frequentemente utilizados, para avaliar a adesão entre o adesivo ortodôntico e a superfície, bem como entre aquele e a base do *bracket*.<sup>(130.153)</sup>

Este índice categoriza em quatro pontos a quantidade de adesivo que permanece aderido à base dos *brackets*:

- Categoria 0: todo o adesivo permanece aderido à base do *brackets* / nenhum adesivo aderido à superfície dentária;
- Categoria 1: mais de metade do adesivo permanece aderido à base do *bracket* / menos de metade do adesivo aderido à superfície dentária;

- Categoria 2: menos de metade do adesivo permanece aderido à base do *bracket* / mais de metade do adesivo aderido à superfície dentária;
- Categoria 3: nenhum adesivo permanece aderido à base do *bracket* / todo o adesivo fica aderido à superfície dentária, com a impressão da base do *bracket*.

Com o mesmo propósito, e na tentativa de ampliar a especificação deste índice, Bishara e Trulove (1990)<sup>(152)</sup> desenvolveram um novo índice que inclui mais uma categoria. Deste modo, a quantidade de adesivo que permanece aderido aos *brackets* pode ser apresentado nas seguintes categorias:

- Categoria 1: nenhum adesivo permanece aderido à base do *bracket* / todo o adesivo, com a impressão da base do *bracket* fica aderido à superfície dentária;
- Categoria 2: menos de 10% do adesivo permanece aderido à base do *bracket* / mais de 90% do adesivo aderido à superfície dentária;
- Categoria 3: menos de 90% do adesivo, mas mais de 10% permanece aderido à base do *bracket* / mais de 10% e menos de 90% do adesivo aderido à superfície dentária;
- Categoria 4: mais de 90% do adesivo permanece aderido à base do *bracket* / menos de 10% do adesivo aderido à superfície dentária;
- Categoria 5: toda a base do *bracket* se encontra recoberta por adesivo / nenhum adesivo permanece aderido à superfície dentária.

Os referidos índices, inicialmente desenvolvidos apenas para descrever e quantificar o adesivo aderido, tornaram-se posteriormente, num método de caracterização do tipo de falha ou modo de fratura ocorrida na descolagem dos *brackets*.<sup>(137)</sup>

## ESMALTE DENTÁRIO HUMANO

Na tabela 5, que se segue, encontram-se compilados os resultados das diferentes categorias do(s) índice(s) de adesivo remanescente, dos estudos obtidos tendo por base a mesma pesquisa bibliográfica efetuada para a força de adesão de *brackets* ao esmalte dentário humano.

**Tabela 5** - Valores relativos ao índice de adesivo remanescente em esmalte dentário após descolagem de *brackets* ortodônticos.

Autores (ano)	Descrição do grupo	ÍNDICE DE ADESIVO REMANESCENTE (IAR)							Fratura de Esmalte
		N	0	1	2	3	4	5	
Cheng HY e col. (2011) <sup>107)</sup>	G1-AF+FujiOrtho LC	20	0	1	19	0			0
	G2 - AF+H2O+FujiOrtho LC	20	0	7	13	0			0
	G3 - FujiOrtho	20	0	0	15	5	—	—	0
	G4 - H2O+FujiOrtho	20	0	1	14	5			0
	G5 - AF+Transbond XT	20	0	7	3	10			0
Montasser MA (2011) <sup>135)</sup>	G1 - Sem manutenção de força	20	3	7	2	8	—	—	—
	G2 - Manutenção de força	20	4	11	1	4			
Swetha M e col. (2011) <sup>134)</sup>	G1 - Colagem direta	20	0	2	7	11			
	%		0	10	35	56	—	—	—
Lombardo L e col. (2011) <sup>133)</sup>	G2 - Colagem indireta	20	2	13	4	1			
	%		10	65	20	5			
	G1 - STB+jacto Al2O3 90µm+colagem direta								
	G2 - STB+jacto Al2O3 90µm+colagem indireta								
	G3 - STB+colagem direta								
	G4 - STB+colagem indireta								
	G5 - ORG+jacto Al2O3 90µm+colagem direta								
	G6 - ORG+jacto Al2O3 90µm+colagem indireta								
	G7 - ORG+colagem direta								
	G8 - ORG+colagem indireta								
	G9 - Stealth+jacto Al2O3 90µm+colagem direta								
	G10 - Stealth+jacto Al2O3 90µm+colagem indireta								
	G11 - Stealth+colagem direta								
	G12 - Stealth+colagem indireta								
	G13 - Magic(mesh)+jacto Al2O3 90µm+colagem direta								
G14 - Magic(mesh)+jacto Al2O3 90µm+colagem indireta									
G15 - Magic(mesh)+colagem direta									

## G16 - Magic(mesh)+colagem indireta

G1 - AF+Transbond XT+Halog 20seg	25	0	11	9	0	5
	%	0	44	36	0	20
G2- AF+Transbond XT+Halog 40seg	25	2	10	8	0	5
	%	8	40	32	0	20
G3 - AF+Transbond XT+LED 10seg	25	1	9	7	1	7
	%	4	36	28	4	28
G4 - AF+Transbond XT+LED 20seg	25	1	11	4	1	8
	%	4	44	16	4	32
G5 - AF+TransbondPlus+Halog 20seg	25	1	6	12	1	5
	%	4	24	48	4	20
G6 - AF+TransbondPlus+Halog 40seg	25	2	6	9	0	8
	%	8	24	36	0	32
G7 - AF+TransbondPlus+LED 10seg	25	3	6	8	2	6
	%	12	24	32	8	24
G8 - AF+TransbondPlus+LED 20seg	25	0	3	7	1	14
	%	0	12	28	4	56
G9 - AF+ClearilSE+Halog 20seg	25	1	13	7	0	4
	%	4	52	28	0	16
G10 - AF+ClearilSE+Halog 40seg	25	0	6	10	0	9
	%	0	24	40	0	36
G11 - AF+ClearilSE+LED 10seg	25	0	9	11	0	5
	%	0	36	44	0	20
G12 - AF+ClearilSE+LED 20seg	25	1	10	6	0	8
	%	4	40	24	0	32
G13 - AF+Ideall+Halog 20seg	25	0	0	25	0	0
	%	0	0	100	0	0
G14 - AF+Ideall+Halog 40seg	25	0	0	20	5	0
	%	0	0	80	20	0
G15 - AF+Ideall+LED 10seg	25	0	3	21	1	0
	%	0	12	84	4	0
G16 - AF+Ideall+LED 20seg	25	2	0	23	0	0
	%	8	0	92	0	0
G17 - AF+iBond+Halog 20seg	25	14	9	1	0	1
	%	56	36	4	0	4
G18 - AF+iBond+Halog 40seg	25	15	8	1	0	1
	%	60	32	4	0	4
G19 - AF+iBond+LED 10seg	25	9	12	2	1	1
	%	36	48	8	4	4

Lamper T e col.  
(2012)<sup>(129)</sup>

	G20 - AF+iBondl+LED 20seg	25	7	12	3	1		2
		%	28	48	12	4		8
Fitzgerald I e col. (2012) <sup>(132)</sup>	G1 - Taça de borracha e pasta de polir + AF		4	5	2	0		4
	G2 - Taça de borracha e pasta de polir +SEP		4	11	0	0		0
	G3 - AF		4	8	0	1		2
	G4 - Sem tratamento		11	4	0	0		0
Thomas JT e col. (2012) <sup>(131)</sup>	G1 - Polimerização imediata		1	16	1	0		
	G2 - Atraso de 2,5min na polimerização		0	16	2	0		
	G3 - Atraso de 5min na polimerização		0	18	0	0		
	G4 - Atraso de 10min na polimerização		2	15	1	0		
Durrani OK e col. (2012) <sup>(105)</sup>	G1 - AF+Primer+Transbond XT							
	G2 - AF+resina experimental com 80% de Si							
	G3 - AF+resina experimental com 40% de Si							
	G4 - AF+resina experimental com 20% de Si							
Lombardo L e col. (2013) <sup>(123)</sup>	G1 - compósito fluído+80mesh base							
	G2 - compósito fluído+100mesh base							
	G3 - compósito em pasta+80mesh base							
	G4 - compósito em pasta+100mesh base							
Elsaka SE e col. (2014) <sup>(15)</sup>	G1 - Brackets de metal (cisalhamento lado curto)		4	5	6	0		
	G2 - Brackets de metal (cisalhamento lado longo)		4	6	5	0		
	G3 - Brackets de metal (tracção)		0	8	7	0		
	G4 - Brackets de cerâmica (cisalhamento lado curto)		7	6	2	0		
	G5 - Brackets de cerâmica (cisalhamento lado longo)		6	7	2	0		
	G6 - Brackets de cerâmica (tracção)		7	5	3	0		
	G7 - Brackets de titânio (cisalhamento lado curto)		4	2	3	6		
	G8 - Brackets de titânio (cisalhamento lado longo)		0	4	5	6		
	G9 - Brackets de titânio (tracção)		0	2	4	9		
Anand MK e col. (2014) <sup>(128)</sup>	G1 - MIP Transbond+substituto de saliva+ Transbond XT		8	18	3	1		
	G2 - Opal Primo+substituto de saliva+ Transbond XT		5	15	6	4		
	G3 - MIP Transbond+saliva natural+ Transbond XT		8	19	2	1		
	G4 - Opal Primo+saliva natural+ Transbond XT		6	17	5	2		
	G5 - Transbond XT primer+ Transbond XT		6	8	4	12		
Canteki K e col. (2014) <sup>(127)</sup>	G1 - AF+ Transbond XT	30		2	8	18	2	0
	G2 - AF+SureFil SDR Flow	30		8	7	11	3	1
	G3 - AF+Filtek Flow	30		25	3	0	0	2
	G4 - AF+Grandio Flow	30		6	8	8	8	0
	G5 - AF+Tetric Flow	15		2	8	14	4	2
Oz AA e col. (2016) <sup>(130)</sup>	G1 - LED 1600mW/cm2							

Foram nove os estudos que apresentaram resultados para as diferentes categorias.<sup>(15,107,127,128,130,131,133,134,151)</sup> Destes, apenas um utilizou o IAR, com as cinco categorias distintas, definido por Bishara e Trulove (1990).<sup>(152)</sup> Os restantes consideraram o índice original de Artun e Bergland (1984).<sup>(151)</sup>

Além destes nove trabalhos, outros quatro fizeram uso do IAR<sup>(105,123,130,133)</sup>. Contudo, não apresentaram os resultados, mas apenas a sua descrição em texto.

Resumidamente e por ordem cronológica, os autores referiram os seguintes resultados e conclusões, associados aos resultados apresentados na tabela 5:

Cheng HY e col. (2011)<sup>(107)</sup>, reportaram que a maior quantidade de resina fica aderida ao *bracket*, seja ela um cimento de ionómero de vidro modificado ou uma resina composta.

Montasser MA (2011)<sup>(135)</sup>, referiram que a aplicação de força no *bracket* até ao final da polimerização, aumentava a resistência adesiva, mas não tinha influência sobre o IAR.

Swetha M e col. (2011)<sup>(134)</sup>, afirmaram que o IAR apresentou diferenças significativas entre a colagem direta e indireta. Na colagem direta, 56% das amostras apresentaram 100% de compósito aderido ao dente.

Lombardo L e col. (2011)<sup>(133)</sup>, pelos resultados obtidos, em que entre 50% e 90% do adesivo permaneceu aderido aos dentes em toda a amostra, assumiram que a falha ocorreu fundamentalmente na interface *bracket*-adesivo.

Lamper T e col. (2012)<sup>(129)</sup>, demonstraram que o agente adesivo e o tempo de fotopolimerização influenciaram o IAR. Além disso, referiram 59 amostras na categoria zero (tabela 5) e que, destes, 12 foram responsáveis por lesões no esmalte.

Fitzgerald I e col. (2012)<sup>(132)</sup>, incluíram quatro grupos no estudo e em todos, a maioria do adesivo permaneceu aderido ao *bracket* (*brackets* pré-revestidos com compósito). Os autores apontaram tal fato como vantajoso na prática clínica já que

diminui o tempo de cadeira na remoção dos *brackets* no final do tratamento ortodôntico.

Thomas JT e col. (2012)<sup>(131)</sup>, referiram que a maioria do adesivo se mantém aderida ao *bracket*, sugerindo pouca adesão ao esmalte.

Durrani OK e col. (2012)<sup>(105)</sup> afirmaram que a maioria das falhas de adesão ocorre na interface *bracket*-adesivo. Ainda assim, e dadas as elevadas forças de adesão neste estudo, os autores encontram fraturas de esmalte em percentagens acima dos 10%, como retratado na tabela 5.

Lombardo L e col. (2013)<sup>(123)</sup>, relataram a existência de diferenças significativas entre compósito fluido e em pasta, com o compósito fluido a apresentar valores mais elevados no IAR (tabela 5). Contudo, não verificaram diferenças para as diferentes bases dos *brackets*. Assim, concluíram que a descolagem é mais segura para o esmalte quando é utilizado o compósito fluido.

Elsaka SE e col. (2014)<sup>(15)</sup>, sugeriram que o IAR é influenciado pelo tipo de *bracket* e pelo tipo de teste mecânico. Nos *brackets* de aço inoxidável e de titânio, a maior quantidade de adesivo permanece aderida ao esmalte. Com os *brackets* de cerâmica essa quantidade decresce pelo que, os autores referiram um possível e mais significativo dano ao esmalte, nestes casos. As forças de tração são mais danosas para o esmalte do que as de cisalhamento.

Anand MK e col. (2014)<sup>(128)</sup>, apresentaram as categorias mais elevadas do IAR a incluir, fundamentalmente, as amostras não contaminadas (tabela 5). As categorias mais elevadas foram associadas a falhas entre o *bracket* e o adesivo e foram encontradas no grupo de colagem com o protocolo convencional de ácido, *primer* e resina composta.

Canteki K e col. (2014)<sup>(127)</sup> avaliaram um compósito fluido de baixa contração, referindo que apresentava níveis adequados de força e no IAR (tabela 5).

Oz AA e col. (2016)<sup>(130)</sup>, não encontraram diferenças entre os grupos, referindo apenas que, mais adesivo aderido à base dos *brackets* após a descolagem, implica menor força de adesão ao esmalte, relativamente à interface *bracket*-compósito.

## ACRÍLICO

Na tabela 6 estão registados os resultados para o IAR para os diferentes estudos, com base na mesma pesquisa bibliográfica efetuada para a força de adesão ao acrílico.

**Tabela 6** - Valores relativos ao índice de adesivo remanescente em superfícies acrílicas após descolagem de brackets ortodônticos.

Autores (ano)	Tratamento da superfície	IAR	Resina à base de (bis-GMA)		Resina à base de (PMMA)		Resina à base de (PEMA)		Dentes préfabric.		
Maryanchik I e col. (2010) <sup>(139)</sup>	Disco de lixa + Abrasão com jacto de Al2O3	0							0(24h)	0(7d)	
		1						5(24h)	6(7d)		
		2	—	—	—	—	—	—	10(24h)	9(7d)	
		3						0(24h)	0(7d)		
de Almeida JX e col. (2013) <sup>(108)</sup>	Disco de lixa SiC Abrasão com jacto de Al2O3 Monómero	0	90	80	100	100	80	100	70	90	
		1	10	20	0	0	20	0	30	10	
		2	0	0	0	0	0	0	0	0	
		3	0	0	0	0	0	0	0	0	
Al Jabbari YS e col. (2014) <sup>(138)</sup>	Pedra-pomes e pasta de polir	0	0	0	100	100	10	0	80	100	
		1	0	0	0	0	90	90	20	0	
		2	100	0	0	0	0	10	0	0	
		3	0	100	0	0	0	0	0	0	
	Abrasão com jacto de Al2O3	0	0	0	90	0	20	0	10	0	
		1	0	0	10	0	80	0	70	10	
		2	100	90	0	10	0	20	20	80	
		3	0	10	0	90	0	80	0	10	
Dias FM e col. (2015) <sup>(137)</sup>	Pedra-pomes e taça de borracha	0			OXT	16D					
		1			OXT	0D					
		2			2XT	0D					
	3			14XT	0D						
	Broca diamantada	0	—			OXT	13D	—	—	—	—
		1				OXT	1D				
2					OXT	0D					

TransbondXT™ (XT); Resina acrílica autopolimerizável (D)

Dos cinco estudos que consideram o IAR, apenas três colocaram os valores discriminados.

Como referido anteriormente, Chay SH e col. (2007)<sup>(140)</sup> e Maryanchik I e col (2010)<sup>(139)</sup>, avaliaram as diferenças na adesão quando os *brackets* são colados um dia após a confecção das amostras (coroas em material provisório) ou mais tarde, uma semana ou um mês. Chay SH e col. (2007)<sup>(140)</sup>, referiram diferenças no IAR entre os materiais testados e o tempo de armazenamento das amostras. O tipo de falha é também mencionado, sendo tanto adesivo como coesivo. No grupo que recebe jateamento da superfície, as falhas eram fundamentalmente adesivas e para a resina à base de PMMA, coesivas.

Maryanchik I e col. (2010)<sup>(139)</sup>, apesar de realizarem o mesmo tipo de observação, encontraram resultados inconclusivos.

De Almeida JX e col. (2013)<sup>(108)</sup>, avaliaram diferentes tratamentos da superfície e a adesão, utilizando uma resina composta à base de bis-GMA e TEGMA e uma resina acrílica autopolimerizável. Não encontraram diferenças significativas entre os diferentes tratamentos das superfícies. Dias FM e col. (2015)<sup>(137)</sup>, avaliaram os mesmos tipos de materiais para adesão e, para a resina composta, a categoria predominante no IAR foi a de zero, sendo para a resina acrílica a categoria 3 a mais frequente. Os autores mencionaram que tal aconteceu devido à adesão química entre materiais semelhantes.

Al Jabbari YS e col. (2014)<sup>(138)</sup>, também avaliaram o efeito de diferentes tratamentos da superfície acrílica, prévia à colagem dos *brackets*, bem como, a influência do tipo de material. Contudo, considerado o efeito da fadiga térmica sobre a adesão, os autores referiram que a falha aconteceu dentro do próprio adesivo.

## CERÂMICA

As tabelas 7 e 8 apresentam os resultados reunidos para as diferentes categorias, no que se refere ao IAR, dos diferentes estudos obtidos, tendo por base a

mesma pesquisa bibliográfica, efetuada para a força de adesão à cerâmica, de *brackets* de metal e de cerâmica, respetivamente.

**Tabela 7** - Valores relativos ao índice de adesivo remanescente em superfícies cerâmicas após descolagem de *brackets* de metal.

Autores (ano)	Tratamento da superfície	Silano	IAR	Feldspática	Flourapatite	Leucite	Zircónia	Híbrida
Abdelnaby YL (2011) <sup>(140)</sup>	HF 9,6% 2min	não	0	6XT	—	—	—	—
			1	3XT				
			2	1XT				
			3	0XT				
	Jacto 50µm Al2O4	não	0	5XT				
			1	2XT				
			2	3XT				
			3	0XT				
	HF 9,6% 2min	sim	0	7XT				
			1	2XT				
			2	1XT				
			3	0XT				
Jacto 50µm Al2O4		sim	0	5XT				
			1	3XT				
			2	2XT				
			3	0XT				
Gonçalves PR e col. (2011) <sup>(141)</sup>	HF 10% 20seg	—	0	100 XT				
			1	0 XT				
			2	0 XT				
			3	0 XT				
	HF 10% 60seg	sim	0	73,4 XT				
			1	13,3 XT				
			2	0 XT				
			3	13,3 XT				
	HF 10% 20seg	—	0	66,7 XT				
			1	26,6 XT				
			2	0 XT				
			3	6,7 XT				
HF 10% 60seg	—	0	46,6 XT					
		1	40 XT					
		2	6,7 XT					

			3	6,7 XT					
			0	86,7 XT					
	HF 10% 20seg		1	13,3 XT					
			2	0 XT					
			3	0 XT					
			0	53,4 XT					
	HF 10% 60seg		1	33,3 XT					
			2	0 XT					
			3	13,3 XT					
			0	100 XT					
	HF 10% 20seg		1	0 XT					
			2	0 XT					
			3	0 XT					
			0	60 XT					
	HF 10% 60seg		1	20 XT					
			2	6,7 XT					
			3	13,3 XT					
			0	86,7	100				
			1	13,3	0 FO				
	HF 10% 20seg		2	0	0 FO				
			3	0XT	0 FO				
		sim	0	73,4XT	60				
			1	13,3XT	20				
	HF 10% 60seg		2	13,3XT	6,7				
			3	0XT	13,3				
Costa AR e col. (2012) <sup>(143)</sup>			0	66,7XT	100				
			1	26,6XT	0 FO				
	HF 10% 20seg		2	0XT	0 FO				
			3	6,7XT	0 FO				
		não	0	46,6XT	53,4				
			1	40XT	26,6				
	HF 10% 60seg		2	6,7XT	13,3				
			3	6,7XT	6,7				
			0	7XT	4XT	0XT	5XT		
			1	6XT	0XT	5XT	5XT		
Falkensammer F e col. (2012) <sup>(17)</sup>	HF 5% 60seg	sim	2	5XT	6XT	7XT	9XT		
			3	8XT	8XT	20XT	11XT		
			FC	14XT	22XT	8XT	10XT		

			0	4XT	3XT	0XT	4XT
			1	4XT	6XT	3XT	6XT
		sim	2	13XT	10XT	9XT	13XT
			3	9XT	13XT	21XT	9XT
			FC	10XT	8XT	7XT	9XT
			0	40XT	40XT	35XT	40XT
			1	0XT	0XT	0XT	0XT
		sim	2	0XT	0XT	3XT	0XT
			3	0XT	0XT	0XT	0XT
			FC	0XT	0XT	2XT	0XT
			0	40XT	40XT	XT	40XT
			1	0XT	0XT	0XT	0XT
		sim	2	0XT	0XT	0XT	0XT
			3	0XT	0XT	0XT	0XT
			FC	0XT	0XT	0XT	0XT
			0	1XT	1XT	0XT	1XT
			1	3XT	5XT	2XT	1XT
		sim	2	11XT	9XT	6XT	8XT
			3	12XT	11XT	23XT	17XT
			FC	13XT	14XT	9XT	14XT
			0	0XT	0XT	0XT	0XT
			1	1XT	3XT	0XT	3XT
		sim	2	9XT	7XT	7XT	5XT
			3	12XT	19XT	15XT	17XT
			FC	18XT	11XT	18XT	15XT
			0	5 (38,46%)XT			
		sim	1	3(23,07%)XT			
			2	0(0%)XT			
			3	0(0%)XT			
			0	9(81,81%)XT			
		sim	1	2(18,18%)XT			
			2	0(0%)XT	—	—	—
			3	0(0%)XT			
			0	6(50%)XT			
			1	2(16,66%)XT			
		não	2	0(0%)XT			
			3	2(16,66%)XT			
		sim	0	2(15,38%)XT			

		1	1(7,69%)XT						
		2	0(0%)XT						
		3	5						
			(38,46%)XT						
Mehta AS e col. (2015) <sup>(148)</sup>	4% HF + jacto 50µm Al2O3	1	0					1	
		2	4					3	
		3	8					8	
	Jacto 50µm Al2O4	sim	1	1					0
			2	6	—	—	—	—	4
			3	5					8
	Jacto 50µm Al2O4	não	1	1					0
			2	3					10
			3	8					2
	Elsaka SE e col. (2016) <sup>(124)</sup>	HF 9,6% 60 seg	0						16XT
			1						12XT
			2						2XT
3								0XT	
AF 37% 60 seg		sim	0						30XT
			1						0XT
			2						0XT
			3						0XT
Broca diamantada		sim	0	—	—	—	—	—	24XT
			1						6XT
			2						0XT
			3						0XT
Silica	sim	0						18XT	
		1						9XT	
		2						3XT	
		3						0XT	

**Tração:** Fratura cerâmica (FC); TransbondXT™ (XT); FujiOrtho™ (FO)

Foram sete os estudos que apresentaram resultados para as diferentes categorias, relativos à colagem de *brackets* de aço inoxidável.<sup>(17,110,124,141,143,146,148)</sup> Já para os *brackets* cerâmicos foram três os estudos.<sup>(114,124,149)</sup>

Apesar de apresentar os resultados em tabela, os valores do estudo de Saraç YS e col.(2011)<sup>(142)</sup>, não foram incluídos na nossa tabela, uma vez que a totalidade das amostras revelaram encaixar-se na categoria zero, do IAR descrito por Artun e Bergland (1984)<sup>(151)</sup>, a falha aconteceu sempre entre o adesivo e o substrato.

Hosseini e col. 2015<sup>(115)</sup>, não apresentaram os resultados obtidos no IAR referindo apenas que em mais de metade das amostras, a descolagem, tendo por base a categoria do índice em que se encaixa, aconteceu fundamentalmente na interface adesivo-cerâmica.

Resumidamente, e por ordem cronológica, os estudos presentes na tabela 7 referem os resultados e conclusões que se seguem para *brackets* de aço inoxidável:

### ***brackets* de aço inoxidável**

- Utilizando amostras em cerâmica feldspática, Stella JP e col. (2015)<sup>(146)</sup>, encontraram, maioritariamente, amostras categorizadas em zero pelo IAR, associadas ou não a fraturas da cerâmica.
- Também sobre este tipo de cerâmica, Gonçalves PR e col. (2011)<sup>(141)</sup>, encontraram um padrão que associa o aumento do tempo de ataque ácido sobre a cerâmica e uma subida na categoria naquele índice.
- Ainda sobre a cerâmica feldspática e os diferentes tipos de tratamento da sua superfície Abdelnaby YL e col. (2011)<sup>(110)</sup>, referiram que a falha ocorre fundamentalmente entre a cerâmica e o adesivo, uma vez que este permanece na sua maioria aderido ao *bracket*. O mesmo é observado por Costa AR e col. (2015)<sup>(147)</sup>.
- Falkensammer E e col. (2012)<sup>(17)</sup>, referiram que para a concentração de 5% de ácido hidrófluorídrico, assim como para o tratamento com jato de óxido de alumínio, os níveis no IAR são essencialmente 2 e 3, existindo portanto uma forte adesão entre a cerâmica e o adesivo.
- Al-Hity R e col. (2012)<sup>(16)</sup> verificaram que com *brackets* de aço inoxidável a maioria das falhas aconteceu na interface *bracket*-adesivo.

**Tabela 8** - Valores relativos ao índice de adesivo remanescente em superfícies cerâmicas após descolagem de brackets de cerâmica.

Autores (ano)	Tratamento da superfície	Silano	IAR	Feldspática	Flourapatite	Híbrida	Leucite
Hammad SM e col. (2011) <sup>(149)</sup>	Jacto 50µm Al2O4	sim	0		ORB		
			1		ORB		
			2	—	1RB	—	—
			3		6RB		
			FC		3RB		
	HF 9,6% 2min	sim	0		7RB		
			1		2RB		
			2	—	ORB	—	—
			3		ORB		
			FC		1RB		
	Cojet system	sim	0		ORB		
			1		ORB		
			2	—	2RB	—	—
			3		6RB		
			FC		2RB		
	Sem tratamento	sim	0		10RB		
1				ORB			
2			—	ORB	—	—	
3				ORB			
FC				ORB			
Ramos TF e col. (2012) <sup>(114)</sup>	Sem tratamento	não	0	80XT			
			1	20XT			
			2	0XT	—	—	—
			3	0XT			
			FC		ORB		
	Broca diamantada + AF37%	não	0	40XT			
			1	60XT			
			2	0XT	—	—	—
			3	0XT			
			FC		ORB		
HF 10% 60seg	não	0	20XT				
		1	60XT				
		2	20XT	—	—	—	
		3	0XT				
		FC		ORB			
HF 10% 60seg	sim	0	0XT				
		1	30XT	—	—	—	
		2	50XT				

		3	OXT		
		0		14XT	
HF 9,6% 60 seg	sim	1		10XT	
		2		6XT	—
		3		0XT	
		0		30XT	
AF 37% 60 seg	sim	1		0XT	
		2		0XT	—
		3		0XT	
		0	—	—	27XT
Elsaka SE e col. (2016) <sup>(124)</sup>	sim	1		3XT	—
		2		0XT	
		3		0XT	
		0		15XT	
Broca diamantada	sim	1		10XT	
		2		5XT	—
		3		0XT	
		0		0XT	
Silica	sim	1		10XT	
		2		5XT	—
		3		0XT	
		0		0XT	

Cisalhamento (MPa); Tração (MPa); Fratura cerâmica (FC); TransbondXT™ (XT); FujiOrtho™ (FO); Realy-a Bond™ (RB)

Os resultados e conclusões dos estudos referentes a *brackets* de cerâmica aderidos a substratos cerâmicos, cujos valores se encontram compilados na tabela 8, foram, resumidamente, os que seguem:

### *brackets* de cerâmica

- No estudo de Hammad S e col. (2011)<sup>(149)</sup>, o grupo tratado com ácido, tem a vasta maioria das suas amostras incluídas na categoria zero, indicando que a força de adesão à cerâmica é inferior à tensão coesiva do adesivo. Os autores não encontraram correlação entre as forças de adesão e os níveis do IAR. Com percentagens não tão elevadas Al-Hity R e col. (2012)<sup>(16)</sup>, encontraram os mesmos resultados para os *brackets* cerâmicos.
- Ramos TF e col. (2012)<sup>(114)</sup>, reportaram falhas na interface resina-*bracket* o que implica que grande parte do adesivo permanece aderido ao substrato.

- Metha AS e col. (2016)<sup>(148)</sup>, referiram que o tipo de falha encontrada, nos teste de tração, com *brackets* cerâmicos, implica uma união mecânica e química entre os diferentes agentes adesivos e as cerâmica em estudo (feldspática e zircônia).

### ***brackets* de metal vs *brackets* de cerâmica**

- Foram avaliados substratos de cerâmica híbrida no estudo de Elsaka SE e col. (2016)<sup>(124)</sup>, sobre os quais a adesão de diferentes tipos de *brackets* foi testada. O IAR revelou, predominantemente, falhas adesivas (resina-substrato), sugerindo que a tensão entre o *bracket* e o adesivo, tal como a tensão coesiva do próprio adesivo, era superior à adesão entre o adesivo e a cerâmica, independentemente do tipo de *bracket*.

## **AValiação DA RUGOSIDADE DA SUPERFÍCIE**

Na literatura, os métodos empregues na avaliação da superfície após a descolagem dos *brackets* e/ou após a remoção do adesivo, utilizado na colagem dos mesmos, são bastante variáveis. Alguns autores utilizam o método de visualização por ampliação, com lupa<sup>(4)</sup> ou microscópio<sup>(153,154)</sup>, seguida de descrição ou aplicação de índices<sup>(18,155,156,157,158,159,160,161,162)</sup>, ou métodos mais exatos de caracterização e quantificação com recurso à profilometria<sup>(163,164)</sup> e ao *laser*.<sup>(23,162)</sup>

Os diferentes índices procuram caracterizar e categorizar as amostras. Assim, o primeiro índice descrito com este propósito foi o índice da superfície de esmalte (ISE) proposto por Zachrisson e Arthun, em 1979.<sup>(18)</sup> Mais tarde, o índice de danos ao esmalte (IDE) foi proposto por Schuler e Van Waes<sup>(157)</sup> e em 2011 com Schiefelbein e Rowland<sup>(162)</sup> introduziram um sistema de classificação da superfície de esmalte (SCSE). Contudo, no que diz respeito à avaliação da rugosidade da superfície dentária o índice de rugosidade de superfície (IRS), descrito por Howell S e Weekes WT (1990)<sup>(160)</sup> e mais tarde modificado por Hong e Lew (1995)<sup>(161)</sup> continua a ser utilizado.

Este índice, composto por quatro categorias classifica a superfície dentária do seguinte modo:

- categoria 1 – superfície aceitável com riscos ligeiros dispersos;
- categoria 2 – superfície medianamente rugosa, com riscos mais densos e alguns riscos grosseiros;
- categoria 3 – superfície rugosa, com numerosos risco grosseiros sobre toda a superfície;
- categoria 4 – superfície muito rugosa, com riscos grosseiros e profundos sobre toda a superfície.

## AVALIAÇÃO DA SUPERFÍCIE POR MEV E/OU ESPECTROSCOPIA DE RAIOS X POR DISPERSÃO EM ENERGIA

Outros métodos como a análise por microscopia eletrónica das superfícies<sup>(106,116,133,135)</sup>, a análise de elementos finitos<sup>(15)</sup>, a profilometria tridimensional<sup>(165)</sup> e a espectroscopia de Raios X<sup>(106)</sup>, são alguns dos exemplos de soluções mais precisas de determinação e caracterização do tipo de falha, que ocorre aquando da descolagem dos *brackets*, e quantificação do adesivo remanescente no *bracket* e/ou substrato.

### *ESMALTE DENTÁRIO HUMANO*

Chu e col. 2011<sup>(106)</sup>, utilizaram microscopia eletrónica de varrimento e análise por espectroscopia de raios X por dispersão em energia na análise das superfícies de descolagem. Os autores encontraram menos falhas de adesão no grupo onde a colagem foi feita com um sistema *self-adhesive*, e verificaram que permanece menos quantidade de adesivo aderida ao dente. Deste modo, sugeriram que este grupo teria menor adesão entre o esmalte e a resina e referiram, ainda, que em nenhum dos grupos existiu desgarramento de esmalte.

Elnafar AA e col. (2014)<sup>(116)</sup>, apresentaram os resultados da microscopia eletrónica efetuada, não como aconteceu no estudo anterior, sobre as superfícies

imediatamente após a descolagem, mas depois de feita a remoção do compósito por jateamento ou com brocas de carboneto de tungstênio laminadas. Os autores verificaram que estas deixavam sulcos mais profundos do que o método anterior.

No estudo de Montasser (2011)<sup>(135)</sup>, o autor comparou a aplicação de força (300g) na colagem de *brackets*, durante 3s, com a aplicação desta mesma força até ao final da polimerização do compósito. E fez a avaliação descritiva, utilizando a microscopia eletrônica de varrimento, do compósito que se mantém aderido ao dente depois de descolados os *brackets*. Esta análise demonstrou que existem sempre defeitos estruturais e bolhas de ar na camada de resina, quando a aplicação de força não se faz até ao final da fotopolimerização da resina composta. Nas amostras sujeitas a esta aplicação de força, os autores não encontraram defeitos estruturais e as bolhas de ar foram em menor grau. Assim, a pressão durante toda a colagem dos *brackets* parece prevenir a formação de defeitos estruturais e de descontinuidade do material. Tais observações demonstraram-se associadas a forças de adesão significativamente superiores, se a força for mantida ao longo de toda a colagem e polimerização.

## ACRÍLICO

Nenhum dos estudos incluídos nesta revisão apresentou observação por MEV e/ou espectroscopia de Raio X por dispersão em energia.

## CERÂMICA

Os estudos que avaliaram por microscopia eletrônica a superfície cerâmica, fizeram a comparação entre diferentes métodos de tratamento da superfície.<sup>(7.115.142.144,145)</sup>

Assim, relativamente à cerâmica feldspática, o *laser* CO2 nas superfícies de cerâmica com camada vítrea, produziu uma superfície relativamente lisa e não retentiva, com pequenos orifícios em forma de cratera, dispersos pela superfície. O ácido hidrófluorídrico produziu um padrão uniforme com inúmeras microporosidades,

na presença de camada vítrea. Na cerâmica onde esta camada não estava presente, o padrão foi claramente mais retentivo, com irregularidades uniformes por toda a superfície, tratada com *laser*. A preparação da superfície com ácido resulta em irregularidades profundas dispostas de tal forma que o aspeto era semelhante a uma colmeia.<sup>(144)</sup> Este padrão foi encontrado por outros autores para este tipo de cerâmica com<sup>(114,115)</sup> e sem<sup>(145)</sup> camada vítrea.

Já Erdur e col. (2015)<sup>(7)</sup> compararam dois tipos de cerâmica - feldspática e à base de leucite - sujeitas à preparação por ácido, jato de óxido de alumínio e três tipos de *laser*. Os autores verificaram que o tratamento por *laser* apresentava rugosidades uniformes com o *Ti:sapphire laser*. Contudo, com os outros dois tipos de *laser*, a superfície manteve-se semelhante à encontrada nas superfícies não tratadas, podendo influenciar negativamente a adesão. Com os tratamentos por ácido e jateamento observaram o aparecimento de fissuras e microfraturas, mais frequentes no grupo sujeito a tratamento por ácido hidrofúorídrico a 9,6%. O tipo de falha mais frequentemente encontrado foi coesivo.

A publicação de Saraç YS e col. (2011)<sup>(142)</sup> apresentou imagens obtidas por microscopia eletrónica de varrimento de três tipos de cerâmica: feldspática, fluoapatite e leucite depois de preparadas por jato de óxido de alumínio, com partículas de 25µm e com partículas de 30µm modificadas por sílica. A descrição das imagens obtidas foi semelhante à do estudo anterior<sup>(7)</sup>, para o mesmo substrato, quer de cerâmica feldspática e quer de leucite. Falkensammer E e col. (2012)<sup>(17)</sup> referiram que ambas as concentrações de ácido produziram uma superfície com microretenções, especialmente, na cerâmica à base de leucite, pela dissolução dos cristais de leucite da matriz vítrea.

A cerâmica de fluorapatite foi avaliada no estudo de Hammad S e col. (2011)<sup>(149)</sup> com os seguintes tratamentos: jato de óxido de alumínio com partículas de 50µm, ácido hidrofúorídrico e por *Cojet system* (recobrimento da superfície por sílica). A superfície demonstrou uma topografia alterada, sendo que o ácido dissolve os componentes cristalinos presentes produzindo poros que facilitam a penetração do adesivo.

As imagens obtidas com a preparação por ácido da cerâmica híbrida, incluída no estudo de Elsaka SE e col. (2016)<sup>(124)</sup>, foram semelhantes às encontradas no estudo anterior<sup>(149)</sup> para outras cerâmicas, quando submetidas a condicionamento ácido, ou seja, formou-se uma superfície aleatoriamente irregular com falhas e microporos. A aplicação de hipoclorito de sódio criou ligeiras erosões à superfície e a preparação com broca sulcos profundos. O recobrimento com sílica apresentou picos e depressões regulares.

Nenhum dos estudos incluídos nesta revisão apresentou observação por espectroscopia de Raio X, por dispersão em energia.

## DESCOLAGEM DE *BRACKETS*

O termo descolagem (*debonding*) é, frequentemente, utilizado para descrever os procedimentos que incluem a remoção não só dos *brackets*, mas também do adesivo remanescente, sobre as superfícies dentárias, após tratamento ortodôntico.<sup>(166)</sup>

A descolagem de *brackets* deve, então, ter por objetivo a eliminação dos dispositivos ortodônticos, e idealmente do adesivo, sem causar dano à superfície subjacente, mantendo-a, idealmente, nas condições existentes antes do início do tratamento ortodôntico<sup>(167)</sup>. A técnica mais segura passa por degradar a resistência adesiva, entre a superfície e o *bracket*, conferida pelo adesivo.<sup>(168)</sup>

Diversos fatores parecem influenciar o dano iatrogênico decorrente da descolagem dos *brackets* ortodônticos, nomeadamente, os métodos empregues na preparação das superfícies, previamente à colagem dos *brackets*<sup>(169,170)</sup>, o tipo de adesivo<sup>(171)</sup>, o tipo de *brackets* utilizado<sup>(15,22)</sup>, a direção da força<sup>(15)</sup> e o método de descolagem.<sup>(18,19,20,21,22)</sup>

Os métodos utilizados na remoção do adesivo remanescente, sobre a superfície dentária<sup>(22,23,24)</sup>, são também importantes, no que se refere às lesões iatrogênicas das mesmas. O método recomendado por Zachrisson e Arthun em 1979<sup>(18)</sup> – brocas de carboneto de tungsténio a baixa rotação – continua a ser o

método mais utilizado na remoção do adesivo remanescente após tratamento ortodônticos.<sup>(172,173)</sup> A utilização deste tipo de brocas com o referido propósito tem sido amplamente utilizado na literatura, variando o número de lâminas<sup>(23,163,174)</sup> e a utilização a alta<sup>(163,174)</sup> ou baixa rotação.<sup>(23,163)</sup>

## *MÉTODOS DE REMOÇÃO DE BRACKETS ORTODÔNTICOS*

Diversos métodos, para remoção de *brackets* ortodônticos, estão descritos na literatura, nomeadamente a remoção com alicates (aplicando pressão direta sobre o dispositivo a remover), sendo esta a forma mais rápida e clinicamente mais utilizada<sup>(172,173)</sup>, a descolagem eletrotérmica<sup>(175)</sup>, a utilização de ultrassons<sup>(176,177,178)</sup> e de *laser*.<sup>(168,179)</sup>

## *MÉTODOS DE REMOÇÃO DO ADESIVO REMANESCENTE*

Os métodos de remoção do adesivo remanescente sobre as superfícies dentárias, disponíveis atualmente, causam, em maior ou menor grau, dano às mesmas. Não existindo, portanto, técnicas inócuas.<sup>(173)</sup>

Analisando os ensaios publicados nos últimos sete anos, escritos em Português, Inglês, Espanhol, Italiano ou Francês, obtidos utilizando o marcador booleano "AND" e os termos MeSH "Orthodontic *Brackets*", "Dental debonding" e "Dental enamel" que consideram a eficácia e/ou o efeito sobre o esmalte dos métodos de remoção do adesivo, incluíram-se sete publicações, excluindo 47 das apresentadas pelo motor de busca Pubmed, pelos motivos expostos no diagrama (figura 5).

Dos sete estudos incluídos, um avalia apenas um método de remoção do compósito remanescente e não determina a eficácia do mesmo.<sup>(22)</sup> Dois estudos comparam três métodos quanto à sua eficácia e a alteração induzida sobre o esmalte.<sup>(24,180)</sup>

Dois estudos comparam quatro métodos de remoção do adesivo<sup>(162,163)</sup>, sendo que um determina a eficácia do método além do eventual dano causado sobre o esmalte.<sup>(162)</sup>

Os outros dois avaliam cinco métodos de remoção do compósito que permanece aderido sobre o esmalte sem analisarem a eficácia dos mesmos.<sup>(23,174)</sup>

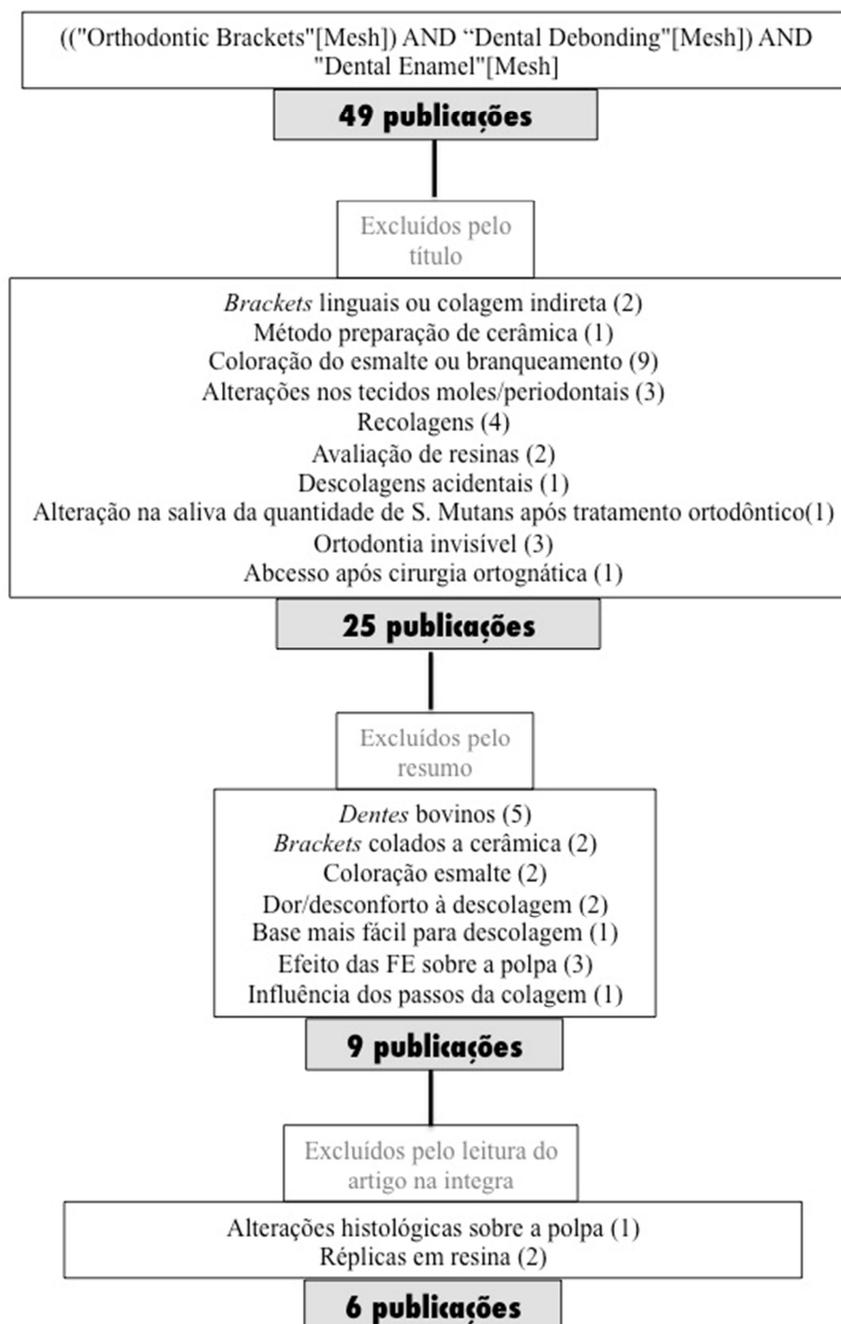


Figura 5 - Estratégia de pesquisa e método de seleção das publicações relativas à eficácia e/ou o efeito sobre o esmalte dos métodos de remoção do adesivo.

Schiefelbein C e Rowland K. A (2011)<sup>(162)</sup> avaliaram a eficácia de quatro técnicas de remoção do adesivo remanescente (alicate removedor de compósito,

broca multilaminada de carboneto de tungstênio, pedra de Arkansas e discos *Sof-Lex*) comparando-as com dentes sem qualquer tratamento. Através de microscopia eletrônica e do sistema de classificação da superfície de esmalte (SCSE), descreveram e classificaram o efeito dos métodos sobre o esmalte. Os autores concluíram que os discos *Sof-Lex* são os menos prejudiciais para o esmalte, apesar de não serem inócuos, são os que se aproximam mais do grupo controle (sem tratamento).

Ryf S e col., no seu trabalho publicado em 2012<sup>(23)</sup>, avaliaram a perda de esmalte e o IAR após descolagem dos *brackets* e após remoção do adesivo. Utilizaram brocas de carboneto de tungstênio e compararam o procedimento com outros quatro, iniciados sempre, também, como o mesmo tipo de brocas mas seguindo-se procedimentos multipassos para polimento da superfície. Estes procedimentos incluíram brocas de polimento com diferentes granulometrias. Os autores utilizaram um *scanner* por *laser*, para determinar as alterações sofridas na geometria da superfície de esmalte, decorrentes destes procedimentos, referindo ter dificuldade em eliminar totalmente o adesivo remanescente sem causar dano ao esmalte. Contudo, concluíram que não há diferenças significativas de perda de esmalte com os cinco métodos de polimento em estudo.

Ahrari F e col. (2013)<sup>(163)</sup> comparam a rugosidade do esmalte após a remoção do compósito com diferentes tipos de brocas ou com *laser* Er:YAG. A determinação da rugosidade das superfícies foi avaliada, para cada um dos grupos, por profilometria de contato após utilização de brocas multilaminada de carboneto de tungstênio a alta ou a baixa rotação, de brocas diamantadas ultrafinas ou de *laser*. Os autores não avaliaram a eficácia dos métodos utilizados, no que se refere ao tempo de atuação, concluindo que o *laser* e as brocas diamantadas têm o pior desempenho, deixando as superfícies dentárias significativamente mais rugosas do que com a utilização de brocas de carboneto de tungstênio, independentemente de se utilizar baixa ou a alta rotação.

Cardoso LA e col. (2014)<sup>(174)</sup> compararam cinco métodos distintos na remoção do adesivo remanescente sobre o esmalte dentário, sem avaliarem a sua eficácia, tal como nos anteriores estudos. Os procedimentos utilizados passaram pela utilização

de brocas de carboneto de tungstênio a alta rotação, discos *Sof-Lex*, alicate removedor de resina, aparelho de ultrassons e pontas *Fiberglass*, todos eles seguidos de polimento com pasta de pedra-pomes. Foram realizadas avaliações quantitativas e qualitativas, utilizando profilometria e o índice da superfície de esmalte descrito por Zachrisson e Arthun em 1979.<sup>(18)</sup> Os autores concluíram que o aparelho de ultrassons é o que produz maior dano ao esmalte e que o polimento melhora a rugosidade em todos os grupos. Sugeriram ainda as pontas *Fiberglass* e os discos *Sof-Lex* como as melhores soluções por serem menos prejudiciais à superfície dentária.

Suliman SN e col. (2015)<sup>(22)</sup> avaliaram apenas um método de remoção do compósito remanescente, após a descolagem de dois tipos de *brackets* cerâmicos. Os autores recorreram a um *scanner* ótico (realizado antes da colagem, imediatamente após a descolagem e após o procedimento de remoção do adesivo) para avaliar a rugosidade das superfícies após a remoção do compósito com broca de carboneto de tungstênio, verificando que em algumas amostras se mantem aderido compósito e que este procedimento causa danos sobre o esmalte, com perdas entre 20 e 30µm.

No mesmo ano Janiszewska-Olszowska J e col.<sup>(24)</sup> avaliaram a eficácia e segurança de três métodos de remoção do compósito. Neste estudo foi ainda considerado o IAR e os danos sobre o esmalte após a simples descolagem dos *brackets* e antes do procedimento de eliminação do adesivo que permanece aderido à superfície dentária. Com este propósito os autores recorreram a *scanner* 3D obtendo imagens antes da aplicação do tratamento com ácido às superfícies e após a eliminação dos adesivos pelos seguintes métodos em análise:

1. brocas de carboneto de tungstênio;
2. brocas *Shofu OneGloss*, definidas como sendo de acabamento e polimento;
3. alicate removedor de adesivo.

Os autores concluíram que todos os métodos são igualmente eficazes sendo o método manual, com alicate removedor, o menos lesivo para o esmalte. O mais lesivo foram as brocas de carboneto de tungstênio.

No mais recente estudo, Mohebi S e col. (2017)<sup>(181)</sup> realizaram a remoção do adesivo com pedra de Arkansas ou com brocas de carboneto de tungstênio, sendo que esta foram utilizadas de duas formas: visualização a “olho nu” ou visualização com lupa de aumento. Para determinar a eficácia dos métodos o tempo de aplicação das brocas foi contabilizado. A topografia do esmalte foi determinada antes da colagem dos *brackets* e após a aplicação dos métodos de remoção do adesivo, através de microscopia de força atômica. Os autores referiram que não existem diferenças entre os três métodos, na rugosidade obtida no final da remoção do adesivo, apesar de, qualquer um induzir um aumento da mesma. As brocas de carboneto de tungstênio demonstraram ser mais eficazes na eliminação do adesivo remanescente sobre a superfície de esmalte.



## CAPÍTULO II

---

### MATERIAIS E MÉTODOS

Avaliação da força de adesão entre *brackets* ortodônticos e diferentes materiais de reabilitação



## 1. PESQUISA BIBLIOGRÁFICA

A realização da revisão bibliográfica e da contextualização teórica para este estudo baseou-se numa revisão sistematizada da literatura considerando, para tal, a hipótese nula da investigação principal e do estudo secundário.

Hipótese nula da investigação principal: não existem diferenças na resistência ao cisalhamento e na resistência à tração dos dois tipos de *brackets* (cerâmicos e metálicos) aderidos às três distintas superfícies dentárias (esmalte denário, cerâmica e acrílico).

Hipótese nula do estudo paralelo: não existem diferenças entre dois métodos de remoção do adesivo remanescente, após a descolagem dos *brackets*.

A pesquisa foi efetuada através dos termos MeSH “Orthodontic *Brackets*”, “Dental Enamel”, “Tooth”, “Acrylic resin”, “Polymethyl-methacrylate”, “Provisional material”, “Ceramic”, “IPS-Empress ceramic”, “Shear Strength”, “Tensile Strength”, associados pelos marcadores “booleanos” AND e OR, nas seguintes combinações:

- “Orthodontic *Brackets*” AND “Dental Enamel” AND “Shear Strength” OR “Tensile Strength”;
- “Orthodontic *Brackets*” AND “Tooth” AND “Shear Strength” OR “Tensile Strength”;
- “Orthodontic *Brackets*” AND “Acrylic resin” AND “Shear Strength” OR “Tensile Strength”;
- “Orthodontic *Brackets*” AND “Polymethyl-methacrylate” AND “Shear Strength” OR “Tensile Strength”;
- “Orthodontic *Brackets*” AND “Provisional material” AND “Shear Strength” OR “Tensile Strength”;
- “Orthodontic *Brackets*” AND “Ceramic” AND “Shear Strength” OR “Tensile Strength”;
- “Orthodontic *Brackets*” AND “IPS-Empress ceramic” AND “Shear Strength” OR “Tensile Strength”.

A pesquisa secundária foi efetuada através dos termos MeSH “Orthodontic *Brackets*”, “Dental Enamel”, “Dental debonding” associados pelo marcador booleano AND.

Foram incluídos artigos publicados nos últimos sete anos, nas línguas inglesa, portuguesa, espanhola, italiana e francesa, que avaliassem a força de adesão em testes *in vitro* de cisalhamento ou de tração (uma vez que uma medição precisa *in vivo* não se encontra publicada, dada a dificuldade prática de execução), entre

*brackets* ortodônticos e superfície de esmalte humano, superfície acrílica e/ou cerâmica, independentemente do objetivo e hipótese nula dos trabalhos. Assim como artigos abordando métodos de remoção do adesivo remanescente, *in vitro*, após remoção de *brackets* ortodônticos colados em dentes humanos.

Ao longo da investigação foram também incluídos artigos pela relevância do tema, frequência de citação (pelas publicações selecionadas mediante os critérios descritos anteriormente) e atualidade, bem como livros com relevância na área.

## 2. TIPO DE ESTUDO

O presente trabalho de investigação foi realizado no âmbito do Curso de Doutorado em Medicina Dentária, da Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto.

Trata-se de um estudo analítico observacional. Este ensaio *in vitro* foi compartimentado em quatro fases distintas:

- A preparação e confeção dos substratos e a colagem dos *brackets* ortodônticos, realizada na Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto (Portugal);
- A fase de ensaios de fadiga por ciclagem térmica e testes de fadiga mecânica, por cisalhamento e tração, efetuados no Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade do Minho (Guimarães, Portugal);
- A fase de aquisição das imagens por microscopia:
  - Microscopia ótica (MO) para determinação do índice de adesivo remanescente, realizada no Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade do Minho (Guimarães, Portugal);
  - Microscopia eletrónica por varrimento e a análise por espectroscopia de Raio X foram realizadas na Universidade Federal de Santa Catarina (Florianópolis, Brasil).

- O tratamento estatístico dos dados foi realizado na Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade Fernando Pessoa.

O estudo secundário, desenvolvido em paralelo, é também um estudo analítico observacional, transversal e teve os seus procedimentos práticos realizados entre a Universidade Fernando Pessoa e a Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto.

### 3. AMOSTRA

#### AMOSTRA PRINCIPAL

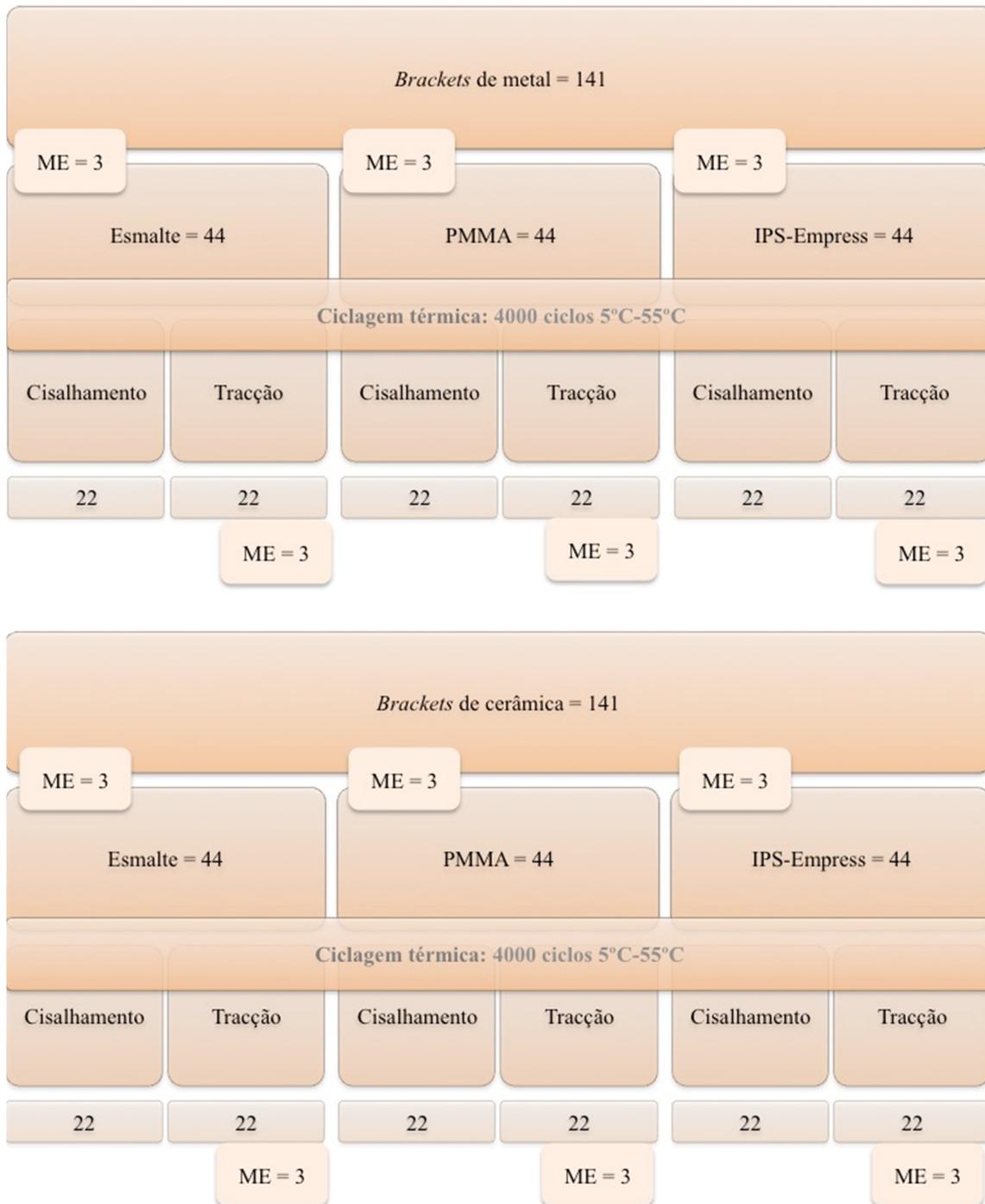


Figura 6 - Composição e distribuição pelos grupos, de estudo, das amostras da investigação principal.

A amostra deste estudo (figura 6), foi constituída por 132 dentes/coroas (todos com anatomia semelhante - primeiros molares maxilares), e dividida em três grupos:

- grupo I: composto por 44 dentes humanos;
- grupo II: constituído por 44 coroas de acrílico (polimetil-metacrilato);
- grupo III: compreendendo 44 coroas de cerâmica à base de leucite (IPS Empress system).

Cada dente/coróa recebeu na sua face vestibular dois *brackets*, um de metal e um estético.

Os *brackets* de metal utilizados foram em aço inoxidável - (Master Series, American Orthodontics, USA), com 10,97 mm<sup>2</sup> de área. Estes *brackets* apresentavam uma base gravada por ácido e recoberta por uma malha de calibre 80.

Os *brackets* estéticos, foram de cerâmica à base de alumina (*Radiance Brackets, Empower Clear Brackets, American Orthodontics, USA*), com 11,61 mm<sup>2</sup> de área e a sua base apresentava três sulcos destinados ao aumento da retenção mecânica.

Ambos os tipos de *brackets* eram, de acordo com o fabricante, adequados a qualquer tipo de adesivo ortodôntico e não necessitavam de qualquer tipo de tratamento prévio das suas bases.

Uma vez colados os dois *brackets* por face (figura 7), os grupos (esmalte, acrílico e cerâmica) foram ainda divididos, aleatoriamente, em dois subgrupos, de acordo com os testes mecânicos a que foram submetidos:

- O sub-grupo 1 incluiu os *brackets* que foram descolados por cisalhamento;
- O sub-grupo 2 incluiu os *brackets* que foram descolados por tração.

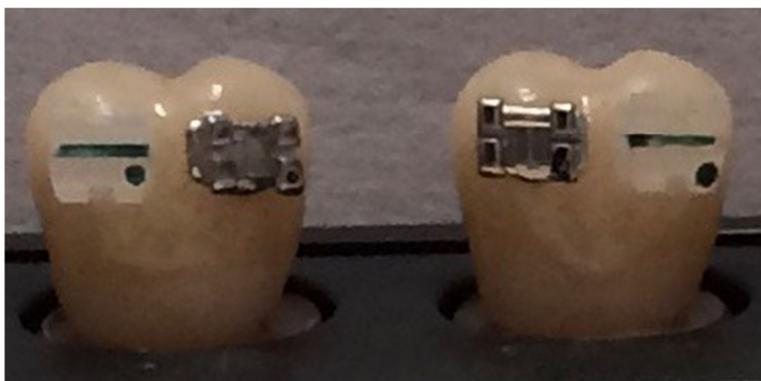


Figura 7 - Imagem ilustrativa da colagem dos *brackets* ortodônticos às superfícies dentárias.

## AMOSTRA DO SEGUNDO ESTUDO

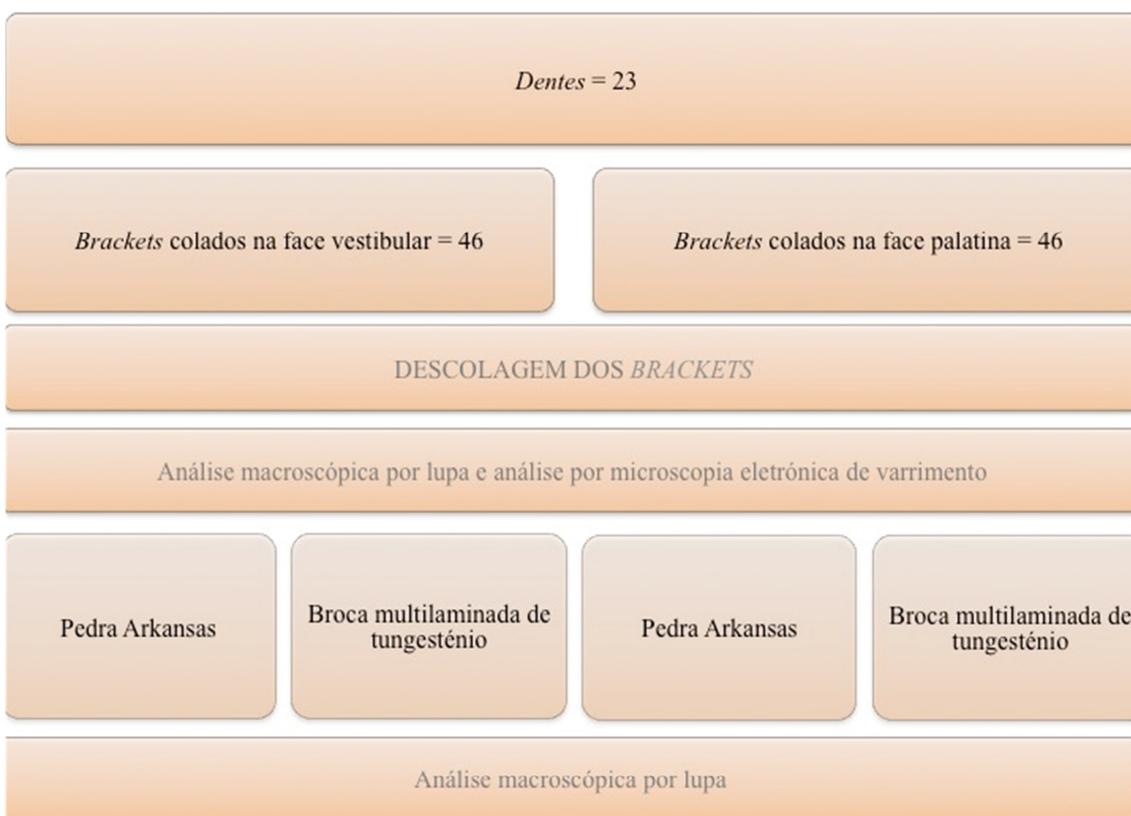


Figura 8 - Composição e distribuição pelos grupos, de estudo, das amostras do segundo estudo.

A amostra deste segundo estudo, constituída por 23 dentes (primeiros molares maxilares), recebeu 92 *brackets* em aço inoxidável, quatro por dente, dois na superfície vestibular e dois na superfície lingual.

Uma vez colados os quatro *brackets* por dente, estes foram distribuídos, aleatoriamente, pelos seguintes grupos:

- Grupo A: incluiu os dentes cujo adesivo foi removido utilizando pedras de Arkansas a baixa rotação;
- Grupo B: incluiu os dentes cujo adesivo foi removido utilizando brocas multilaminadas de tungsténio a baixa rotação.

Os dentes de ambas as amostras obedeceram aos seguintes critérios de inclusão:

- molares extraídos por outras causas que não o compromisso coronário por cárie ou outros fatores;
- molares com a superfície de esmalte, vestibular e palatina, intacta;
- molares sem qualquer tratamento prévio com agentes químicos;
- molares que se mantiveram armazenados à temperatura ambiente submersos em soro fisiológico até à data de início do estudo;

Dentes com lesões prévias de esmalte foram excluídos.

## 3.1 PREPARAÇÃO DA AMOSTRA

### 3.1.1 AMOSTRA PRINCIPAL

#### 3.1.1.1 Esmalte dentário

No grupo I, previamente à colagem dos *brackets* os dentes humanos, com tempo de extração indeterminado, foram limpos de quaisquer tecidos moles residuais e imersos em solução de cloramina a 4°C, por um período de 7 dias. Posteriormente

foram hidratados em água destilada, também a 4°C, durante mais uma semana, até ao momento da colagem dos *brackets*.

Imediatamente antes da colagem dos *brackets* a superfície de esmalte foi limpa com ponta de ultrassons e polida com escova de polimento a baixa rotação, usando pasta de polimento sem flúor, durante 15s. Posteriormente, foi enxaguada e seca com jato de ar, livre de óleo e humidade, durante 3s.

Nos locais destinados à colocação dos *brackets* (face vestibular), o esmalte recebeu ácido fosfórico a 37% (Octacid, Clarben S.A., pH <2 at 20°C) durante 30s em dois locais, um mesial e outro distal, sendo, posteriormente, lavado abundantemente com água ao longo de 60s. A superfície foi seca, cuidadosamente, com jato de ar, isento de óleo e de humidade durante 3s.

### 3.1.1.2 Coroas acrílicas em polimetil-metacrilato

As coroas de polímero acrílico à base de polimetil-metacrilato (SR Orthotyp, Ivoclar Vivadent, Liechtestein), que constituem o grupo II, foram adquiridas pré-formadas em *kits* de oito dentes posteriores maxilares, incluindo primeiros e segundos pré-molares, assim como, primeiros e segundos molares. Foram apenas incluídas neste trabalho as coroas de primeiros molares maxilares, como referido anteriormente. As coroas foram limpas de qualquer resíduo, nomeadamente de cera sobre a qual vêm colocadas antes de receberem o tratamento destinado à colagem dos *brackets* ortodônticos.

No momento da preparação das superfícies para a colagem dos *brackets* a superfície acrílica foi limpa com pontas ultrassónicas e polida com pedra de Arkansas a baixa rotação, com pasta de polimento sem flúor, durante 15s. Posteriormente, foi enxaguada com água e seca com *spray* de ar, livre de óleo, durante 3s.

Nos locais destinados à colocação dos *brackets* as coroas receberam o mesmo protocolo previamente descrito, para os dentes naturais: aplicação de ácido fosfórico a 37% (Octacid, Clarben S.A., pH <2 at 20°C) durante 30s, seguindo-se a lavagem

com água por 60s e a secagem, com jato de ar isento de óleo e de humidade durante 3s.

### 3.1.1.3 Coroas cerâmicas à base de leucite

As coroas de cerâmica à base de leucite (IPS Empress system, Ivoclar Vivadent, Liechtestein), que compõem o grupo III, foram confeccionadas em laboratório, uma vez que esta cerâmica é fornecida em pequenos lingotes (“ingots”). Os blocos cerâmicos foram, através da técnica de CAD/CAM processados copiando a anatomia de uma das coroas de um primeiro molar maxilar incluído no grupo I (dentes naturais).

A cerâmica também foi limpa com ultrassons e polida com pedra de Arkansas a baixa rotação, com pasta de polimento sem flúor, durante 15s. Posteriormente, foi enxaguada e seca com *spray* de ar, livre de óleo, durante 3s.

Aquando da colagem dos *brackets* e, imediatamente antes desta a superfície foi tratada com ácido hidrofúorídrico (HF) a 9,6% (Porcelain Etch Gel, Pulpdent, pH <1.5 at 20°C) durante 30s, nos locais destinados à colagem dos *brackets*, seguindo o mesmo princípio, anteriormente descrito para o grupo I. Também o protocolo de lavagem e secagem depois da aplicação do ácido obedeceu aos mesmos critérios, mencionados previamente.

### 3.1.2 AMOSTRA SECUNDÁRIA

Antes da colagem dos *brackets* a superfície de esmalte foi limpa com ultrassons e polida com escova de polimento a baixa rotação, com pasta de polimento sem flúor, durante 15s. Posteriormente, foi enxaguada com água e seca com jato de ar. Nos locais destinados à colocação dos *brackets* (face vestibular e face palatina) o esmalte recebeu a solução de ácido fosfórico a 37%, recomendada pelo fabricante do sistema adesivo selecionado para este estudo (Octacid, Clarben S.A., pH <2 a 20 °C) durante 30s em dois locais por face, seguindo-se uma lavagem

abundantemente com água. A superfície foi seca, cuidadosamente, com jato de ar, isento de óleo e de humidade durante 3 segundos.

## 3.2 COLAGEM DOS *BRACKETS*

### 3.2.1 AMOSTRA PRINCIPAL

Os *brackets* dos três grupos foram colados através da técnica de colagem direta, utilizando o sistema adesivo Transbond XT™ (3M Unitek, Monrovia, California, USA), indicado para colagem de *brackets*, quer de metal, quer de cerâmica. A colagem foi realizada respeitando na íntegra as instruções do fabricante. A composição encontra-se na tabela 9, que se segue.

**Tabela 9** - Composição do sistema adesivo Transbond XT™ (3M Unitek, Monrovia, California, USA)

Material	Composição
Primer Transbond XT	TEGDMA, Bis-GMA, e camphorquinone
Compósito Transbond XT	Bis-GMA, silano, n-dimetilbenzocaina, fósforo hexafluoretado, e carga inorgânica - partículas de sílica 77%)

Assim, após a limpeza, preparação mecânica das superfícies e aplicação do ácido, foi aplicada uma camada fina e uniforme de *primer* (Transbond™ XT Primer, 3M Unitek, Monrovia, California, USA). O adesivo foi colocado em pequenas porções no centro da base dos *brackets*, de modo a minimizar o extravasamento do mesmo, antes da sua aplicação sobre a superfície dentária devidamente preparada.

A aplicação dos *brackets* foi conseguida com recurso a uma pinça ortodôntica “porta-*bracket*”, exercendo pressão sobre a superfície do dente. Em seguida, o centro do *bracket* foi pressionado firmemente contra a superfície com uma sonda exploradora, sendo a mesma utilizada para remover os excessos de adesivo ao redor do *bracket*.

A lâmpada de polimerização LED.B de 1400mW/cm<sup>2</sup> foi posicionada a cerca de 2-3mm da base do *bracket* durante 20s. Nos *brackets* de metal a polimerização aconteceu por mesial (10s) e distal (10s) e nos *brackets* de cerâmica a incidência da

luz fez-se de forma perpendicular à base (20s), tal como recomendado pelo fabricante.

### 3.2.2 AMOSTRA SECUNDÁRIA

Os *brackets* desta amostra foram, também, colados através da técnica de colagem direta, descrita previamente. Contudo, foi utilizado o sistema adesivo Grengloo™ de mudança bifásica de cor, para *brackets* metálicos (Grengloo™, Ormco™, Glendora). Este compósito contém um corante sensível à temperatura, pelo que se torna semelhante ao esmalte quando a temperatura corporal é atingida e retorna à cor verde inicial com temperatura inferior à do corpo. A cor verde facilita a visualização dos excessos de adesivo durante a colagem ou do adesivo remanescente durante a descolagem dos mesmos.

A colagem foi realizada respeitando na íntegra as instruções do fabricante.

## 4. PROCEDIMENTOS LABORATORIAIS

### 4.1 AMOSTRA PRINCIPAL

#### 4.1.1 CICLAGEM TÉRMICA OU TERMOCICLAGEM

Depois de devidamente colados os *brackets*, as amostras foram sujeitas a ciclagem térmica para envelhecimento e aproximação à realidade clínica.

De modo a controlar mais facilmente a variação térmica entre recipientes, durante toda a ciclagem, as amostras de cada sub-grupo (ciselamento/tração) foram ainda divididas em dois outros grupos, tendo sido submetidas ao envelhecimento em dois tempos diferentes, cumprindo, no entanto, o mesmo número de ciclos e sujeitos às mesmas variações térmicas.

Para a ciclagem térmica foi utilizada saliva artificial, com pH 5.5, de acordo com o descrito por Fusayama et al. em 1963<sup>(180)</sup>, com temperaturas de 5°C e 55°C.

O protocolo implementado obedeceu às recomendações ISO/TR11450 (2003).<sup>(182)</sup> O tempo de cada ciclo foi de 45s distribuído da seguinte forma: 15s a 5°C,

15 segundos à temperatura ambiente e 15s a 55°C. Todas a amostras foram sujeitas a 4000 ciclos de termociclagem.

**Tabela 10** - Composição da saliva artificial de Fusayama (pH 5,5) usada ciclagem térmica.

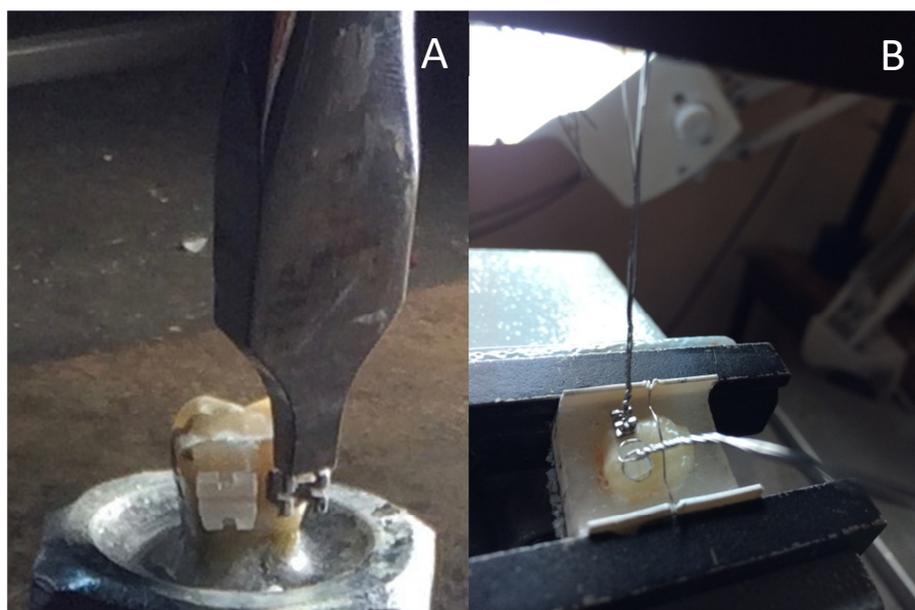
Compostos	Saliva Artificial (g/L)
NaCl	0.4 g
KCl	0.4g
CaCl <sub>2</sub> .2H <sub>2</sub> O	0.795g
Na <sub>2</sub> S <sub>2</sub> O <sub>3</sub> .5H <sub>2</sub> O	0.005g
NaH <sub>2</sub> PO <sub>4</sub> .2H <sub>2</sub> O	0.69g
Ureia	1g
Água destilada	1000ml
pH	5.5

A composição da saliva artificial com pH 5.5, de acordo com o descrito por Fusayama et al. em 1963<sup>(180)</sup> está sumariada na tabela 10.

#### 4.1.2 TESTES MECÂNICOS DE CISALHAMENTO E DE TRAÇÃO

Quarenta e quatro amostras de cada grupo foram distribuídas por dois sub-grupos, de acordo com o teste de adesão a que seriam sujeitos:

- 22 amostras, de cada grupo, em que os *brackets* foram descolados usando força vertical de cisalhamento (figura 9 A);
- 22 amostras, por grupo, em que os *brackets* foram descolados usando força horizontal de tração (figura 9 B).



**Figura 9** - Mecanismos de descolagem utilizados nos testes de cisalhamento (A) e de tração (B).

Para os testes de cisalhamento e de tração, os dentes foram embutidos em resina acrílica Epoxy - EpoFix™ (Struers, Dinamarca, Izasa, Portugal), após ciclagem térmica e mantidos em água destilada até ao momento da realização dos testes, para evitar desidratação das amostras. Os testes foram efetuados numa máquina de testes universal (Inston 8874, 25kN; Instron Corp., Norwood, Massachusetts, USA), com uma célula de 25kN, a uma velocidade de 0,5mm/min seguindo as recomendações ISO/TR11450 (2003)<sup>(182)</sup> para este tipo de testes.

O sistema informático associado à máquina de teste efetua um registo automático das forças em N. Os valores de força, obtidos no momento da descolagem dos *brackets*, foram transferidos para uma base de dados e, posteriormente, convertidos em MPa, de acordo com a seguinte fórmula:

$$R \text{ (N/mm}^2\text{)} = \frac{F \text{ (N)}}{B \text{ (mm}^2\text{)}}$$

Em que: R - força de adesão; F - força; B - área do *bracket*.

Nos testes de tração, foram amarrados dois fios de arame de calibre .012 em cruz, aos *brackets*, e posteriormente entrelaçados em quatro fios de arame, de forma a criar um cabo suficientemente resistente para os testes de fadiga mecânica.

No sentido de garantir que a força obtida corresponderia unicamente à força necessária para as descolagens dos *brackets* por meio de teste de cisalhamento ou de tração, e não pelo deslocamento da amostra dentro da resina acrílica Epoxy - EpoFix™ (Struers, Dinamarca, Izasa, Portugal), realizou-se o seguinte procedimento:

- Nos testes de cisalhamento mediu-se a distância desde a ponta de uma das cúspides até ao início da resina acrílica Epoxy;
- Nos testes de tração utilizou-se um fio de arame 3.012 polegadas. Este foi colocado ao redor de todo o bloco de acrílica Epóxi, contendo a amostra, e sobre a própria amostra. O fio de arame foi posteriormente dobrado nas extremidades de modo a tocar diretamente na resina de embutimento.

## 4.2 AMOSTRA SECUNDÁRIA

### 4.2.1 DESCOLAGEM DOS BRACKETS

Duas semanas após a colagem, os *brackets* foram descolados utilizando um Alicate de Weingart Universal (Premium-Line, Dentaurum™, Germany). Com recurso ao alicate foi aplicada uma carga mesio-distal, produzindo força na interface dente-adesivo-*bracket*, até à descolagem.

### 4.2.2 REMOÇÃO DO ADESIVO REMANESCENTE

Descolados os *brackets*, e após análise da superfície de esmalte, o adesivo que permaneceu aderido ao substrato foi removido por um dos dois métodos em estudo: pedra de Arkansas (Edenta™, Switzerland), em contra-ângulo – a baixa rotação ou, a broca multilaminada de carboneto de tungsténio (Komet™, Brasil), também em contra-ângulo – a baixa rotação. O procedimento com cada um dos métodos foi

realizado em duas localizações por dente, uma vestibular e outra palatina, durante, no máximo, 45s.

A cada dez utilizações as brocas foram substituídas por novas, da mesma marca e modelo.

## 5. ANÁLISE MACROSCÓPICA DAS AMOSTRAS

Após descolagem dos *brackets*, as amostras foram observadas, utilizando uma lupa macroscópica (Leica™ Wild, Leica), com uma ampliação de 40x, de modo a determinar a presença/ausência de dano sobre o esmalte consequente da descolagem. As amostras foram, ainda, fotografadas, com a mesma ampliação, através de uma câmara (Leica™ DFC295, Leica), acoplada à referida lupa.

Nas amostras secundárias a área do adesivo remanescente, sobre a superfície dentária, foi, também, determinada utilizando as imagens obtidas.

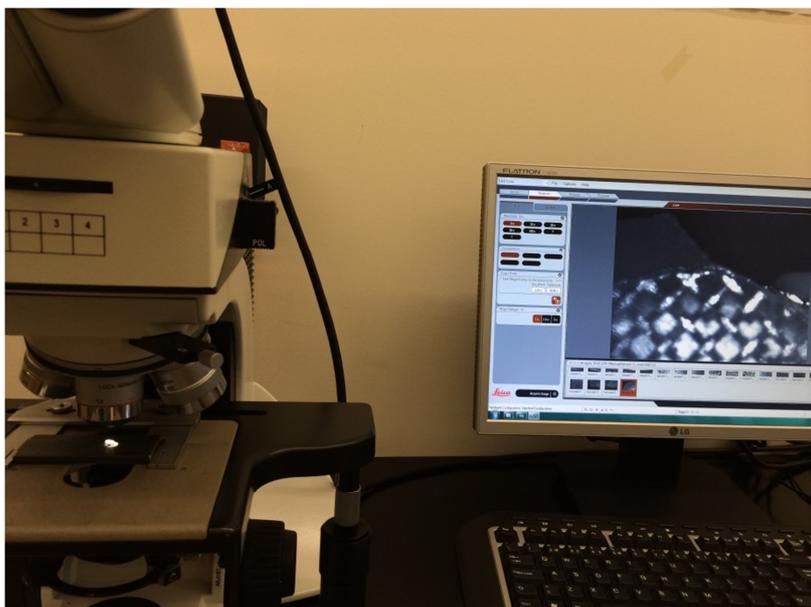
Após o procedimento teste, de remoção do compósito aderido às superfícies dentárias, foram obtidas novas imagens, pelo mesmo método e ampliação, com o propósito de determinar o índice de rugosidade de superfície (IRS).

A determinação da área de adesivo e do índice de rugosidade de superfície foram efetuadas pelo mesmo observador, devidamente treinado e desconhecendo o método utilizado na remoção do compósito.

## 6. ANÁLISE MICROSCOPIA DAS AMOSTRAS

### 6.1 ANÁLISE POR MICROSCOPIA ÓTICA (MO), DA AMOSTRA PRINCIPAL

Após os procedimentos de descolagem dos *brackets*, cada amostra foi inspecionada com uma ampliação de 50x, utilizando microscópio ótico da marca Leica™ do modelo DM2700 M (figura 10), independentemente do substrato ou tipo de *bracket*.



**Figura 10** - Exemplo do procedimento para inspeção, utilizando microscópio ótico (Leica™ DM2700 M), da base dos brackets após teste de cisalhamento e tração.

Dada a elevada ampliação, foram capturadas entre seis (*brackets* de metal) a oito (*brackets* de cerâmica) imagens de cada amostra, sendo posteriormente e minuciosamente unidas numa imagem única de 2x3mm de área em formato “jpeg”. Convertida a imagem, esta foi importada para o programa ImageJ 2.0.0. através do qual foi determinada a área de adesivo remanescente.

De forma a minimizar o viés, as medições foram efetuadas duas vezes pelo mesmo observador, devidamente treinado e desconhecendo o tipo de teste utilizado (cisalhamento ou tração), com um intervalo de 6 meses, entre as avaliações, tendo sido utilizado o valor médio obtido nos dois momentos de avaliação na determinação do IAR.

## 6.2 ANÁLISE POR MICROSCOPIA ELETRÓNICA DE VARRIMENTO (MEV)

Algumas amostras, tanto principais como secundárias, foram selecionadas aleatoriamente para análise por microscópica eletrónica de varrimento MEV, no

modo elétrico secundário (ES) e retroespalhado (ESR) com ampliação variando entre x100 e x2000, em 10–15 kV.

As amostras a analisar por microscopia eletrônica de varrimento foram revestidas por uma camada ultrafina de metal eletricamente condutor (com espessura entre 2 e 22nm), de ouro (Au), para análise das interfaces na amostra principal ou de prata e paládio (Ag/Pd) para análise de superfícies.

O objetivo deste revestimento *Sputter* para MEV foi evitar o sobrecarregamento das amostras, que aconteceria por acúmulo de campos elétricos estáticos, decorrentes deste tipo de microscopia, e melhorar a qualidade da imagem emitida.

### 6.2.1 AMOSTRA PRINCIPAL

#### **Análise da interface *bracket*-adesivo-substrato**

Antes e depois da termociclagem, foram selecionadas aleatoriamente algumas amostras, para observação do local de adesão *bracket*-adesivo-substrato,

As amostras selecionadas foram embutidas em resina acrílica Epoxy - EpoFix™ (Struers, Dinamarca, Izasa, Portugal) e seccionadas perpendicularmente à interface *bracket*-adesivo.

Uma vez cortadas, as amostras embutidas em resina foram processadas utilizando lixas de carboneto de silício com uma malha de granulometria sucessivamente menor, sendo a menor de 2500µm e, posteriormente, polidas utilizando uma pasta diamantada de 1µm. Posteriormente receberam um revestimento adequado à visualização por MEV, como descrito anteriormente.

#### **Análise das superfícies após aplicação de ácido**

Algumas amostras, sem ciclagem térmica, foram retiradas antes da colagem dos *brackets*, imediatamente após a aplicação do ácido fosfórico a 37% (Octacid, Clarben S.A., pH <2 at 20 °C) durante 30s, nos casos de dentes naturais e coroas provisórias em acrílico, ou após a aplicação do ácido hidrófluorídrico a 9,6% (Porcelain

Etch Gel, Pulpdent, pH <1.5 at 20 °C) durante 30s, nas coroas em cerâmica. Estas amostras, depois de aplicado o protocolo de lavagem e secagem previamente descrito (no sub-capítulo 3.1 - “preparação da amostra” do presente capítulo), foram preparadas para observação por microscopia eletrônica de varrimento com o intuito de analisar as características das superfícies dentárias em estudo (esmalte, acrílico, cerâmica) sujeitas a este tipo de tratamento com ácido.

### 6.2.2 DA AMOSTRA DO SEGUNDO ESTUDO

#### **Análise do adesivo remanescente aderido à superfície dentária**

Algumas amostras, após a descolagem dos *brackets*, com técnica manual, através da utilização de um Alicata de Weingart Universal (EQ-Line, DentaaurumTM, Germany), foram analisadas através microscopia eletrônica de varrimento.

## 6.3 ANÁLISE POR ESPECTROSCOPIA DE RAIOS X

A caracterização química das amostras foi efetuada com o recurso à técnica de espectroscopia de raios X por dispersão em energia, que se baseia na investigação das amostras através de interações entre partículas ou radiação eletromagnética e matéria. Esta técnica associa o nível de energia dos raios X aos níveis de energia dos elementos que os geraram.

Após os testes mecânicos de tração e cisalhamento algumas amostras foram, aleatoriamente, sujeitas a esta técnica, para determinar quais os elementos presentes no adesivo remanescente sobre o *bracket*.

## 7. DETERMINAÇÃO DOS ÍNDICES DE ADESIVO REMANESCENTE

O índice de adesivo remanescente foi determinado por percentagem de adesivo, obedecendo à seguinte fórmula:

$$\text{IAR} = \frac{\text{Área de adesivo remanescente}}{\text{Área do } \textit{bracket}} \times 100\%$$

E posteriormente categorizado, segundo os índices de Artun e Bergland (1984)<sup>(151)</sup> e Bishara e Trulove (1990)<sup>(152)</sup>, previamente descritos.

## 8. ANÁLISE ESTATÍSTICA

A análise estatística dos dados foi realizada usando o *software* IBM SPSS Statistics 22.0 e 23.0 (IBM Corp., Armonk, N.Y., EUA), considerando um nível de significância de 0,05 ( $\alpha = 0,05$ ).

### 8.1 DA AMOSTRA PRINCIPAL

Os dados sobre os valores de resistência (MPa) e o índice de adesivo remanescente (%) foram descritos utilizando a média e desvio padrão (SD), bem como o valor mínimo e o valor máximo para cada superfície (dentes naturais, cerâmica e acrílico) e tipo de *bracket* (aço inoxidável e cerâmica), assim como para a resistência ao cisalhamento e à tração.

A comparação adicional dos valores médios de resistência (MPa) e dos valores médios do IAR (%) por tipo de superfície e tipo de *bracket*, foi efetuado através do teste estatístico ANOVA a dois fatores (*two-way* ANOVA), uma vez que as observações destas variáveis para a maioria dos grupos de ambos os fatores (tipo de superfície e tipo de *bracket*) se apresentaram normalmente distribuída (de acordo com o teste Shapiro-Wilk). Nas situações em que as distribuições não se apresentaram normalmente distribuídas, tal não se deveu a problemas de simetria, e foi ainda obtida homogeneidade das variâncias (teste Levene).

Após detecção de diferenças significativas (ANOVA a dois fatores), as diferenças significativas em relação ao tipo de superfície foram analisadas de acordo com o teste pós-hoc de Tukey, e quanto ao tipo de *brackets* através do teste *t-student*.

A comparação da distribuição percentual de IAR (segundo Artun e Bergland, 1984)<sup>(151)</sup> obtida no presente estudo com valores descritos em literatura foi realizada através de testes de qui-quadrado. A comparação de valores médios de força obtidos no presente estudo com valores descritos em literatura foi realizada utilizando teste t-Student.

## 8.2 DA AMOSTRA DO SEGUNDO ESTUDO

A associação entre variáveis categóricas foi realizada utilizando testes de qui-quadrado ou testes exatos de Fisher (quando os pressupostos de frequências e perdas para o T. Qui-quadrado eram violados).

A comparação da possível alteração dos valores de categorias de IAR antes e após a utilização das pedras de Arkansas e das brocas multilaminadas de tungstênio foi realizada através do teste do Sinal.

A comparação entre os valores médios de adesivo remanescente por método de remoção foi efetuada utilizando um teste t-Student.

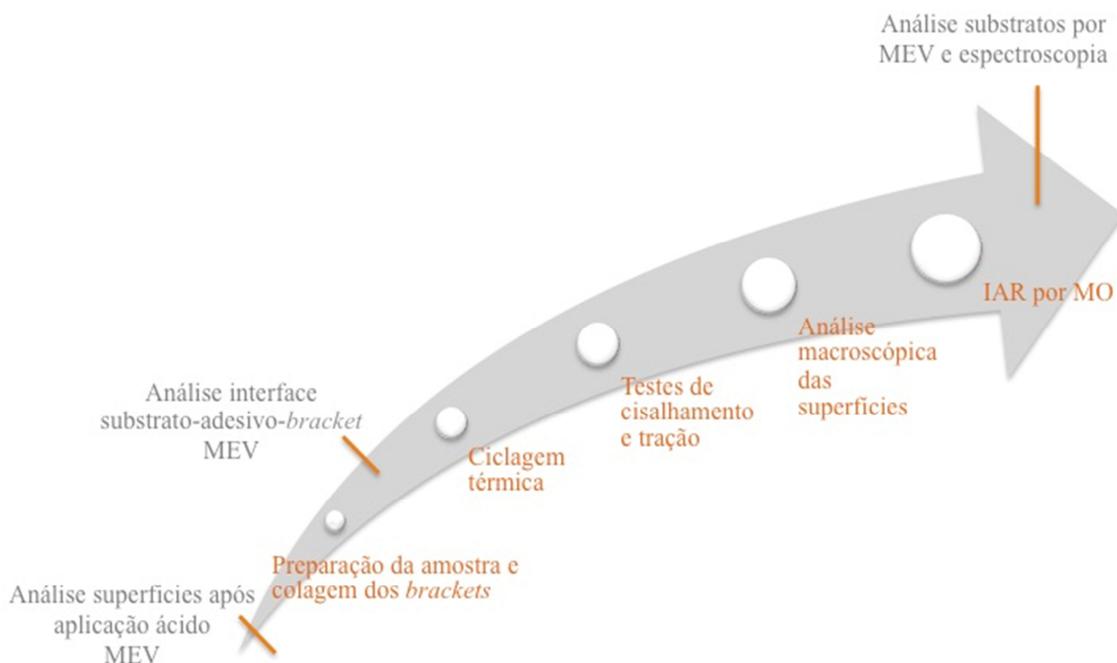
## 9. RESUMO CRONOLÓGICO DOS PROCEDIMENTOS APLICADOS

### 9.1 AMOSTRA PRINCIPAL

Descrevendo os procedimentos no tempo, de uma forma resumida, a amostra principal obedeceu, tal como ilustrado pela figura 11, ao seguinte:

- preparação dos substratos de todas as amostras, para os três grupos – esmalte, acrílico e cerâmica;

- análise por microscopia eletrônica de varrimento da superfície, após condicionamento ácido, de três amostras de esmalte, acrílico e cerâmica;
- colagem dos *brackets*, de aço inoxidável e de cerâmica, às superfícies previa e devidamente preparadas;
- remoção de três amostras de cada, também, para análise por microscopia eletrônica de varrimento da interface substrato-adesivo-*bracket*, antes da ciclagem térmica;
- ciclagem térmica das restantes amostras (44, por grupo);
- testes de cisalhamento e testes de tração;
- análise macroscópica dos substratos para identificação de dano;
- análise por microscopia ótica de todas as amostras e determinação do IAR;
- análise aleatória de algumas amostras por microscopia eletrônica de varrimento e espectroscopia de raios X por dispersão em energia.

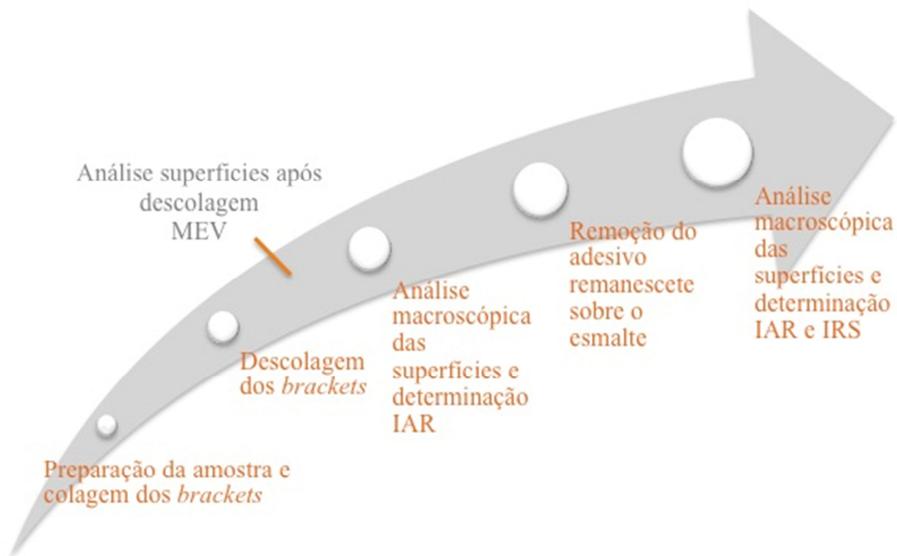


**Figura 11** - Resumo cronológico dos procedimentos aplicados no estudo principal.

## 9.2 AMOSTRA DO SEGUNDO ESTUDO

A amostra do segundo estudo seguiu, tal como ilustrado (figura 12), os passos enunciados:

- preparação dos substratos e colagem dos *brackets*;
- descolagem dos *brackets* e análise aleatória de algumas superfícies por microscopia eletrónica de varrimento;
- observação macroscópica das superfícies e determinação do IAR;
- remoção do adesivo remanescente com pedras de Arkansas ou brocas multilaminadas de tungsténio, a baixa rotação;
- análise macroscópica das superfícies e determinação do IAR e do IRS.



**Figura 12** - Resumo cronológico dos procedimentos aplicados no segundo estudo.



## CAPÍTULO III

---

### RESULTADOS

Avaliação da força de adesão entre *brackets* ortodônticos e diferentes materiais de reabilitação



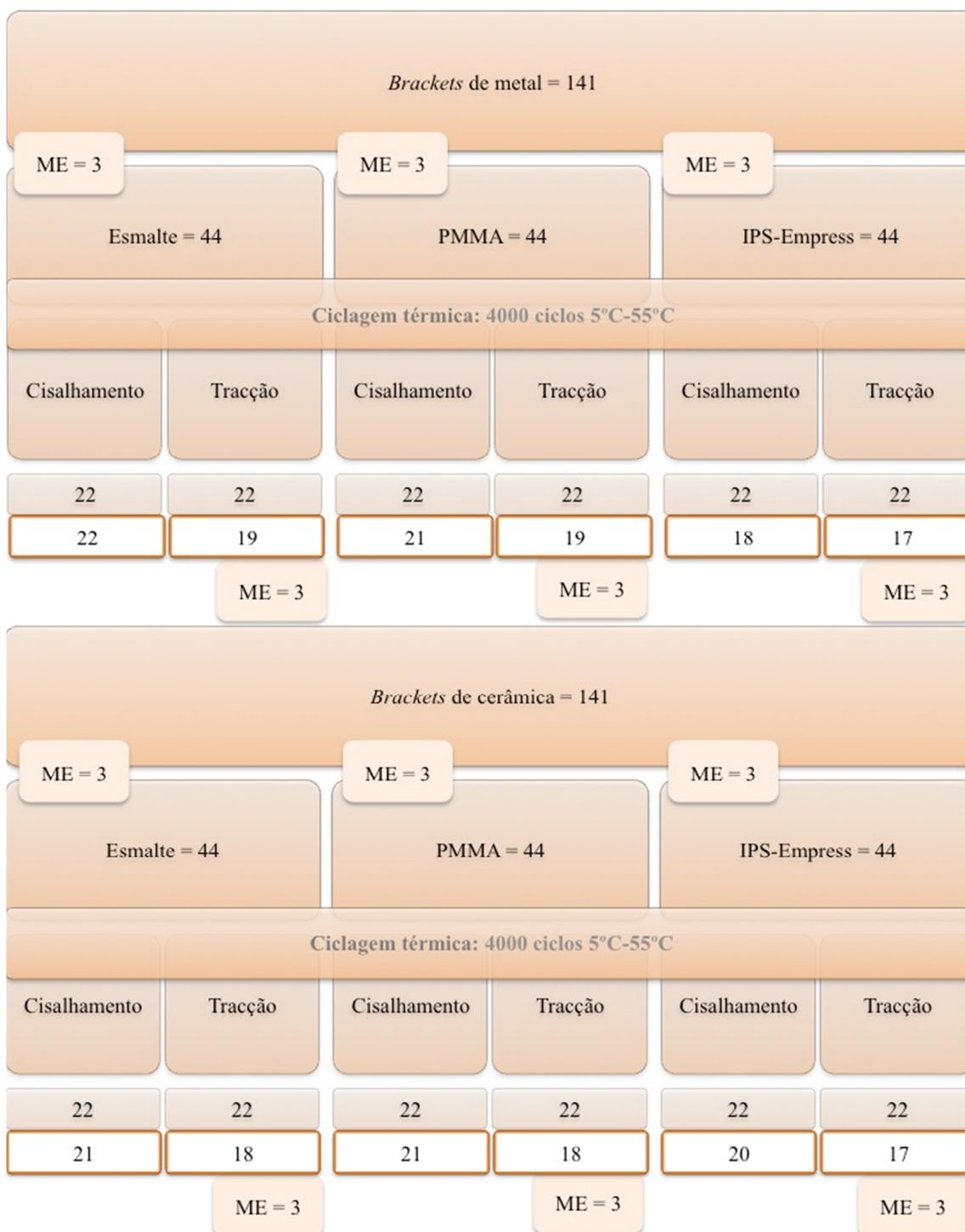
## 1. OBJETIVO

Neste estudo avaliou-se a influência do tipo de *bracket* sobre a resistência ao corte e à tração e a quantidade de adesivo remanescente, associados à descolagem de *brackets*, em esmalte de dentes humanos, em coroas acrílicas e coroas cerâmicas, após ciclagem térmica.

Secundariamente comparou-se a eficácia e efeito, sobre o esmalte, de dois métodos de remoção do adesivo remanescente, frequentemente utilizados, após a descolagem dos *brackets*.

## 2. ANÁLISE DESCRITIVA DA AMOSTRA

### 2.1 AMOSTRA PRINCIPAL



**Figura 13** - Composição, distribuição planeada pelos grupos e distribuição após perdas, das amostras da investigação principal.

A amostra, constituída por 141 *brackets* de metal e 141 *brackets* de cerâmica e 132 substratos, foi dividida por três grupos de acordo com o diagrama da figura 13, sendo que antes e depois da ciclagem térmica, foram retiradas três amostras para avaliação por microscopia eletrônica de varrimento (MEV). A figura 13 sumaria os grupos formados, assim como o número de amostras planejadas para cada situação e as obtidas após perdas.

Antes da ciclagem e com o propósito de avaliar, através de microscopia eletrônica de varrimento, o efeito sobre as diferentes superfícies da aplicação de ácido fosfórico a 37% (esmalte e acrílico PMMA) e do ácido fluorídrico a 9,6% (cerâmica IPS-Empress) foram retiradas 3 amostras de cada.

Após a ciclagem térmica, as amostras retiradas sem sujeição aos testes de descolagem destinaram-se à avaliação da interface *bracket*-adesivo-substrato, bem como da espessura e morfologia do adesivo ortodôntico. Algumas amostras, depois de sujeitas aos testes mecânicos de cisalhamento e tração, foram selecionadas de forma aleatória para avaliação do substrato e também do *bracket* por microscopia eletrônica de varrimento e espectroscopia de raios X por dispersão em energia.

Dos 88 *brackets* aderidos ao esmalte dentário antes da ciclagem térmica, 43 foram sujeitos a teste de cisalhamento e 37 a testes de tração. O mesmo aconteceu para as coroas de cerâmica. Um dos *brackets* ausentes no grupo, de dentes naturais, perdeu-se durante a ciclagem térmica. No grupo da cerâmica, três *brackets*, também foram excluídos por ter sido verificado um deslocamento da resina acrílica Epoxy durante a realização dos testes de tração. 88 *brackets* nas coroas provisórias acrílicas (PMMA) foram sujeitos aos testes mecânicos, 38 por cisalhamento e 34 por tração. Nenhum foi perdido durante a ciclagem. As restantes faltas nos três grupos, ocorreram durante a aplicação do fio de arame (para testes de tração) ou por falha durante o próprio teste mecânico (cisalhamento e tração).

## 2.2 AMOSTRA DO SEGUNDO ESTUDO

Das 92 amostras iniciais, apenas 91 foram submetidas aos métodos de remoção de compósito, uma vez que após a descolagem dos *brackets* nenhum adesivo permaneceu aderido à superfície dentária, numa delas. Esta mesma amostra apresentou dano sobre o esmalte adjacente. Assim, das restantes 91 amostras analisadas, em 46 (51%) efetuou-se a remoção do adesivo com o método pedras de Arkansas e nas restantes 45 (49%) a remoção foi realizada através do método brocas multilaminadas de carboneto de tungstênio.

## 3. FORÇA DE ADESÃO

A avaliação da comparação da força (obtida em N e posteriormente convertida e registada em MPa) de adesão por tipo de superfície (esmalte, acrílico e cerâmica) e tipo de *bracket* pode ser observada na tabela 11.

**Tabela 11** - Comparação dos valores médios de força (MPa) através do teste ANOVA a dois fatores, superfície e tipo de *brackets*. Resultados apresentados para a resistência ao cisalhamento e à tração.

Substrato	Testes Cisalhamento			Testes Tração			
	BM	BC	p**	BM	BC	p**	
	n	22	21	19	18		
Esmalte	média±DP	6,9 <sup>A</sup> ±3,2	4,7 <sup>CB</sup> ±1,5	<b>0,006</b>	8,9 <sup>AA</sup> ±3,1	6,6 <sup>B</sup> ±2,8	<b>0,024</b>
	min-max	2,9-16,4	1,3-7,1		3,6-15	2,6-11,2	
	n	18	20		17	17	
Acrílico	média±DP	8,2 ±3,7	8,4 <sup>A</sup> ±2,3	0,841	6,4 <sup>B</sup> ±3,2	5,2 ±1,8	0,187
	min-max	0,7-13,7	5,6-12,1		2,7-15,8	2,2-8,4	
	n	21	22		19	18	
Cerâmica	média±DP	8,1 ±3	6,8 <sup>B</sup> ±2,3	0,102	7,4 <sup>AB</sup> ±2,9	5,7 ±2,2	0,055
	min-max	4,6-14,6	1,4-10,8		1,8-12,8	1,7-9	
	p*	0,339	<b>&lt;0,001</b>		<b>0,049</b>	0,172	

BM- *brackets* de metal; BC- *brackets* de cerâmica; DP- Desvio padrão; <sup>a,b,c</sup>- letras diferentes indicam diferenças significativas nos valores médios de força, considerando o tipo de substrato de acordo com o \*teste estatístico de Tukey. <sup>AB</sup>- letras diferentes indicam diferenças significativas nos valores médios de força considerando o tipo de *bracket*, de acordo com o \*\*teste estatístico t-student.

Comparação dos valores médios de força de adesão (MPa) através do teste estatístico ANOVA a dois fatores, considerando o substrato e o tipo de *bracket*. Os resultados apresentados referem-se aos testes de cisalhamento e de tração.

### 3.1 FORÇA DE ADESÃO POR TIPO DE TESTE (CISALHAMENTO/TRAÇÃO)

Relativamente à força de cisalhamento e a força de tração (figura 14), detetaram-se diferenças significativas por superfície (ANOVA a dois fatores,  $p < 0,001$  e  $p = 0,009$ , por tipo de força, respetivamente) e por tipo de *bracket* (ANOVA a dois fatores,  $p = 0,025$  e  $p = 0,001$ , respetivamente), mas não se identificou qualquer interação entre os fatores tipo de superfície e tipo de *bracket* (ANOVA a dois fatores,  $p = 0,140$  e  $p = 0,696$ ).

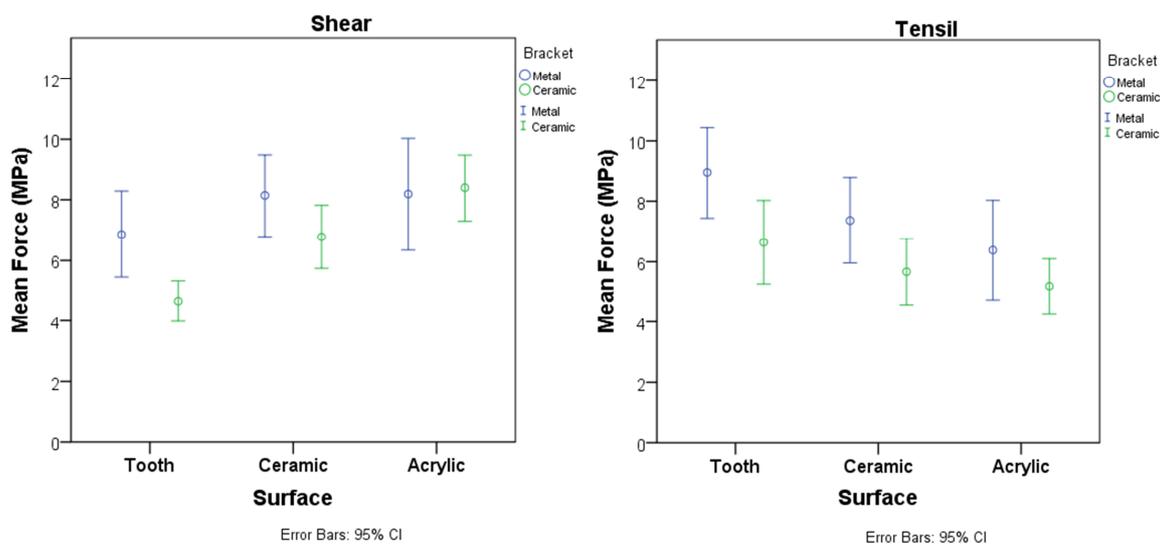


Figura 14 - Forças médias (MPa) por tipo de *brackets* e de superfície, para testes de cisalhamento (shear) e de tração (tensil).

### 3.2 FORÇA DE ADESÃO POR TIPO DE BRACKET

No que se refere ao tipo de *bracket* verificou-se o seguinte:

- Para os *brackets* de metal, não existiram diferenças significativas na força de cisalhamento nas três superfícies ( $p = 0,339$ ). Contudo, existiram

diferenças significativas na força de tração ( $p=0,049$ ), formando-se dois grupos, sendo a força significativamente mais alta a de adesão a esmalte e a significativamente mais baixa a de adesão ao acrílico. Observou-se ainda que na superfície de cerâmica a força de tração não foi significativamente diferente da que ocorre entre este tipo de *brackets* (metal) e o esmalte dentário (T. Tukey,  $p=0,279$ ) ou o dente acrílico (T. Tukey,  $p=0,600$ ).

- Para os *brackets* de cerâmica, encontrou-se diferença significativa na força de cisalhamento nas três superfícies dentárias ( $p<0,001$ ), sendo esta força menor para o esmalte, intermédia na superfície cerâmica, e significativamente maior no dente acrílico. Verificou-se ainda que não existiu diferença significativa na força de tração para as três superfícies ( $p=0,172$ ).

## 4. ÍNDICE DE ADESIVO REMANESCENTE

### 4.1 AMOSTRA PRINCIPAL

Os resultados da avaliação da comparação do índice de adesivo remanescente (IAR) observados após a descolagem dos *brackets*, através de testes de cisalhamento e de tração, foram considerados, tal como aconteceu para a força de adesão (MPa), por tipo de superfície (esmalte, acrílico e cerâmica) e por tipo de *brackets*, estando registados em percentagem, na tabela 12.

**Tabela 12** - Comparação do índice de adesivo remanescente (%) através de um teste ANOVA a dois fatores, superfície e tipo de suporte, para resistência ao cisalhamento e à tração.

Substrato	Testes Cisalhamento			Testes Tração			
	BM	BC	p**	BM	BC	p**	
	n	19	18	20	18		
Esmalte	média±DP	15,3 <sup>Bab</sup> ±13,8	29,6 <sup>A</sup> ±11,2	<b>0,001</b>	25,0 <sup>ab</sup> ±16,1	30,0 ±18,3	0,380
	min-max	0-41,6	6,8-51		1,1-59,3	4-58,8	
Acrílico	n	19	21	19	19		
	média±DP	9,2 <sup>Bb</sup> ±10,6	30,4 <sup>A</sup> ±10,9	<b>&lt;0,001</b>	12,6 <sup>Bb</sup> ±6,5	21,8 <sup>A</sup> ±13,7	<b>0,014</b>

	min-max	0-27,5	8,7-55,6		0-28,3	1,9-56,7	
	n	22	22		21	19	
Cerâmica	média±DP	23,8 <sup>a</sup> ±15,2	32,3 ±19,7	0,118	35,2 <sup>a</sup> ±27	35,8 ±22,3	0,939
	min-max	0-60,4	1,9-73,3		0-100	7,5-80,6	
	p*	<b>0,004</b>	0,834		<b>0,002</b>	0,073	

BM- *brackets* de metal; BC- *brackets* de cerâmica; DP- Desvio padrão; <sup>a,b,c</sup>- letras diferentes indicam diferenças significativas nos valores médios de força, considerando o tipo de substrato de acordo com o \*teste estatístico de Tukey. <sup>A,B</sup>- letras diferentes indicam diferenças significativas nos valores médios de força considerando o tipo de *bracket*, de acordo com o \*\*teste estatístico t-student.

A comparação dos valores médios de adesivo, em porcentagem, através do teste estatístico ANOVA a dois fatores, considerando o adesivo remanescente, considerando o substrato e o tipo de *bracket*, para a força de adesão em testes de cisalhamento e de tração encontra-se retratada na figura 15.

No que se refere ao tipo de teste mecânico efetuado, verificou-se o seguinte:

- Nos testes de cisalhamento, detetou-se diferenças significativas no IAR por tipo de *bracket* e por tipo de superfície (ANOVA a dois fatores,  $p=0,027$  e  $p < 0,001$ , respetivamente);
- Na descolagem por cisalhamento e, apesar de existirem diferenças significativas na área do IAR por tipo de *bracket* e por tipo de superfície, não se verificou interação de resultados entre o tipo de substrato e o tipo de *bracket* ( $p=0,125$ ).
- Nos testes de tração, apenas se detetou diferenças significativas por tipo de superfície dentária ( $p < 0,001$ ), não tendo sido observadas diferenças no que se refere ao tipo de *brackets* utilizado ( $p=0,158$ );
- Na descolagem por tração, e tal como aconteceu nos testes de cisalhamento, não se verificou interação de resultados entre o tipo de substrato e o tipo de *bracket* ( $p=0,597$ ).

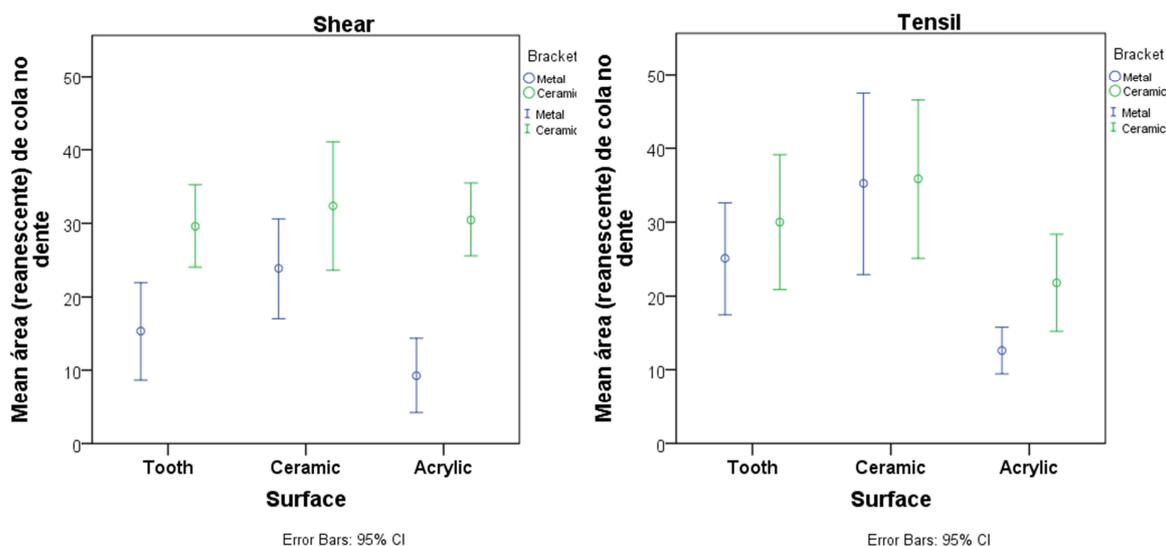


Figura 15 - Índice de adesivo remanescente (%) por tipo de *brackets* e de superfície, para testes de cisalhamento (shear) e de tração (tensil).

Tabela 13 - Índice de adesivo remanescente (Artun & Bergland)<sup>(151)</sup> por tipo de *brackets* e de superfície, para testes de cisalhamento e de tração.

Substrato		Força							
		Cisalhamento				Tração			
		Metal		Cerâmica		Metal		Cerâmica	
		n	%	n	%	n	%	n	%
Esmalte	categoria 0	6	31,6						
	categoria 1	13	68,4	17	94,4	18	90	14	77,8
	categoria 2			1	5,6	2	10	4	22,2
	Total	19	100	18	100	20	100	18	100
Acrílico	categoria 0	8	42,1			1	5,3		
	categoria 1	11	57,9	19	90,5	18	94,7	18	94,7
	categoria 2			2	9,5			1	5,3
	Total	19	100	21	100	19	100	19	100
Cerâmica	categoria 0	1	4,5			2	9,5		
	categoria 1	19	86,4	19	86,4	14	66,7	13	68,4
	categoria 2	2	9,1	3	13,6	4	19	6	31,6
	categoria 3					1	4,8		
Total	22	100	22	100	21	100	19	100	

**Tabela 14** - Índice de adesivo remanescente (Bishara & Trulove)<sup>(152)</sup> por tipo de *brackets* e de superfície, para testes de cisalhamento e de tração.

Substrato		Força							
		Cisalhamento				Tração			
		Metal		Cerâmica		Metal		Cerâmica	
		n	%	n	%	n	%	n	%
Esmalte	categoria 3	11	57,9	17	94,4	19	95	15	83,3
	categoria 4	2	10,5	1	5,6	1	5	3	16,7
	categoria 5	6	31,6						
	<b>Total</b>	<b>19</b>	<b>100</b>	<b>18</b>	<b>100</b>	<b>20</b>	<b>100</b>	<b>18</b>	<b>100</b>
Acrílico	categoria 3	7	36,8	20	95,2	13	68,4	15	78,9
	categoria 4	4	21,1	1	4,8	5	26,3	4	21,1
	categoria 5	8	42,1			1	5,3		
	<b>Total</b>	<b>19</b>	<b>100</b>	<b>21</b>	<b>100</b>	<b>19</b>	<b>100</b>	<b>19</b>	<b>100</b>
Cerâmica	categoria 1					1	4,8		
	categoria 3	17	77,3	19	86,4	18	85,7	17	89,5
	categoria 4	4	18,2	3	13,6			2	10,5
	categoria 5	1	4,5			2	9,5		
	<b>Total</b>	<b>22</b>	<b>100</b>	<b>22</b>	<b>100</b>	<b>21</b>	<b>100</b>	<b>19</b>	<b>100</b>

A maioria dos resultados apresentou-se na categoria 1 do índice de Artun e Bergland (1984)<sup>(151)</sup> ou na categoria 3 de Bishara e Trulove (1990)<sup>(152)</sup>, ou seja a grande percentagem de adesivo fica aderida à base dos *brackets*, sugerindo que a zona de falha se encontra, na grande maioria das vezes, entre adesivo e substrato (tabela 13 e 14).

#### 4.1 AMOSTRA DO SEGUNDO ESTUDO

De acordo como o índice de adesivo remanescente proposto por Bishara e Trulove (1990)<sup>(152)</sup>, 99% das amostras (uma amostra foi excluída por apresentar total ausência de cola após a descolagem do *brackets* e lesão sobre o esmalte adjacente), imediatamente após a descolagem dos *brackets* e antes da remoção do compósito, apresentaram-se entre as categorias 1 e 3, sendo que destas, mais de metade (57%), correspondeu à categoria 2, ou seja, mais de 90% do adesivo aderido à superfície

dentária. Não se observaram diferenças significativas na distribuição de IAR entre os grupos de estudo (T. Qui-quadrado,  $p=0,386$ ).

Após os procedimentos teste, de remoção do adesivo remanescente, e analisando a tabela 15 que se apresenta, verificou-se uma modificação clara das amostras por categoria, com 90% das mesmas a incluírem-se nas categorias 4 e 5. Contudo, a vasta maioria das amostras apresenta-se na categoria 4, ou seja, menos de 10% do adesivo mantem-se aderido à superfície dentária. No entanto, uma vez mais não foram encontradas diferenças significativas entre os grupos de estudo (T. Qui-quadrado,  $p=0,283$ ).

No entanto, parecem existir diferenças entre o IAR antes e após a utilização das pedras de Arkansas e das brocas multilaminadas de tungsténio.

**Tabela 15** - Índice de adesivo remanescente (Bishara & Trulove)<sup>(152)</sup> antes e após a utilização das pedras de Arkansas e das brocas multilaminadas de tungsténio.

	Método de remoção						p
	Total (N=91)		Arkansas (n=46)		Broca tungsténio (n=45)		
	N	(%)	n	(%)	n	(%)	
Índice adesivo remanescente após descolagem							0,386*
1	10	11	3	7	7	16	
2	53	58	28	61	25	56	
3	28	31	15	33	13	29	
4	0	0	0	0	0	0	
5	0	0	0	0	0	0	
Índice adesivo remanescente após o método remoção							0,283** *
1	0	0	0	0	0	0	
2	0	0	0	0	0	0	
3	1	1	0	0	1	2	
4	73	80	35	76	38	84	
5	17	19	11	24	6	13	

\* Teste de Qui-quadrado; \*\*Teste Exato de Fisher.

## 5. ÍNDICE DE RUGOSIDADE DE SUPERFÍCIE

**Tabela 16** - Comparação do índice de rugosidade superfície (Howell S e Weekes WT) após a utilização das pedras de Arkansas e das brocas multilaminadas de tungstênio.

	Método de remoção						p
	Total (N=91)		Arkansas (n=46)		Broca tungstênio (n=45)		
	N	(%)	n	(%)	n	(%)	
Índice rugosidade superfície							<0,001** *
1	0	0	0	0	0	0	0
2	48	53	46	100	2	4	4
3	40	44	0	0	40	89	89
4	3	3	0	0	3	7	7

\* Teste de independência do qui-quadrado;

\*\*\*Teste Exato do Qui-quadrado.

Após o procedimento teste, de remoção do compósito aderido às superfícies dentárias, e analisando as amostras de acordo com o índice de rugosidade de superfície <sup>(160)</sup>, observou-se que 100% das amostras apresentaram pelo menos estrias finas superficiais, independentemente do método de remoção do compósito, utilizado. Contudo, existem diferenças significativas entre os dois métodos empregues ( $p < 0,001$ ), com as pedras de Arkansas a incluírem todas as sua amostras na categoria 2 do índice, ou seja, “superfície medianamente rugosa, com riscos mais densos e e alguns riscos grosseiros” e o procedimento com brocas multilaminadas de carboneto de tungstênio apresentou a maioria das amostras na categoria 3 (“superfície rugosa, com numerosos risco grosseiros sobre toda a superfície”) e três amostras na categoria 4 (“superfície muito rugosa, com riscos grosseiros e profundos sobre toda a superfície”). Ou seja, as brocas de tungstênio multilaminadas apresentaram significativamente pior desempenho, neste aspeto (tabela 16).

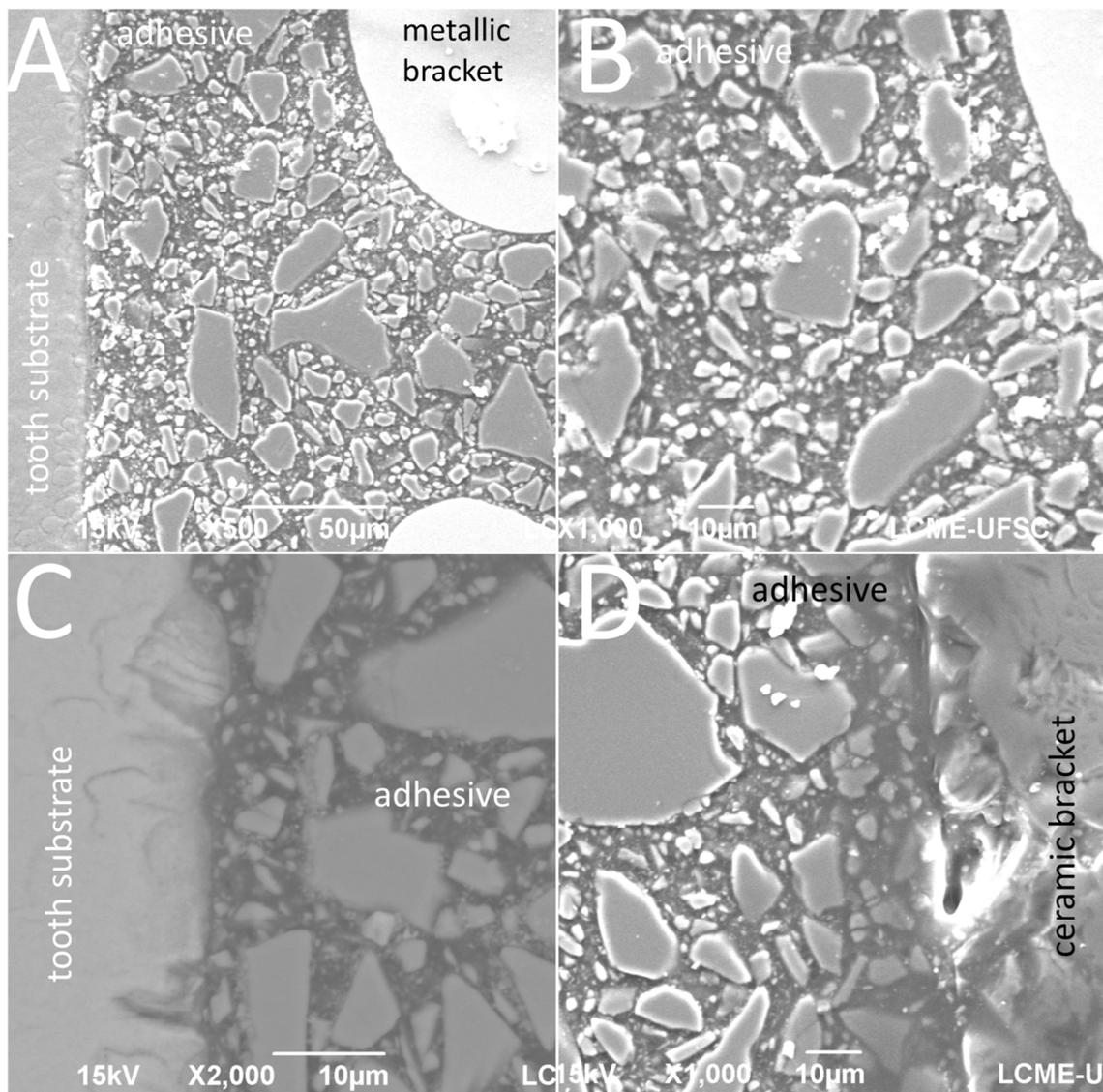
## 6. MICROSCOPIA ELETRÓNICA DE VARRIMENTO (MEV)

### 6.1 AMOSTRA PRINCIPAL

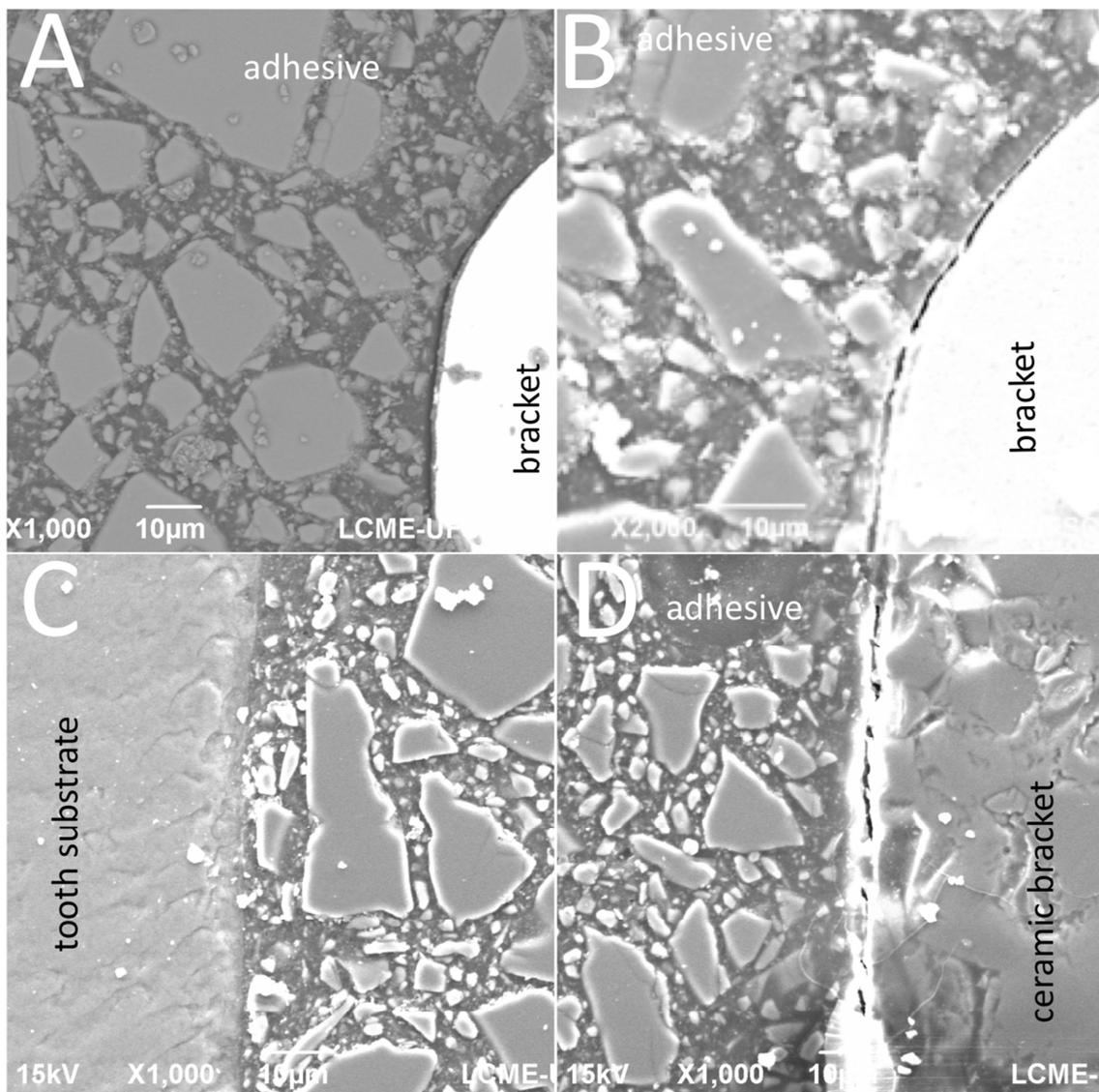
#### *ANÁLISE DA INTERFACE BRACKET-ADESIVO-SUBSTRATO*

As imagens obtidas por microscópica eletrónica de varrimento (MEV), no modo elétrico secundário (ES) e retroespalhado (ESR) com ampliação variando entre x100 e x2000, em 10-15 kV, do local de adesão *bracket-adesivo-substrato*, revelaram o seguinte:

- variação na espessura de adesivo em todos os grupos, embora não tenham sido encontradas diferenças significativas neste estudo;
- variação na distribuição das partículas à base de sílica pelo compósito ortodôntico, dependendo da quantidade e do local observados de material adesivo;
- apesar de ser espectável a presença de partículas nano, devido ao processamento das partículas inorgânicas por técnica de moagem, neste tipo de adesivo ortodôntico, a maioria das partículas de carga foi detetada no tamanho de micro escala;
- nos cortes de secção transversal entre *bracket* de metal (figuras 16 e 17 A,B) ou *bracket* de cerâmica (figura 16 e 17 C,D) aderidos a esmalte dentário:
  - existiu uma adequada adesão entre o adesivo ortodôntico e o esmalte, antes da ciclagem térmica (figura 16);
  - encontraram-se defeitos, nomeadamente fissuras, após ciclagem térmica (figura 17).



**Figura 16** - Imagens de microscópica eletrônica de varrimento em secção transversal da interface *brackets*-adesivo-esmalte dentário. Interfaces com *brackets* de metal (A,B) ou de cerâmica (C,D) antes da termociclagem.

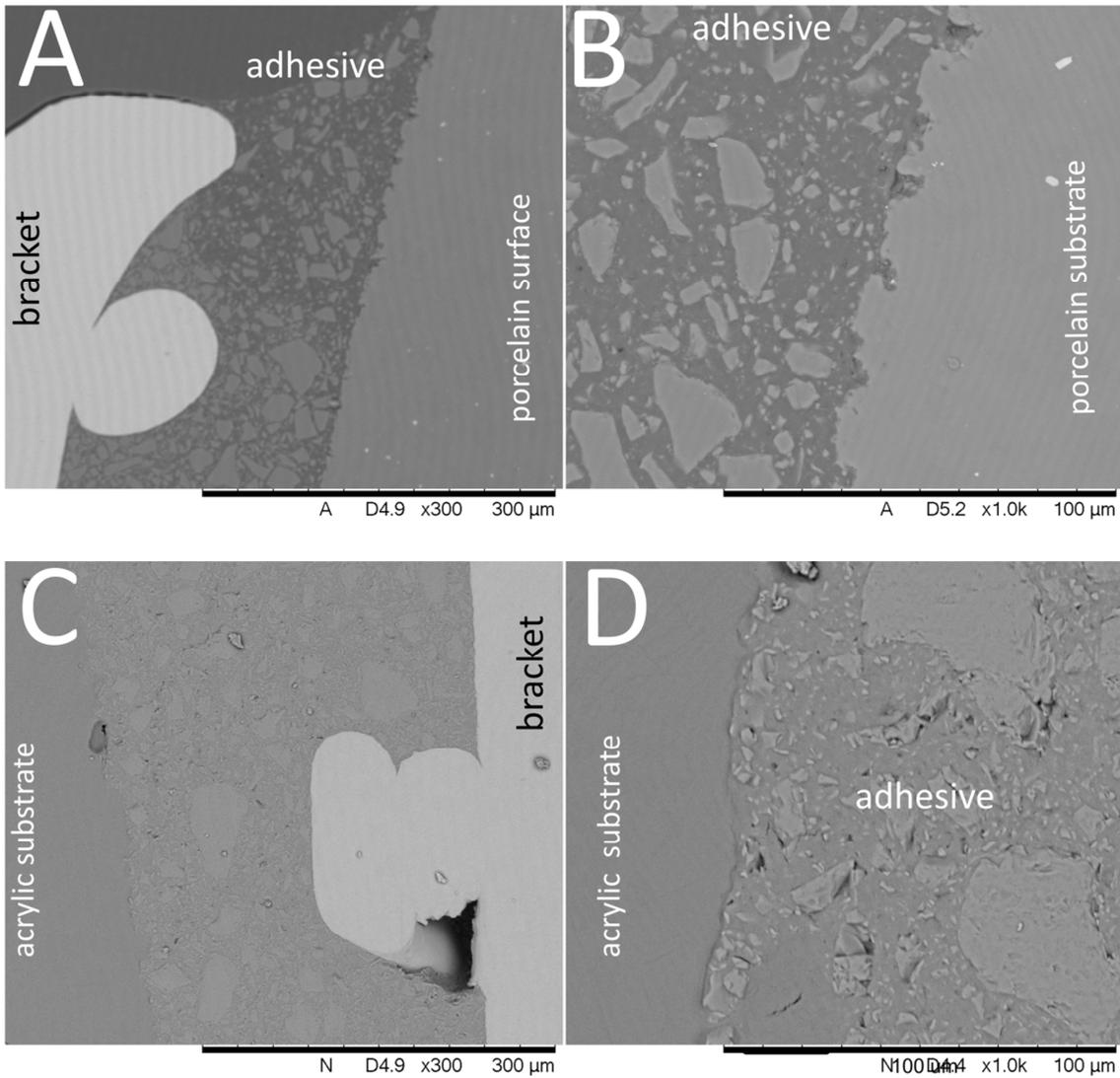


**Figura 17** - Imagens de microscópica eletrônica de varrimento em secção transversal da interface *brackets*-adesivo-esmalte dentário. Interfaces com *brackets* de metal (A,B) ou de cerâmica (C,D) após termociclagem.

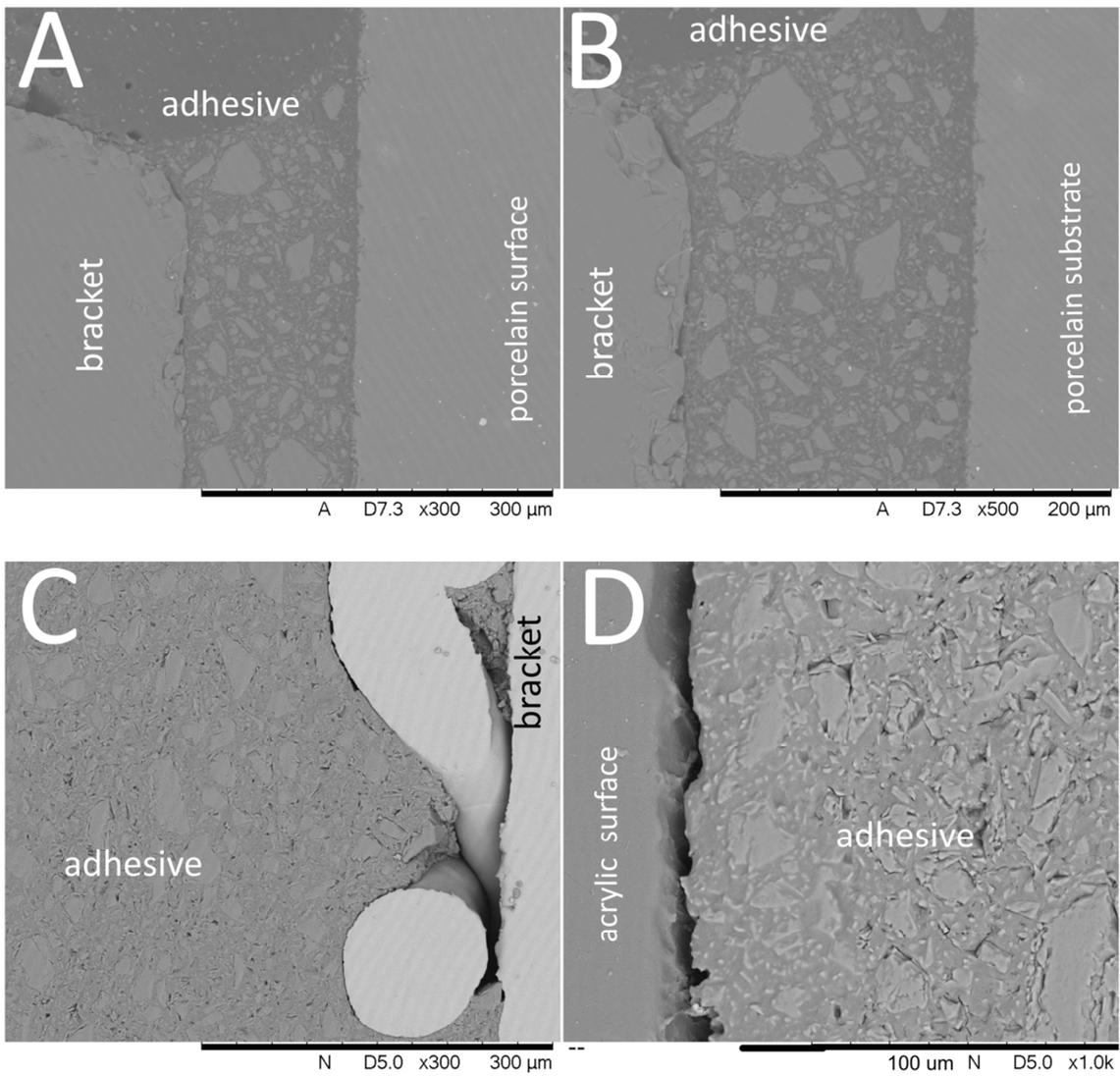
- Nos cortes de secção transversal entre *bracket* de metal ou *bracket* de cerâmica aderidos a superfícies acrílicas (figuras 18 e 19 - C,D) ou a superfícies cerâmicas (figuras 18 e 19 - A,B):
  - a microestrutura foi semelhante entre os substratos, não existindo defeitos antes da ciclagem térmica (figura 18);
  - o perfil de rugosidade foi distinto entre os substratos de acrílico (figura 18 C,D) e os substratos de cerâmica (figura 18 A,B), uma

vez que a superfície acrílica é mais suave/lisa do que a de cerâmica;

- observou-se o aparecimento de fissuras na interface adesivo/sustracto para ambos os materiais, acrílico (figura 19 C,D) e cerâmica (figura 19 A,B), após ciclagem térmica.



**Figura 18** - Imagens de microscópica eletrónica de varrimento em secção transversal da interface *brackets*-adesivo-cerâmica. Interfaces com *brackets* de metal aderido a superfície cerâmica (A,B) ou a superfície acrílica (C,D) após termociclagem.



**Figura 19** - Imagens de microscópica eletrônica de varrimento em secção transversal da interface *brackets*-adesivo-cerâmica. Interfaces com *brackets* de metal aderido a superfície cerâmica (A,B) ou a superfície acrílica (C,D) após termociclagem.

## ANÁLISE DOS SUBSTRATOS APÓS APLICAÇÃO DE ÁCIDO

As imagens obtidas por microscopia eletrônica de varrimento, das amostras sujeitas à aplicação do ácido fosfórico a 37% (Octacid, Clarben S.A., pH <2 at 20 °C) durante 30s, nos dentes naturais e coroas de acrílico, ou após a aplicação do ácido hidrofúorídrico a 9,6% (Porcelain Etch Gel, Pulpdent, pH <1,5 at 20°C) durante 30s, nas coroas de cerâmica, e antes da ciclagem térmica demonstraram aspectos morfológicos distintos para as diferentes superfícies dentárias, como se observa na figura 20.

- Nos dentes, o esmalte revelou desmineralização prismática após a aplicação de ácido  $H_3PO_4$  resultando em micro-regiões retentivas (figura 20 A,B) favoráveis à formação de adesão mecânica com o sistema adesivo ortodôntico.
- Nas superfícies acrílicas, a aplicação de ácido  $H_3PO_4$  removeu os resíduos sem fornecer alterações significativas adicionais à superfície (figura 20 C,D).
- Nos substratos cerâmicos, o ácido hidrofúorídrico a 9,6% alterou as superfícies com dissolução evidente da fase vítrea, resultando na criação de uma superfície com rugosidades favorável à formação de adesão mecânica com o sistema adesivo ortodôntico. (figura 20 E,F). Observou-se, para este substrato uma superfície irregular e porosa com presença de espaços e canais (figura 20 F).

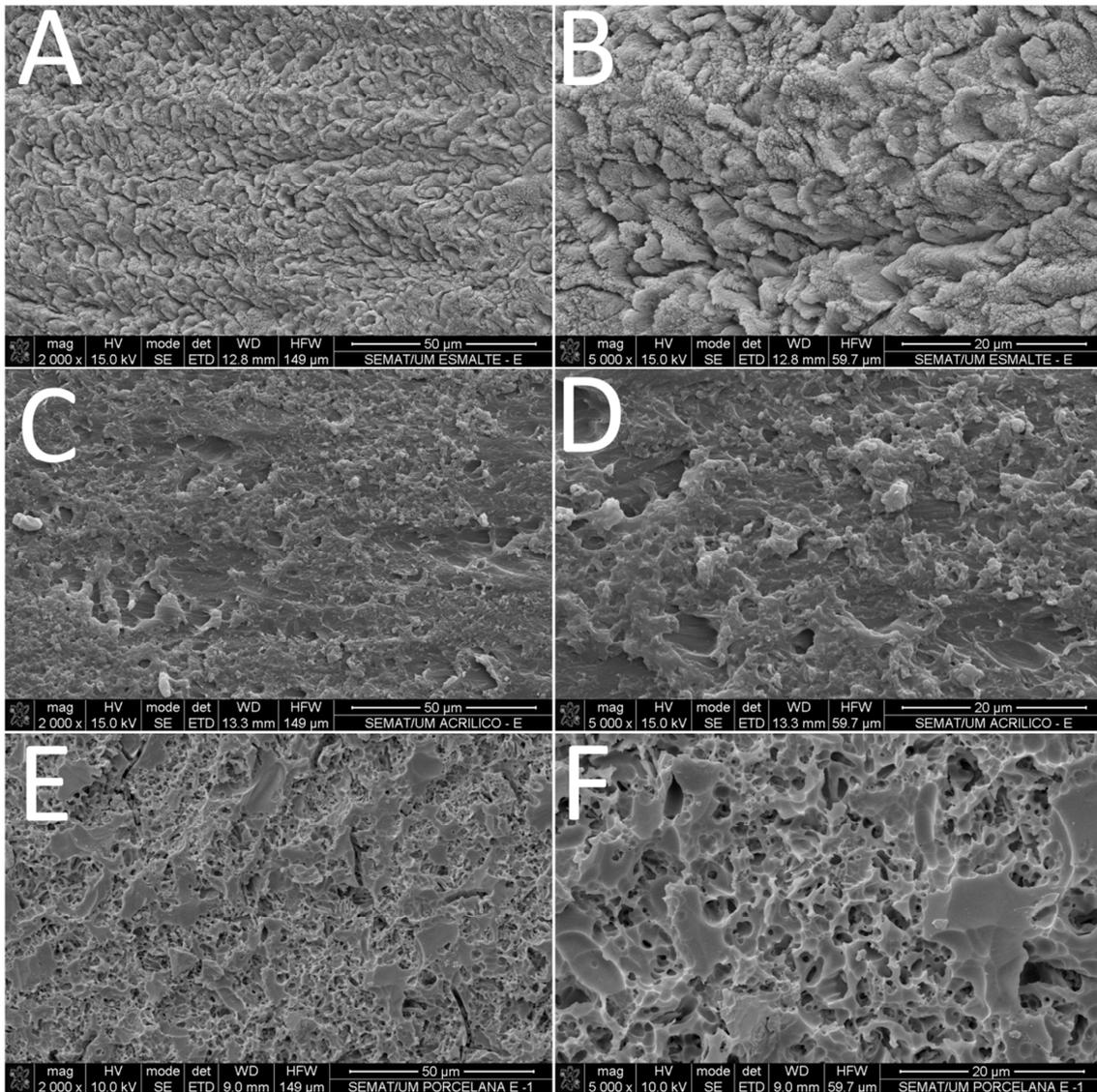


Figura 20 - Imagens de microscopia electrónica de varrimento após aplicação de ácido em esmalte dentário (A,B), em superfícies acrílicas (C,D) e em superfícies cerâmicas (E,F).

## 6.2 AMOSTRA SECUNDARIA

Através de MEV, realizada após a descolagem dos *brackets*, verificou-se que uma camada espessa de resina composta permaneceu aderida à superfície do esmalte (figura 21 A,B). As imagens, obtidas através de microscopia eletrónica de varrimento, no modo eléctrico retro-espalhado, demonstram partículas de enchimento na micro-estrutura do composto. Além disso, foi possível identificar uma outra

camada radial, mais fina, correspondendo ao *primer* aplicado na superfície de esmalte antes da colagem dos *brackets*. (figura 21 B).

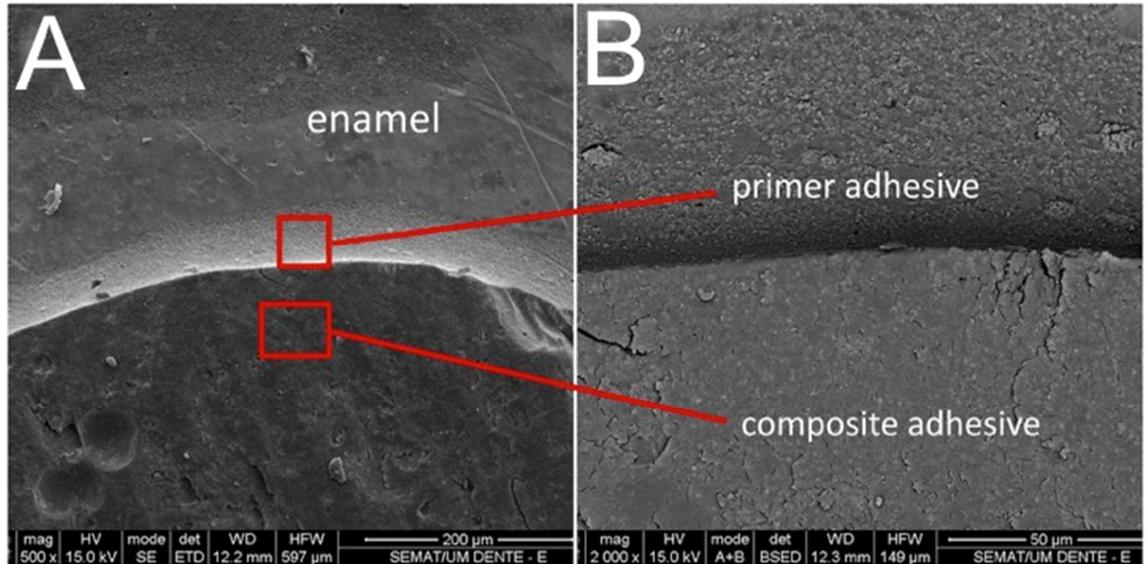


Figura 21 - Imagens de microscopia electrónica de varrimento da interface adesivo-esmalte após descolagem dos *brackets*.

## 6. ANÁLISE POR ESPECTROSCOPIA DE RAIOS-X

Após a descolagem dos *brackets*, as superfícies adesivas de amostras de *brackets* de metal e de cerâmica previamente aderidas a esmalte dentário foram selecionadas aleatoriamente e analisadas por espectroscopia de Raios-x por dispersão em energia, conforme observado na figura 22, tendo-se detectado Ca e P nas zonas de fratura adesiva, indicando uma forte ligação entre o sistema adesivo e o esmalte.

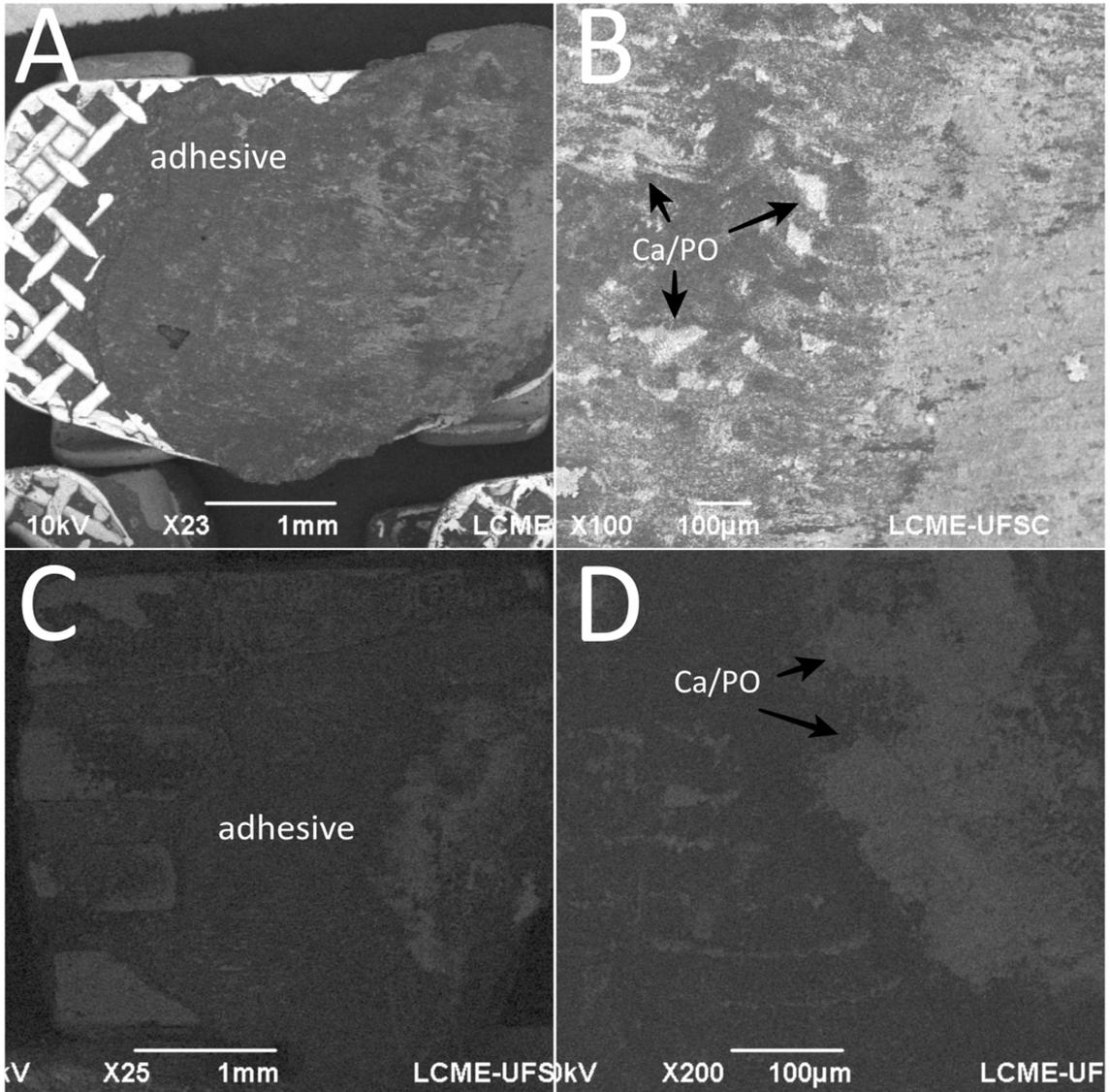


Figura 22 - Imagens obtidas por espectroscopia de Raio-x por dispersão em energia da base dos *brackets* de metal (A,B) e de cerâmica (C,D).

## CAPÍTULO IV

---

### DISCUSSÃO

Avaliação da força de adesão entre *brackets* ortodônticos e diferentes materiais de reabilitação



## 1. VALIDAÇÃO, ANÁLISE CRÍTICA DA METODOLOGIA E COMPARAÇÃO COM A LITERATURA

Esta investigação avaliou a resistência ao cisalhamento e a resistência à tração de *brackets* ortodônticos, em metal e em cerâmica, colados a esmalte dentário humano, a coroas acrílicas em PMMA e coroas cerâmicas à base de leucite, após ciclagem térmica. O IAR foi determinado por microscopia ótica (MO) e os substratos e os *brackets* foram observados por microscopia eletrônica de varrimento (MEV).

Os resultados obtidos rejeitaram a hipótese nula do presente trabalho. Estes revelaram uma influência da topografia e composição química dos *brackets* sobre a resistência ao cisalhamento e à tração para as diferentes superfícies dentárias analisadas (esmalte, acrílico e cerâmica).

Esta investigação sugere ainda que o material que constitui o substrato também influencia a força de adesão.

No segundo estudo, os resultados não permitem rejeitar a hipótese nula, ao demonstrarem que os dois métodos avaliados foram igualmente eficazes na remoção do adesivo e permitem rejeitá-la no que respeita a danos, ao apresentar diferenças significativas entre os danos causados sobre o emante dentário.

## 1.1 AMOSTRA PRINCIPAL

### 1.1.1 FORÇA DE ADESÃO ENTRE BRACKETS E ESMALTE DENTÁRIO.

Nesta pesquisa, a adesão entre o esmalte e os *brackets* de metal em aço inoxidável, com uma base em malha de calibre 80, apresentou valores de força de resistência ao cisalhamento de  $6,9 \pm 3,2$ MPa e de resistência à tração  $8,9 \pm 3,1$ MPa, sendo a diferença significativa ( $p < 0,001$ ). Estes valores encontram-se acima dos 5,9 MPa definidos por Reynolds (1975)<sup>(5)</sup> como sendo o valor de força mínima, clinicamente aceitável.

Inúmeros estudos publicados na literatura avaliaram a força de adesão de *brackets* em aço inoxidável a esmalte dentário humano (tabela 17), através de teste *in vitro* de cisalhamento e tração.<sup>(15,105,106,107,111,116,117,118,123,125,127,129,130,131,132,134,135)</sup> O tipo de adesivo ortodôntico mais utilizado nestes estudos é uma resina composta com bis-GMA e TEGMA, tanto nos grupos controlo, como em grupos teste.<sup>(15,105,106,107,117,118,125,127,129,130,132,134,135)</sup> O mesmo compósito foi utilizado no nosso estudo. Na utilização deste adesivo ortodôntico está indicada, pelo fabricante, a preparação prévia da superfície de esmalte com ácido fosfórico, à qual se segue a aplicação do *primer* sobre o mesmo e do compósito na base dos *brackets*, com posterior polimerização de ambos.

Sendo certo que existe grande diversidade nos protocolos de teste e na qualidade dos estudos, conforme relatado noutras avaliações<sup>(120,121,122)</sup>, igualmente as hipóteses a que pretendem responder, que se traduzem em distintos objetivos, dificultam grandemente a análise comparativa entre trabalhos.

Contudo, e voltando ao parágrafo anterior, dos catorze estudos mencionados, treze seguem as recomendações do fabricante do sistema adesivo, variando fundamentalmente, o tipo de aparelho de fotopolimerização (halogéneo ou LED) e o tempo de aplicação de ácido, como retratado na tabela 17, que se segue, ou a substituição do *primer* e da aplicação do ácido fosfórico por um *self-etching primer*, como acontece no estudo de Montasser MA (2011).<sup>(135)</sup>

**Tabela 17** - Médias de força de adesão entre *brackets* ortodônticos, resultantes de testes de cisalhamento / tração expressas em MPa dos estudos publicados e resultados referentes à presente investigação, na adesão a esmalte dentário.

Autores (ano)	Descrição do grupo	Tratamento da superfície	Bracket	Método de fotopolimerização	Protocolo de aplicação de ácido	F de adesão(DP) em Mpa	p
Cheng HY e col. (2011) <sup>(107)</sup>	G5 - AF+Transbond XT	—	Metal	Halogénio	AF a 15%, 15seg	<b>11,6(1,74)</b>	
Chu CH e col. (2011) <sup>(106)</sup>	G1 - AF+Primer+Transbond XT	Escova	Metal mesh	Halogénio	AF a 15%, 15seg / SEP transbond plus	<b>6,03(0,46)</b>	<b>0,353</b>
Li J e col. (2011) <sup>(125)</sup>	G3 - Transbond XT G11 - Transbond XT	—	—	—	AF a 31%, 30seg	15,8(4,1) <b>4,2(0,9)</b>	
Montasser MA (2011) <sup>(135)</sup>	G1 - Sem manutenção de força G2 - Manutenção de força	Escova e pasta de polir sem FI 5seg	Metal	—	SEP transbond plus	7,39(1,14) 8,15(0,89)	
Swetha M e col. (2011) <sup>(134)</sup>	G1 - Colagem direta G2 - Colagem indireta	Escova 5seg	Metal	—	AF a 37%, 60seg	15,11(3,98) 15,65(4,18)	
Banerjee S e col. (2011) <sup>(117)</sup>	G5 - Transbond XT+Halogen G10 -Transbond XT+LED	Taça de borracha	Metal	Halogénio/LED	AF a 37%, 30seg	12,47 14,62	
Lamper T e col. (2012) <sup>(129)</sup>	G1 - AF+Transbond XT+Halog 20seg G2- AF+Transbond XT+Halog 40seg G3 - AF+Transbond XT+LED 10seg G4 - AF+Transbond XT+LED 20seg	Pedra-pomes	Metal	Halogénio/LED	AF a 37%, 30seg	13,1(3,6) 15,9(3,8) 14,8(4,3) 14,1(4,5)	
Fitzgerald I e col. (2012) <sup>(132)*</sup>	G1 - Taça de borracha e pasta de polir + AF G2 - Taça de borracha e pasta de polir +SEP G3 - AF G4 - Sem tratamento	Taça de borracha e pasta de polir sem FI 10 seg	Metal	LED	AF a 37%, 5seg	22,9(6,6) 16,1(7,3) 36,2(8,2) 13,1(10,0)	
Thomas JT e col.	G1 - Polimerização imediata	Escova e pasta de polir sem FI 10seg	Metal	Halogénio	APA a 10%	14,3(2,3)	

(2012) <sup>[131]*</sup>	G2 - Atraso de 2,5min na polimerização						14,8(3,2)	
	G3 - Atraso de 5min na polimerização						12,8(3,1)	
	G4 - Atraso de 10min na polimerização						14,5(2,7)	
Durrani OK e col. (2012) <sup>[105]</sup>	G1 - AF+Primer+Transbond XT	Taça de borracha e pasta de polir sem FI	Metal mesh	LED	AF a 37%, 15seg		26,1(1,56)	
Lombardo L e col. (2013) <sup>[123]</sup>	G3 - compósito em pasta+80mesh base	Taça de borracha e pasta de polir sem FI 10 seg	Metal mesh	LED	AF a 37%		12,50(4,35)	
	G4 - compósito em pasta+100mesh base						16,16(3,56)	
Carvalho PE e col. (2013) <sup>[118]</sup>	G1 - Halogen 40segundos	Taça de borracha e pasta de polir sem FI 5 seg	Metal	Halogénio/LED	AF a 37%, 20seg		<b>6,21(1,74)</b>	0,521
	G2 - 3M LED 40segundos						<b>6,01(1,34)</b>	0,35
	G3 - 3M LED 10segundos						<b>4,99(1,00)</b>	
	G4 - Gnatus LED 40segundos						<b>5,53(2,28)</b>	0,109
	G5 - Gnatus LED 10segundos						<b>3,85(1,05)</b>	
Rao Ks e col. (2013) <sup>[111]*</sup>	G1 - AF+Compósito autopolimerizável (1h)	Taça de borracha 20seg	Metal mesh	—	AF a 37%, 30seg		6,324(0,795)	0,05
G2 - AF+Compósito autopolimerizável (24h)						9,842(1,058)		
Elsaka SE e col. (2014) <sup>[45]</sup>	G1 - Brackets de metal (cisalhamento lado curto)	Taça de borracha e pasta de polir sem FI 10 seg	Metalmesh/cerâmica/titânio	Halogen	AF a 37%, 30seg		15,12(2,34)	
	G2 - Brackets de metal (cisalhamento lado longo)						12,15(2,03)	
	G3 - Brackets de metal (tracção)						<b>8,05(1,24)</b>	
	G4 - Brackets de cerâmica (cisalhamento lado curto)						21,76(3,43)	
	G5 - Brackets de cerâmica (cisalhamento lado longo)						15,25(2,88)	
	G6 - Brackets de cerâmica (tracção)						<b>12,05(2,26)</b>	
Anand MK e col. (2014) <sup>[128]</sup>	G5 - Transbond XT primer+ Transbond XT	Escova e pasta de polir sem FI 30seg	Metal	Halogénio	AF a 37%, 15seg		11,46(3,10)	
Cantekin K e col. (2014) <sup>[127]</sup>	G1 - AF+ Transbond XT	Taça de borracha e pasta de polir sem FI 15 seg	Metal	LED	AF a 37%, 15seg		13,61(4,18)	
Elnafar AA e col. (2014) <sup>[116]*</sup>	G1 - AF+IVMR	Taça de borracha e pasta de polir sem FI	Metal mesh	LED	AF a 37%, 30seg		9,63(2,39)	
Oz AA e col. (2016) <sup>[130]</sup>	G1 - LED 1600mW/cm2	—	Metal	LED	AF a 37%, 30seg		9,80(4,27)	
	G2 - LED 3200mW/cm2						11,43(3,56)	
Morado Pinho M e col. (2017)	G1 - Brackets de metal (cisalhamento)	Escova e pasta de polir sem FI 30seg	Metal mesh/cerâmica	LED	AF a 37%, 30seg		6,9(3,2)	
	G2 - Brackets de metal (tracção)						<b>8,9(3,1)</b>	

G3 - Brackets de  
cerâmica  
(cisalhamento)

4,7(1,5)

G4 - Brackets de  
cerâmica (tração)

6,6(2,8)

Ácido forfórico (AF); Ácido poliácrico (APA); Ionómero de vidro reforçado por resina (IVRR); Self etching-primer (SEP); **Tração (MPa)**  
\*não utilizam Transbond XT

Assim, os resultados de outros estudos, com os valores mais próximos dos obtidos neste trabalho são, para os testes de cisalhamento,  $6,324 \pm 0,795\text{MPa}$ <sup>(111)</sup>,  $7,39 \pm 1,14\text{MPa}$ <sup>(135)</sup>,  $9,63 \pm 2,39\text{MPa}$ <sup>(116)</sup> e  $9,80 \pm 4,27\text{MPa}$ <sup>(130)</sup>, respectivamente. No entanto, destes, apenas o estudo de de Rao e col. (2013)<sup>(111)</sup> apresentou diferenças significativas ( $p=0,05$ ) entre valores de força (tabela 17). No estudo mencionado<sup>(111)</sup>, foi avaliada a eficácia adesiva de um ionómero de vidro reforçado, de um cimento de ionómero de vidro convencional e de uma resina composta autopolimerizável. A resina composta apresentou uma superioridade em relação aos ionómeros de vidro, reforçado ou não, nas mesmas condições. Neste capítulo, apenas se considerou o grupo de colagem de *brackets* com resina composta e com tratamento do esmalte, previamente à colagem dos *brackets*, com ácido fosfórico a 37%, durante 30s, à semelhança da metodologia empregue no presente trabalho.

No estudo de Elfanar e col. (2014)<sup>(116)</sup>, os autores usaram um ionómero de vidro modificado com resina e avaliaram o efeito de quatro técnicas de preparação do esmalte, antes da colagem dos *brackets*, apresentando um dos grupos de tratamento de esmalte semelhante ao que utilizamos nesta pesquisa.

Dentro dos estudos que utilizaram o mesmo adesivo ortodôntico à base de Bis-GMA e TEGDMA (estudos de Montasser (2011)<sup>(135)</sup> e de Oz e col. (2016)<sup>(130)</sup>), ainda que com valores significativamente mais elevados, o que apresentou resultados mais próximos dos nossos foi o estudo de Montasser MA (2011).<sup>(135)</sup> Nesse trabalho, os autores avaliaram a aplicação de força no centro dos *brackets*, apenas no momento da colagem dos mesmos, às superfícies dentárias, com a aplicação de força até ao final da polimerização do compósito. Na prática clínica é comum a aplicação de uma força sobre os *brackets* com a pinça porta-*brackets* e/ou com a sonda exploradora com o objetivo de uniformizar a quantidade de adesivo entre o *bracket* e

o esmalte. Também alguns estudos *in vitro*, referem a aplicação de força<sup>(129,134,135)</sup> no momento da colocação do *bracket*. Contudo, regra geral, esta força é aplicada nesse momento, por alguns segundos, mas não mantida durante a polimerização, tal como executado neste trabalho.

As forças de adesão obtidas numa e noutra situação foram significativamente diferentes, com superioridade quando a força é mantida ao longo de toda a colagem e polimerização ( $8,15 \pm 0,89\text{MPa}$ ) e, simultaneamente, distanciando-se da força média de adesão, encontrada nesta investigação.

Regressando à apresentação dos resultados, semelhantes aos obtidos na presente investigação, poderemos verificar uma aproximação dos valores médios, de força de adesão, nos testes de cisalhamento, aos conseguidos no trabalho de Rao e col. (2013)<sup>(111)</sup> para o grupo do compósito autopolimerizável com ataque ácido. Além do tipo de adesivo, os autores avaliaram a influência do tempo decorrido desde a colagem dos *brackets* até à sua descolagem, por meio de testes mecânicos *in vitro*. Sendo certo que a descolagem de *brackets* é amplamente espaçada, ou pelo menos, desejavelmente espaçada na prática clínica, nos estudos *in vitro*, o tempo decorrido entre a colagem e descolagem dos *brackets* é, substancialmente, menor (1h-72h).<sup>(106,107,116,117,118,125,128,130,131,132,134,135,136,183)</sup> Nesta pesquisa, as descolagens aconteceram entre as 48h e as 72h após a colagem dos *brackets*. No entanto, os valores conseguidos estão mais próximos dos obtidos por Rao e col. (2013)<sup>(111)</sup> com a descolagem uma hora depois da colagem. Este grupo foi o que demonstrou valores de adesão inferiores, na resistência adesiva, quando comparados com as amostras que foram mantidas coladas por 24h. Este aspeto pode assumir alguma importância clínica nas recomendações dadas aos pacientes imediatamente após a colagem dos aparelhos ortodônticos. No entanto, os valores encontram-se, em todas as situações, acima do clinicamente aceitável.<sup>(5)</sup>

Com valores ligeira mas significativamente superiores aos obtidos no presente trabalho, temos os estudos de Elnafar AA e col. (2014)<sup>(116)</sup> e Oz AA e col. (2016)<sup>(130)</sup> cuja preparação do esmalte é semelhante à do estudo anterior e à do presente trabalho. Assim, parece existir uma consistência entre a preparação da superfície de

esmalte e a proximidade de resultados no que se refere à força de adesão. Este aspeto foi considerado, também, noutros trabalhos<sup>(126,132)</sup>, além dos trabalhos Rao e col. (2013)<sup>(111)</sup> e Elnafar AA e col. (2014).<sup>(116)</sup>

Fitzgerald I e col. (2012)<sup>(132)</sup> compararam a aplicação de ácido fosfórico a 37%, depois de feito o polimento do esmalte com taça de borracha e pasta de polir sem flúor, com a aplicação de ácido, sem polimento prévio, e ainda com um sistema *self-etching primer*. Os autores concluíram que o condicionamento ácido aumenta os valores de adesão quando foram utilizados sistemas *self-etching primer* com *brackets* pré-revestidos a compósito.

Um outro estudo<sup>(126)</sup>, que apresenta as forças de adesão em N, avalia a ausência de tratamento por ácido fosfórico a 37%, ou a sua realização durante 60s, na colagem dos *brackets*. Como adesivos foram avaliados um cimento de ionómero de vidro reforçado e um compósito. Os autores verificaram que a aplicação de ácido confere uma melhor eficácia de adesão a ambos os materiais. Neste contexto, concluem que superfícies sem condicionamento ácido são inadequadas à colagem de *brackets*.

Assim, apenas um autor desvaloriza a aplicação de ácido como um método importante, no aumento da força de adesão, entre *brackets* de metal e o esmalte dentário.<sup>(107)</sup> Sendo que os restantes são unânimes em apontar este método como vantajoso<sup>(111,116,126,132,133)</sup>, ainda que o jateamento com óxido de alumínio permita atingir valores mais elevados de força de adesão.<sup>(116,133)</sup>

No que se refere aos testes de tração os valores mais semelhantes aos deste trabalho, foram encontrados por Elsaka SE e col. (2014)<sup>(15)</sup> com valores médios de força de adesão de  $8,05 \pm 1,24$ MPa (tabela 17). Este autor apresentou a metodologia mais próxima da utilizada nesta investigação. Os autores incluíram *brackets* de metal, de cerâmica e de titânio nas mesmas condições de colagem, seguindo o mesmo protocolo utilizado neste estudo: aplicação de ácido fosfórico a 37% durante 30s sobre a superfície de esmalte, seguindo-se a aplicação do mesmo *primer* e do mesmo adesivo à base de bis-GMA e TEGMA. A polimerização, contrariamente, ao realizado no presente trabalho (com LED de 1400mW/cm<sup>2</sup>), foi

feita com lâmpada de halogéneo. A duração e método de polimerização foram também semelhantes, durante 20s: 10 no lado mesial e 10 no lado distal dos *brackets*. Os autores avaliaram, então, as forças de adesão obtidas por cisalhamento desde o lado mais curto e mais longo, dos *brackets*, e por tração. Contudo, a proximidade entre forças apenas se verifica nos testes de tração, com os testes de cisalhamento a apresentarem valores significativamente mais elevados ( $p=0,001$ ).

As diferenças nos testes de cisalhamento não podem ser explicadas pelo protocolo de colagem em tudo semelhante entre os dois estudos, nem pela velocidade nos testes de adesão (fator apontado na literatura como influenciando os valores de adesão)<sup>(109,110)</sup>, uma vez que também neste ponto, os estudos se replicam. Ambos foram realizados com velocidade de 0,5mm/min. No entanto, o tipo de luz utilizada na polimerização foi distinto. A comparação entre três aparelhos de halogéneo e um de LED foi efetuada no estudo de Carvalho PE e col. (2013)<sup>(118)</sup> que apresentou valores de adesão, em teste de tração, entre superfícies de esmalte humano e *brackets* de metal, próximos ou abaixo dos valores clinicamente aceitáveis.<sup>(5)</sup> Os autores referem que os aparelhos LED podem ser considerados como alternativa às lâmpadas de halogéneo desde que aplicados por tempo suficiente (40s).<sup>(118)</sup>

A área de adesão dos *brackets* utilizados nos dois estudos parece ser, também, um ponto de coincidência entre eles. Apesar do estudo de Elsaka SE e col. (2014)<sup>(15)</sup> não mencionar o diâmetro das bases, o fato de se tratarem de *brackets* destinados aos dentes incisivos maxilares, permite conhecer o seu diâmetro aproximado. Além disso, sabemos pela designação comercial que tal como os *brackets* utilizados na nossa investigação, também aqueles apresentavam uma malha de calibre 80. Este tipo de malha, parece ser, de acordo com Lombardo L e col. (2013)<sup>(123)</sup> tão satisfatória, como malhas de calibre superior. Contudo, o mesmo grupo de autores aponta para uma ausência de superioridade deste tipo de base, relativamente aos *brackets* de aço inoxidável convencionais.<sup>(133)</sup> Assim, os *brackets* com bases modificadas por malha parecem ser tão válidos como os restantes, do ponto de vista de resistência adesiva.

O dente a que se destina o *bracket*, no estudo de Elsaka SE e col. (2014)<sup>(15)</sup>, é coincidente com os *brackets* utilizados na atual investigação. Contudo, este fato pode ter influenciado as diferenças nos resultados, uma vez que, contrariamente, ao que acontece no estudo de Elsaka SE e col. (2014)<sup>(15)</sup>, neste trabalho os *brackets* destinados aos incisivos centrais maxilares, foram colados nas faces vestibulares de molares maxilares. Este fato, pode não só justificar os valores inferiores de adesão nos testes de cisalhamento, em comparação com este e outros estudos que apresentam protocolos semelhantes, em teste de cisalhamento<sup>(117.123)</sup>, mas também explicar a falta de homogeneidade na espessura do adesivo, verificada nas observações por microscopia eletrônica.

Existem outros estudos que apresentam valores consideravelmente superiores aos encontrados neste trabalho. Contudo, se por um lado as diferenças de protocolos dificultam a comparação dos resultados, por outro podem justificar as diferenças encontradas. Na verdade é sabido que o tipo de adesivo ortodôntico pode justificar estas diferenças verificadas no presente estudo relativamente a outros<sup>(109.111.125.126.129.131.152)</sup>, assim como diferentes protocolos de preparação do esmalte.<sup>(105.131.134)</sup>

Ainda relativamente aos valores obtidos, mais baixos do que a grande maioria dos trabalhos, podemos referir que apesar de a ciclagem térmica ser um método de aproximação às condições presentes na cavidade oral, nenhum dos estudos incluídos na nossa revisão realizaram este tipo de ciclos.

Neste contexto, é também importante mencionar a escassez de estudos apresentando avaliação qualitativa das áreas de adesão através de microscopia eletrônica de varrimento ou por espectroscopia de Raio-x.

Neste trabalho, as forças de adesão obtidas com *brackets* de cerâmica são substancialmente inferiores aos encontrados no estudo de Elsaka e col. (2014)<sup>(15)</sup>, que apresentam um protocolo em tudo semelhante ao nosso. Contudo, três pontos poderão justificar estas diferenças nos resultados:

1. A fotopolimerização efetuada com LED nesta investigação seguiu as recomendações do fabricante, tendo a luz sido aplicada

perpendicularmente ao centro do *bracket*, podendo influenciar a quantidade de luz que atinge o compósito subjacente. Na revisão da literatura, não foi possível encontrar discutido este aspecto – ângulo de aplicação da luz e sua influência nas forças de adesão.

2. A ciclagem térmica está descrita na literatura como influenciando negativamente a força de adesão entre *brackets* e esmalte<sup>(112,113)</sup>, podendo justificar esta diferença significativa na magnitude de forças.
3. A diferença entre uma base desenhada e adaptada a um determinado dente e a ausência nesta adaptação<sup>(15)</sup>, como poderá acontecer ao aplicar um *bracket* de incisivo central maxilar sobre a face vestibular de um molar maxilar.

### 1.1.2 IAR ENTRE BRACKETS E ESMALTE DENTÁRIO

Nesta pesquisa, de forma geral, o adesivo mantém-se aderido, maioritariamente, à base do *bracket*. A percentagem de adesivo que permanece sobre o esmalte varia entre  $15,3 \pm 13,8\%$  e  $30,0 \pm 18,3\%$ , sugerindo que a falha acontece fundamentalmente entre o esmalte e o adesivo. O mesmo acontece em vários outros estudos.<sup>(15,105,107,123,129,131,132)</sup>

O tipo de adesivos ortodônticos parece influenciar o IAR. Nesta investigação foi utilizada, como referido anteriormente, uma resina composta à base de Gis-GMA e TEGMA. A mesma resina foi utilizada por Cheng HY e col. (2011)<sup>(107)</sup> e Lamper T e col. (2012).<sup>(129)</sup> No primeiro estudo, da avaliação entre um cimento de ionómero de vidro modificado e a resina composta, os autores reportam que para ambos, a maior quantidade de resina fica aderida ao *bracket*. No estudo de Lamper e col. (2012)<sup>(129)</sup> os autores referem que o adesivo, assim como, o tempo de fotopolimerização influenciam o IAR e mencionam lesões, na superfície de esmalte, decorrentes da descolagem.

Apesar de não ser possível confirmar, com o presente trabalho, o apontado anteriormente, os resultados desta investigação indicam uma influência do tipo de

*bracket* e do tipo de teste mecânico (cisalhamento/tração) sobre o IAR. Uma vez mais, os resultados aproximam-se do estudo de Elsaka e col. (2014).<sup>(15)</sup> Contudo, no que ao tipo de *brackets* diz respeito, o mesmo não se verifica. Os autores referem uma maior quantidade de adesivo aderida ao esmalte, para *brackets* de aço inoxidável e de titânio, e menor para *brackets* de cerâmica, pelo que os autores apontam para um dano maior ao esmalte, nestes casos. Na presente investigação, verifica-se que os *brackets* de cerâmica deixam uma percentagem de compósito, aderida à superfície do esmalte, maior do que nos *brackets* de aço inoxidável. Quanto ao tipo de forças, no que diz respeito ao esmalte, os resultados estão uma vez mais concordantes. As forças de tração, dentro de cada tipo de *bracket*, são sempre mais danosas para o esmalte do que as de cisalhamento.

Neste contexto, podemos afirmar que a determinação do IAR após a descolagem dos *brackets* é um fator importante na descrição da adesão entre *bracket*-adesivo-substrato<sup>(150,151)</sup> e pode ser considerado uma forma de avaliar o local de falha durante a descolagem, ou seja, se ela acontece entre *bracket* e adesivo ou entre este e o substrato, no caso o esmalte.<sup>(138)</sup> Contudo, as limitações inerentes à aplicação deste índice<sup>(106,137)</sup> dada a natureza subjetiva, e portanto falível, dos mesmos, têm sido utilizadas diversas alternativas à utilização destes índices como método para avaliar a qualidade da adesão adesivo-substrato, bem como entre aquele adesivo-base do *bracket*.<sup>(106,116,124,133,135,166)</sup>

Al Jabbari e col. 2014<sup>(138)</sup>, referiram mesmo que é difícil aceitar a caracterização de uma amostra onde 0,1% de adesivo remanescente é classificado na mesma categoria que 50% de adesivo remanescente e simultaneamente 0,1% não se inclui na categoria zero. Referiu ainda que a mesma categoria tem sido utilizada em diferentes estudos como indicativo de diferentes tipos de fratura: adesiva (entre *bracket/substrato* e adesivo) e coesiva (no adesivo).

### 1.1.3 FORÇA DE ADESÃO ENTRE BRACKETS E ACRÍLICO

Na presente investigação, os valores de adesão entre PMMA e *brackets* de metal, em aço inoxidável, com uma base em malha de calibre 80, para a resistência ao cisalhamento foram de  $8,2 \pm 3,7$ MPa e de resistência à tração  $6,4 \pm 3,2$ MPa. Estes valores, tal como acontecia para o esmalte, são clinicamente aceitáveis.<sup>(5)</sup> Verificando-se o mesmo para os *brackets* de cerâmica, com valores de  $8,4 \pm 2,3$ MPa e  $5,2 \pm 1,8$ MPa, respetivamente.

Da comparação dos resultados com a literatura, podemos observar que a maior aproximação de valores volta a acontecer com protocolos semelhantes de preparação do acrílico<sup>(108,139,140)</sup>, como acontecia para o esmalte dentário. Na adesão a coroas provisórias em PMMA, os valores mais semelhantes registados na tabela 18, que se segue, com dois destes estudos a demonstrarem força significativamente mais elevada.<sup>(139,140)</sup>

**Tabela 18** - Médias de força de adesão entre *brackets* ortodônticos, resultantes de testes de cisalhamento expressas em MPa dos estudos publicados e resultados referentes à presente investigação, na adesão a superfícies acrílicas.

Autores (ano)	Tratamento da superfície	Resina à base de (PMMA)	Resina à base de (MMA)
Chay SH e col. (2007) <sup>(140)</sup>		12.16(1.48)1s	
	Escova	11.26(2.19)1m	
		12.42(2.24)1s	
	Pedra-pomes	9.52(2.11)1m	—
		11.06(1.40)1s	
Maryanchik I e col. (2010) <sup>(139)</sup>	Abrasão com jacto de Al2O3	10.04(0.85)1m	
	Disco de lixa + Abrasão com jacto de Al2O3	9.5(2.6)24h	
		14.7(7.3)7d	
de Almeida JX e col. (2013) <sup>(108)</sup>	Disco de lixa SiC		18.04(3.46)D
			9.71(2.11)XT
	Abrasão com jacto de Al2O3	—	22.64(4.04)D
			11.23(2.75)XT
	Monómero		22.41(3.95)D
			9.67(1.95)XT
Al Jabbari YS e col.	Disco de lixa SiC	3.1XT / 1.7XT	—

	OXT atc / OXT atc	
(2014) <sup>(138)</sup>	Pedra-pomes e pasta de polir	0.6XT / 1.6XT
	Abrasão com jacto de Al2O3	1.8XT / 9.7XT
		7.9XT atc / 7.5XT atc
Dias FM e col. (2015) <sup>(137)</sup>	Pedra-pomes e taça de borracha	12.19(1.58)D
	Broca diamantada	1.38(0.40)XT
		12.41(1.96)D
		4.37(1.14)XT
Morado Pinho M e col. (2017)	G1 - Brackets de metal (cisalhamento)	8,2 ± 3,0XT
	G2 - Brackets de metal (tração)	6,4 ± 3,2XT
	G3 - Brackets de cerâmica (cisalhamento)	8,4 ± 2,3XT
	G4 - Brackets de cerâmica (tração)	5,2 ± 1,8XT

Valores da F de adesão em testes de cisalhamento (MPa); após termociclagem (atc); 1semana (1s), 1mês (1m); 7 dias (7d), Resina acrílica quimicamente activada (D); TransbondXT (XT); FujiOrtho LC (FO); Ortho Adhesive (OA)

O estudo<sup>(138)</sup> com os valores, aparentemente, mais próximos é, também, o único a considerar a fadiga térmica. Contudo, a comparação estatística não foi possível por falta de dados. Ainda assim, o estudo<sup>(138)</sup> demonstrou uma influência negativa da termociclagem sobre a força de adesão, entre *brackets* e superfícies acrílicas. Ainda que não seja possível corroborar inteiramente esta afirmação, a proximidade de valores sugere essa influência, tal como já acontecia para os dentes naturais, no trabalho que expusemos. Assim, e de acordo com estes dados é possível suspeitar de uma suscetibilidade da resina composta à fadiga térmica.

Dos quatro artigos que consideram PMMA, todos eles apresentam pelo menos um grupo em que a colagem de *brackets* utiliza a mesma resina composta utilizada no presente trabalho, a nível de grupo controlo e/ou grupo teste.<sup>(137,138,139,140)</sup>

No que se refere aos diferentes tratamentos das superfícies os valores em MPa variaram entre 0MPa<sup>(139)</sup> e 22,64 ± 4,04MPa<sup>(108)</sup> e a partir deles os autores concluíram que a utilização do jato de óxido de alumínio é a melhor solução para aumentar a adesão de *brackets* a resinas acrílicas.

Os nossos valores para os ensaios de tração são inferiores aos dos ensaios de cisalhamento. No entanto, não é possível uma comparação com a literatura, dada a ausência de estudos que avaliem a união de *brackets* a superfícies acrílicas em

ensaios de tração. Esta diminuição, nos valores de força, pode estar relacionada com a ausência de alterações significativas, adicionais, nas superfícies após a aplicação do ácido, o qual não cria zonas de maior retenção mecânica, eventualmente, favorecendo a adesão neste sentido. Ou pelo fato de a pedra de Arkansas aplanar a face de adesão, tornando-se esta morfologia mais vantajosa para a resistência aos ensaios de cisalhamento.

Relativamente aos *brackets* de cerâmica, os resultados são ligeiramente inferiores sem, no entanto, o serem de forma significativa. Rambhia S e col. (2009)<sup>(11)</sup> avaliaram a resistência adesiva ao cisalhamento de *brackets* de metal e de cerâmica colados a coroas provisórias utilizando diferentes agentes adesivos. Os autores concluíram que a utilização de *brackets* cerâmicos não influenciava a adesão a substratos acrílicos, contrariando os nossos achados onde as diferenças entre tipo de *brackets* são significativas, para testes diferentes. Tal fato poderá ser justificado pelo tipo de falha adesiva observada por microscopia eletrônica de varrimento.

#### 1.1.4 IAR ENTRE BRACKETS E ACRÍLICO

Os resultados obtidos na presente investigação parecem indicar que, de forma geral, o adesivo se mantém aderido, maioritariamente, à base do *bracket* sugerindo que a falha acontece fundamentalmente entre o substrato acrílico e o adesivo. O mesmo acontece no estudo de Al Jabbari YS e col. (2014)<sup>(138)</sup>, contudo, os autores referiram que a falha aconteceu dentro do próprio adesivo.

O tipo de falha é mencionado como sendo tanto coesivo como adesivo, apesar de os autores não apresentarem os valores de IAR, por um outro estudo.<sup>(140)</sup> Também Maryanchik I e col. (2010)<sup>(139)</sup> encontraram resultados inconclusivos.

#### 1.1.5 FORÇA DE ADESÃO ENTRE BRACKETS E CERÂMICA

No presente trabalho, a adesão entre cerâmica à base de leucite e *brackets* de metal, apresentou valores de força de resistência ao cisalhamento de  $8,1 \pm 3\text{MPa}$  e de  $7,4 \pm 2,9\text{MPa}$  à tração para os *brackets* de cerâmica os valores foram de  $6,8 \pm$

2,3MPa e de  $5,7 \pm 2,2$ MPa, respectivamente. Estes valores são clinicamente aceitáveis.<sup>(5)</sup>

Analisando a literatura desde o tipo de cerâmica utilizada verificamos que as forças de adesão obtidas na presente investigação são significativamente mais baixas do que as de outros estudos ( $p=0,001$ ).<sup>(7,17,142)</sup> Esta análise encontra-se limitada a teste de cisalhamento, em brackets de aço inoxidável, por ausência de estudos contemplando a adesão de outro tipo de *brackets* e de outro tipo de testes em cerâmica à base de leucite. No entanto, considerando outros fatores, nomeadamente, o tipo de preparação da superfície, previamente à colagem dos *brackets*, verificamos que os valores tendem a convergir com protocolos semelhantes. Na verdade, o estudo de Saraç YS e col. (2011)<sup>(142)</sup> e Falkensammer F e col. (2012)<sup>(17)</sup> apresentavam uma superioridade, esperada, nos resultados associada a dois fatores. É sabido da literatura, para esta e outras cerâmicas que o tratamento com jato de óxido de alumínio favorece a adesão de *bracket* às cerâmicas.<sup>(148)</sup> Outro aspeto relevante é o fato de apresentarem um número inferior de ciclos de fadiga térmica (1000 e 500, respectivamente). Na presente investigação as amostras foram sujeitas a 4000 ciclos de termociclagem em saliva artificial, pelo menos quatro vezes superiores.

Os valores obtidos para *brackets* de metal aderidos a superfícies cerâmicas apresentam uma proximidade com os valores de outros estudos<sup>(16,17,115,124)</sup> onde diferentes tipos de cerâmica serviram de substrato, não existindo, portanto, diferenças significativas (tabela19), mesmo em testes mecânicos distintos: cisalhamento<sup>(17,115,124)</sup> e tração<sup>(16)</sup>. Contudo, como já referimos parece existir uma concordância no que diz respeito à proximidade de resultados para forças de adeão e convergência de protocolos de tratamento das superfícies e o tipo de adesivo utilizado (tabela 19).<sup>(16,17,115,124)</sup>

**Tabela 19** - Médias de força de adesão entre *brackets* ortodônticos, resultantes de testes de cisalhamento / tração expressas em MPa ou Newtons dos estudos publicados e resultados referentes à presente investigação, na adesão a superfícies cerâmicas.

Bibliografia	Tratamento da superfície	Silano	Feldespática	Flourapatite	Leucite	Zirconia	Híbrida	p	
Abdelnaby YL (2011) <sup>(110)</sup>	HF 9,6% 2min	não	5,48(1,03)XT	—	—	—	—	—	
	Jacto 50µm Al2O4	não	6,95(1,211)XT	—	—	—	—	—	
	HF 9,6% 2min	sim	4,50(1,10)XT	—	—	—	—	—	
	Jacto 50µm Al2O4	sim	6,35(1,30)XT	—	—	—	—	—	
Gonçalves PR e col. (2011) <sup>(141)</sup>	HF 10% 20seg	sim	6,26(1,2)XT	—	—	—	—	—	
	HF 10% 60seg		8,63(2,0)XT						
	HF 10% 20seg		6,45(1,0)XT						
	HF 10% 60seg		8,38(1,3)XT						
	HF 10% 20seg		6,44(1,0)XT						
	HF 10% 60seg		8,21(1,1)XT						
	HF 10% 20seg		5,95(1,4)XT						
	HF 10% 60seg		8,0(1,1)XT						
Saraç YS e col. (2011) <sup>(142)</sup>	Jacto 25µm Al2O4	sim	13,58(2,56)XT	—	11,82(2,06)XT	—	14,82(1,99)XT	—	
	Jacto 30µm Al2O4modSiO	sim	23,51(3,11)XT	—	22,18(2,71)XT	—	24,17(3,08)XT	—	
Costa AR e col. (2012) <sup>(147)</sup>	HF 10% 20seg	sim	11,61(1,3)XT	7,62(1,2)FO	—	—	—	—	
	HF 10% 60seg	sim	13,81(1,4)XT	9,63(1,3)FO					
	HF 10% 20seg	não	9,81(1,1)XT	5,75(0,9)FO					
	HF 10% 60seg	não	11,60(1,1)XT	7,70(1,7)FO					
Falkensammer F e col. (2012) <sup>(17)</sup>	HF 5% 60seg	sim	33,08(9,57)XT	—	31,36(9,94)XT	—	35,13(5,86)XT	34,07(8,68)XT	0,066
	HF 5% 30seg	sim	36,80(7,48)XT	—	33,97(7,58)XT	—	33,36(6,59)XT	33,19(7,87)XT	
	HF 9,6% 60seg	sim	12,31(3,88)XT	—	9,34(2,35)XT	—	15,92(9,84)XT	10,57(3,67)XT	
	HF 9,6% 30seg	sim	11,51(5,73)XT	—	10,63(4,02)XT	—	15,19(9,37)XT	9,53(3,10)XT	
	Jacto 50µm Al2O4	sim	33,16(7,37)XT	—	29,74(7,70)XT	—	35,80(6,52)XT	33,88(8,12)XT	
	Jacto 30µm SiO2	sim	32,57(8,35)XT	—	31,19(7,49)XT	—	34,72(7,15)XT	33,81(6,34)XT	
Al-Hity R e col. (2012) <sup>(16)</sup>	HF 9% 30seg	sim	—	—	7,10(1,51)XT	6,71(1,39)LB	—	—	0,695
					6,41(0,99)XT	7,30(1,07)LB			0,17
					6,46(0,94)XT	6,45(1,08)LB			0,192
					6,40(0,94)XT	6,76(1,25)LB			0,166
Yassaei S e col. (2013) <sup>(145)</sup>	HF 9,6% 2min	sim	—	7,4(1,27)R	—	—	—	—	
	1,6w ErYAG Laser	sim	—	7,88(1,18)R					
	2w ErYAG Laser	sim	—	7,52(1,09)R					
	3,2w ErYAG Laser	sim	—	7,45(1,53)R					
Ahrari F e col. (2013) <sup>(163)</sup>	HF 9,6% 2min	sim	7,31(3,81)TXg	6,25(2,68)TXng	—	—	—	—	
	CO2laser 10w		5,7(1,81)TXg	11,47(3,3)TXng					
	CO2laser 15w		5,2(2,8)TXg	11,28(3,58)TXng					

	CO2laser 20w		4,4(2,11)TXg	9,01(3,09)TXng					
Hosseini MH e col. (2015) <sup>(115)</sup>	HF 9,6% 4min	sim	9,4(2,5)XT						0,065
	0,75w NdYAG Laser	sim	2,2(0,9)XT						
	1w NdYAG Laser	sim	4,2(1,1)XT						
	1,25w NdYAG Laser	sim	4,9(2,49)XT						
	1,5w NdYAG Laser	sim	7(1,7)XT						
	2w NdYAG Laser	sim	9,6(2,7)XT						
Stella JPF e col. (2015) <sup>(146)</sup>	Gel AF 37% 60 seg	sim	16,42(3,61)XT						
	Liq. AF 37% 60 seg	sim	9,29(1,95)XT						
	HF 10% 60 seg	não	22,01(2,15)XT						
	HF 10% 60 seg	sim	22,83(3,32)XT						
Costa AR e col. (2015) <sup>(147)</sup>			13,70(1,97)XT						
	HF 10% 60 seg	sim	10,10(1,3)XT						
			9,12(0,70)FO						
			5,38(0,81)FO						
Mehta AS e col. (2015) <sup>(148)</sup>	4% HF + jacto 50µm Al2O3		<b>4,339(0,749)PL</b>						
		sim	<b>4,724(0,747)PL</b>						
	Jacto 50µm Al2O4		<b>4,657(0,602)PL</b>					<b>5,290(0,729)PL</b>	
	Jacto 50µm Al2O4	não						<b>5,323(0,525)PL</b>	
								<b>5,245(0,390)PL</b>	
Erdur EA e col. (2015) <sup>(7)</sup>	Jacto 50µm Al2O4		12,97(1,26)XT					12,62(1,58)XT	
	HF 5% 20seg		11,03(1,19)XT					11,54(1,32)XT	
	TiLaser 2w 20seg	sim	16,59(1,4)XT					16,92(1,31)XT	
	ErLaser 1,6w 20seg		5,12(1,27)XT					5,74(1,1)XT	
	NdLaser 0,45w 20seg		5,67(1,03)XT					5,05(0,98)XT	
Elsaka SE e col. (2016) <sup>(124)</sup>	HF 9,6% 60 seg							8,93(1,87)XT	0,234
	AF 37% 60 seg	sim						5,63(0,79)XT	
	Broca diamantada							7,7(1,71)XT	
	Silica							11,16(2,19)XT	
Morado Pinho M e col. (2017)	G1 - Brackets de metal (cisalhamento)	sim						8,1(3)XT	
	G2 - Brackets de metal (tracção)							<b>7,4(2,9)XT</b>	

TransbondXT™ (XT); FujiOrtho™ (FO); Resilience™ (R); PadLock™ (PL); Glaze (g); Sem glaze (ng)  
Cisalhamento (MPa); **Tracção (MPa)**

Al-Hity R e col. (2012)<sup>(16)</sup> compararam não apenas diferentes tipos de *brackets* (incluindo no seu trabalho *brackets* de metal e de cerâmica) (tabela 20), como também, diferentes adesivos (resinas compostas fotopolimerizáveis, uma à base de bis-GMA e outra à base de UDMA) e diferentes aparelhos de fotopolimerização (três aparelhos de LED e um halogéneo) concluindo que a descolagem por tração é inferior com *brackets* de metal e que ambos os adesivos ortodônticos são adequados à colagem de *brackets*. Ambos os aspectos corroboram os resultados desta investigação, uma vez que os valores de adesão obtidos no presente trabalho são clinicamente aceitáveis<sup>(5)</sup> como referido anteriormente, a adesão entre cerâmica à base de leucite e *brackets* de metal, apresentou valores de força de resistência à tração de  $7,4 \pm 2,9$ MPa e para os *brackets* de cerâmica os valores foram de  $5,7 \pm 2,2$ MPa.

Além disso, contrariamente ao descrito por Elsaka SE e col. (2016)<sup>(124)</sup> os valores de adesão, na presente investigação, quer nos teste de cisalhamento, quer nos teste de tração foram superiores para os *brackets* de metal, tal tem implícito que a descolagem é inferior com *brackets* de metal, como afirma Al-Hity R e col. (2012).<sup>(16)</sup>

Como mencionado previamente, a adesão entre *brackets* de cerâmica e substratos cerâmicos à base de leucite não foi contemplada em nenhum dos estudos incluídos. Assim, a comparação implica, desde logo, um fator de variabilidade (o tipo de cerâmica da superfície) que poderá, também, justificar as diferenças significativas ( $p=0,001$ ) entre os valores da presente investigação e os descritos na literatura, tanto em teste de cisalhamento<sup>(114,124,144)</sup> como de tração<sup>(16)</sup>, com exceção para a adesão entre *brackets* de cerâmica e substratos de cerâmica feldespática previamente tratados com ácido hidrófluorídrico a 10% durante 60s, sem aplicação de silano.<sup>(114)</sup> Nesse trabalho, os autores avaliaram diferentes métodos de preparação da superfície cerâmica previamente à adesão de *brackets*. Quatro grupos foram criados, apresentando valores significativamente diferentes entre si, sugerindo que a aplicação de ácido hidrófluorídrico sobre a cerâmica, aumenta os valores de força de adesão, o que parece estar de acordo com a presente investigação, uma vez que em

protocolo semelhante os valores se demonstraram clinicamente aceitáveis, e que a aplicação de silano é recomendável.

**Tabela 20** - Médias de força de adesão entre *brackets* de cerâmica, resultantes de testes de cisalhamento / tração expressas em MPa estudos publicados e resultados referentes à presente investigação, na adesão a superfícies cerâmicas.

Bibliografia	Tratamento da superfície	Silano	Feldespática	Leucite	Flourapatite	Hibrida	<i>p</i>
Hammad SM e col. (2011) <sup>(149)</sup>	Jacto 50µm Al2O4	sim			11,05(2,03)RB		
	HF 9,6% 2min	sim			13,67(2,20)RB		
	Cojet system	sim	—	—	15,09(2,67)RB	—	—
	Sem tratamento	sim			1,321(0,19)RB		
					<b>10,99(1,34)XT</b>	<b>11,71(1,72)LB</b>	
Al-Hity R e col. (2012) <sup>(146)</sup>	HF 9% 30seg	sim	—	—	<b>11,12(1,63)XT</b>	<b>10,62(1,79)LB</b>	—
					<b>9,32(1,89)XT</b>	<b>8,87(1,59)LB</b>	—
					<b>8,65(1,53)XT</b>	<b>9,11(1,39)LB</b>	—
							—
Ramos TF e col. (2012) <sup>(114)</sup>	Sem tratamento	não	1,8(0,58)XT				—
	Broca diamantada + AF37%	não	4,8(0,68)XT				—
	HF 10% 60seg	não	6,1(1,66)XT				<b>0,186</b>
	HF 10% 60seg	sim	17,5(1,56)XT				—
Elsaka SE e col. (2016) <sup>(124)</sup>	HF 9,6% 60 seg					11,87(2,13)XT	
	AF 37% 60 seg					8,98(1,52)XT	
	Broca diamantada	sim	—	—	—	10,12(1,94)XT	—
	Silica					15,25(3,31)XT	
Morado Pinho M e col. (2017)	G1 - <i>Brackets</i> de metal (cisalhamento)	sim		6,8(2,3)XT			
	G2 - <i>Brackets</i> de cerâmica (tracção)			<b>5,7(2,2)XT</b>			

TransbondXT™ (XT); LightBond™ (LB); Realy-a Bond™ (RB); Cisalhamento (MPa); **Tracção (MPa)**

### 1.1.6 IAR ENTRE BRACKETS E CERÂMICA

O índice de adesivo remanescente é amplamente utilizado para determinar o tipo de falha de adesão, apesar das suas limitações.<sup>(16,110,114,115,124,148)</sup>

O único estudo que avalia este índice relativamente à cerâmica à base de leucite é o de Falkensammer E e col. (2012).<sup>(17)</sup> Este sugere uma forte adesão entre cerâmica e adesivo nos grupos que receberam tratamento prévio, da superfície cerâmica, com ácido hidrófluorídrico a 5% ou jato de óxido de alumínio, uma vez que os níveis de no índice de adesivo remanescente encaixam essencialmente nas categorias 2 e 3 (índice de Artun & Bergland<sup>(151)</sup>). Os nossos resultados apresentam na generalidade das situações percentagens que podem ser sugestivas de falhas adesivas entre a resina e o substrato, uma vez que a grande quantidade de cola fica aderida à base do *bracket*.

### 1.1.7 MICROSCOPIA ELETRÓNICA DE VARRIMENTO E ANÁLISE POR ESPECTROSCOPIA POR RAIOS X POR DISPERSÃO EM ENERGIA

Neste estudo, a microscopia eletrónica de varrimento foi utilizada em algumas amostras, selecionadas aleatoriamente, antes e depois da termociclagem para avaliação da interface *bracket*-adesivo-esmalte e antes da colagem dos *brackets* para avaliação do efeito da aplicação de ácido fosfórico sobre a superfície dentária.

Todas as amostras apresentaram variação na espessura de adesivo. No entanto, antes da ciclagem térmica encontra-se uma adequada adesão entre o adesivo ortodôntico e esmalte, sendo que depois de submetidas as amostras a 4000 ciclos de 45s entre 5°C e 55°C é possível identificar defeitos, nomeadamente fissuras. Estes resultados estão adequados ao observado por microscopia ótica na determinação do índice de adesivo remanescente onde a maior quantidade de adesivo se mantém aderida ao *bracket* admitindo que a falha acontece na interface de maior fragilidade.

Também, a análise por espectroscopia de Raios-X por dispersão em energia corrobora estas descobertas como analisaremos em seguida.

Nesta avaliação é, ainda, possível verificar perda da continuidade na interface *bracket*-adesivo, o que está de acordo com estudos o estudo de Ribeiro-Neto e col.2017<sup>(113)</sup>, após fadiga térmica.

No estudo de Montasser (2011)<sup>(135)</sup>, o autor compara a aplicação de força (300g) na colagem de *brackets*, durante 3 segundos, com a aplicação desta mesma força até ao final da polimerização do compósito. A análise descritiva refere a presença de defeitos estruturais e presença de poros na resina composta quando a aplicação de força não se faz até ao final da fotopolimerização, deixando de existir estes defeitos nas amostras sujeitas a esta aplicação de força e os poros diminuem. Assim, a pressão durante toda a colagem dos *brackets* parece prevenir a formação de defeitos estruturais e de descontinuidade do material. Tais observações associam-se a forças de adesão significativamente superiores, quando a força é mantida ao longo de toda a colagem e polimerização.

Nos dentes, o esmalte revelou desmineralização prismática após corrosão com ácido fosfórico criando-se micro-regiões retentivas para bloqueio mecânico do sistema adesivo. No entanto, o padrão apresentado pode justificar em certa medida a presença de cálcio no adesivo remanescente sobre o *bracket*, uma vez que o padrão observado cria picos finos que podem facilmente ser destacados durante a aplicação de força.

A espectroscopia de Raios X por dispersão em energia foi efetuada apenas após a descolagem dos *brackets* para amostras do grupo – dente natural. O estudo de Chu e col. (2011)<sup>(106)</sup>, incluiu esta avaliação para *brackets* aderidos a esmalte e utiliza *brackets* de aço inoxidável com base revestida por malha. Os resultados vão, em certa medida, ao encontro dos obtidos nesta investigação uma vez que a presença de cálcio é comum a ambos. No estudo de Chu e col. (2011)<sup>(106)</sup>, os autores identificaram também a presença de ferro. Contudo, as percentagens deste não são mais elevadas nos seguintes grupos de estudo, ou seja, o local de falha será na interface *bracket-adesivo*: G1 – aplicação de ácido fosfórico a 15% durante 15s, seguida de aplicação de *primer* e de resina composta (protocolo semelhante ao da presente investigação, excepto na concentração e tempo de aplicação do ácido fosfórico) e G2 – Sistema *self-etching primer* seguida da aplicação da mesma resina composta. No grupo 3 (sistema *self-etching adhesive*) a maior percentagem é de cálcio (indicando uma forte ligação entre sistema adesivo e esmalte), onde são

também detetados os valores mais baixos de adesão em testes de tração. Assim, neste estudo, como na presente investigação, a análise por espectroscopia de Raio-X, por dispersão em energia, sugere que a descolagem produz lesões no esmalte, pela presença de íon cálcio no adesivo remanescente aderido à base dos *brackets*.

Em superfícies acrílicas, o ácido removeu apenas resíduos sem alterar a topografia das superfícies de forma significativa. Contudo, na comparação antes e após cilagem térmica, as superfícies acrílicas demonstraram uma superfície desprovida de grandes irregularidades que apresentou fissuras notórias na interface adesivo-acrílico. O que, por um lado, sustenta a quantidade elevada de adesivo remanescente na base do *bracket* e, por outro, corrobora o enunciado por Al Jabbari YS e col. (2014)<sup>(138)</sup> acerca da termociclagem.

A topografia das superfícies cerâmicas é distinta da anterior, apresentando um padrão mais rugoso, notório pela observação das interfaces. A aplicação de ácido sobre a cerâmica alterou as superfícies pela dissolução da matriz vítrea, resultando numa superfície com microretenções favoráveis ao embricamento mecânico. Estes resultados estão de acordo com os de outros autores.<sup>(7,17)</sup> Analisando os trabalhos que incluem cerâmica à base de leucita, semelhante à avaliada no presente trabalho, verificamos que a avaliação da superfície cerâmica após tratamento prévio à colagem de *brackets* é um aspeto transversal a todos. Erdur e col. (2015)<sup>(7)</sup> compararam a preparação por ácido, jato de óxido de alumínio e três tipos de *laser*. O tratamento por ácido hidrofúorídrico a 9,6% induz o aparecimento de fissuras e microfraturas. O estudo de Saraç YS e col. (2011)<sup>(142)</sup> avaliou, também, o tratamento das superfícies cerâmicas, com jato de óxido de alumínio, em diferentes cerâmicas, nomeadamente em cerâmica à base de leucite apresentando uma descrição dos resultados obtidos semelhante à do estudo anterior<sup>(7)</sup>, para o mesmo substrato. Falkensammer E e col. (2012)<sup>(17)</sup> refere que que ambas as concentrações de ácido produzem um superfície com microretenções, especialmente na cerâmica à base de leucite, pela dissolução dos cristas de leucite da matriz vítrea.

Contrariamente ao que se verifica para os acrílicos, inúmeros são os estudos que avaliam a interface e a superfície das cerâmicas.<sup>(7,114,142,144,145)</sup> Contudo, apenas os

três anteriores consideram a cerâmica à base de leucite, com descrições acerca da superfície cerâmica após tratamento ácido, semelhantes ao verificado neste trabalho.

## 1.2 AMOSTRA DO SEGUNDO ESTUDO

### 1.2.1 EFICÁCIA DOS PROCEDIMENTOS

No presente estudo o tempo para execução do procedimento de remoção do adesivo aderido às superfícies foi de 45s para todas as amostras, de ambos os grupos e as brocas renovadas a cada dez utilizações com o objetivo de avaliar qual a eficácia dos métodos em estudo. Com o mesmo propósito foi aplicado o IAR antes e depois dos procedimentos. Contudo, não se verificaram diferenças na eficácia entre os dois métodos em avaliação. Também Janiszewska-Olszowska J e col. 2015<sup>(24)</sup> avaliaram a eficácia de diferentes métodos de remoção de adesivo remanescente, um deles as brocas de carboneto de tungstênio, tal como no presente estudo, em comparação com a utilização de um alicate removedor de adesivo e os disco Sof-Lex. Os autores reportam uma eficácia semelhante entre métodos. Contudo, da comparação entre pedras de Arkansas ou brocas de carboneto de tungstênio, utilizadas com ou sem ampliação, um outro grupo de investigadores afirmou uma superioridade destas relativamente às primeiras.<sup>(181)</sup> Contudo, esta superioridade parece ser relativa uma vez que Suliman SN e col. (2015)<sup>(30)</sup> ao avaliar a rugosidade das superfícies após a remoção do adesivo com broca de carboneto de tungstênio verificaram que em algumas amostras, aquele, se mantem aderido. Além disso, é importante referir que o número de lâminas<sup>(184)</sup> e a velocidade de rotação podem influenciar a eficácia.<sup>(185)</sup>

### 1.2.1 EFEITO SOBRE O ESMALTE

As superfícies de esmalte do presente estudo foram analisadas antes da colagem dos *brackets* e, imediatamente, após a sua descolagem, com o objetivo de avaliar o efeito dos métodos de remoção do adesivo sobre o esmalte, garantindo que

o dano presente após a aplicação dos métodos seria decorrente apenas dos mesmos. Neste trabalho, após a descolagem dos *brackets*, apenas um caso apresentou dano sobre o esmalte. Sendo que, na literatura, alguns estudos relataram o dano do esmalte após o procedimento de descolagem com a mesma técnica.<sup>(21)</sup>

Relativamente aos danos sobre o esmalte, observados entre procedimentos, este trabalho encontrou diferenças significativas com as brocas de tungstênio a demonstrarem-se mais lesivas. Estes resultados estão de acordo com os dados obtidos por Janiszewska-Olszowska J e col. (2015).<sup>(24)</sup> Suliman SN e col. (2015)<sup>(22)</sup>, reportaram perdas de esmalte (entre 20 e 30um) decorrentes deste tipo de procedimento, sem contudo, referirem uma superioridade relativamente a outros por ausência de mais grupos no seu trabalho. Também Ryf e col. (2012)<sup>(23)</sup>, referem que a perda de esmalte é inevitável com este tipo de procedimento.

Outros estudos<sup>(144,174,181)</sup> incluem, também, a remoção de adesivo com brocas de carboneto de tungstênio. No entanto, os resultados apontam para uma ausência no aumento do dano sobre o esmalte, em comparação com outras técnicas<sup>(181)</sup> ou referem ainda um menor dano destas sobre o esmalte, como é o caso dos trabalhos de Ahrari F e col. (2013)<sup>(144)</sup>, onde o *laser* e as brocas diamantadas apresentaram o pior desempenho ou de Cardoso LA e col. (2014)<sup>(174)</sup>, cuja remoção do adesivo com ultrassons demonstrou os piores resultados.

Assim, parece ser possível corroborar com o seguinte: os métodos de remoção do adesivo remanescente sobre as superfícies dentárias, disponíveis atualmente, causam, em maior ou menor grau, dano às mesmas. Não existindo, portanto, técnicas inócuas.<sup>(173)</sup>

## 2. EXTRAPOLAÇÃO DOS RESULTADOS

Os resultados obtidos com o presente trabalho devem ser analisados cautelosamente e a extrapolação para a prática clínica deve ter em consideração o fato de se tratar um estudo *in vitro*.

Apesar da tentativa em aproximar as condições *in vitro* à realidade clínica, as condicionantes, inerentes à própria fisiologia da cavidade oral, tornam tal objetivo inalcançável.

A forma de aplicação das forças, quer de cisalhamento, quer de tração, é também um fator a ter em conta. Ainda que, igualmente *in vitro*, não sejam conseguidas forças puras, a verdade é que estão muito mais próximas de o ser do que as ocorridas na cavidade oral, durante um tratamento ortodôntico.

No entanto, com este trabalho de investigação e revisão sistematizada da literatura foi possível contribuir com alguns fatos relevantes para a prática clínica, em Ortodontia:

- As recomendações após colagem imediata devem ter em consideração a superior vulnerabilidade da adesão até 24h após a sua realização.
- A colagem direta apresenta resultados tão viáveis como a indireta, sendo que naquela é possível incrementar os níveis de adesão, quando necessário, através da manutenção da pressão sobre o *brackets* durante toda a colagem dos mesmos, desde que colocados na sua posição e até ao término da polimerização.
- Desde o ponto de vista da resistência à descolagem, as coroas provisórias, são pouco atrativas, especialmente quando estão previstos movimentos de intrusão ou extrusão (cisalhamento), dada a sua inferior resistência quando comparados com a cerâmica. No entanto, os resultados obtidos no índice de adesivo remanescente sugerem dano aos substratos, pelo que coroas cerâmicas definitivas poderão sair danificadas do tratamento ortodôntico. Acresce o fato de Almeida JX e col. (2013)<sup>(108)</sup> e Dias e col. (2015)<sup>(137)</sup> terem demonstrado forças de adesão significativamente acima das clinicamente aceitáveis quando a colagem de *brackets* às resinas acrílicas, à base de PMMA, é realizada utilizando resina acrílica quimicamente ativada. Neste contexto, a ponderação do clínico acerca da inviabilização estética de uma coroa cerâmica perante a possibilidade de uma adesão aceitável sobre coroas acrílicas será fundamental.

Os resultados do estudo secundário deverão também eles ser analisados com precaução não só pelo fato de se tratar de um estudo *in vitro* mas também pelo fato de se utilizarem dentes extraídos, por meio de aplicação de forças que, em certa medida, podem desde logo condicionar a integridade do esmalte. Assim, ligeiras fragilidades não detetáveis inicialmente com a metodologia empregue, podem, depois de todos os procedimentos se tornarem evidentes enviesando, de certo modo, as observações finais. Contudo, os resultados desta investigação paralela contribuem para facilitar a escolha, por parte do clínico, por um método menos lesivo (pedras de Arkansas) e igualmente eficaz em alternativa ao utilizado com maior frequência (brocas multilaminada em carboneto de tungsténio). Além disso, alerta para a importância de uma remoção cuidadosa do adesivo remanescente.

### 3. LINHAS DE INVESTIGAÇÃO FUTURAS

Na revisão da literatura, não foi possível encontrar discutido o impacto do ângulo de aplicação da luz nas forças de adesão podendo, eventualmente, representar uma nova linha de investigação.

Estudos incluindo um maior número de amostras em microscopia eletrónica por varrimento e espectroscopia de raios X por dispersão em energia, poderiam ser um contributo importante para uma melhor compreensão da eventual relação entre o modo de falha na adesão entre *brackets* e substratos e as forças necessárias à descolagem. Assim, como amostras resultantes da descolagem por vários tipos de testes.

A inclusão de *brackets* aderidos a dentes com extração indicada, com colagem efetuada em boca e aí mantidos até ao momento da sua extração, poderiam ser também um valioso contributo ao replicar mais fielmente as condições da cavidade oral.

A criação de metodologias e protocolos de investigação para este tipo de teste seria fundamental para a comparação de resultados entre estudos.

A utilização de novos e mais precisos métodos de observação dos danos sobre o esmalte, em qualquer metodologia, tais como *scanners* a *laser* poderão ser uma mais-valia na verificação e melhoramento das nossas descobertas. Acresce, que a utilização de *scanners* intra-orais pode eliminar as fragilidades na extrapolação dos resultados obtidos através de estudos *in vitro*, ao permitir a realização de estudo *in vivo*, especialmente, no que se refere às avaliações do estudo secundário aqui apresentado.



## CAPÍTULO V

---

### CONCLUSÃO

Avaliação da força de adesão entre *brackets* ortodônticos e diferentes materiais de reabilitação



## CONCLUSÕES DA REVISÃO SISTEMÁTICA DA LITERATURA

Dentro das limitações inerentes à própria revisão da literatura, associadas à disparidade de protocolos e qualidade dos estudos podemos concluir que:

- o tipo de superfícies dentárias influencia a adesão dos *brackets*. De fato, a morfologia e a composição química das superfícies são fatores relevantes a ter em consideração;
- os valores mais baixos de força de adesão foram observados para substratos de diferentes tipos de acrílicos. Alguns estudos relataram valores de força, em testes de cisalhamento, abaixo do nível clinicamente aceitável; Para substratos em acrílico a ausência de

literatura impede conclusões relativas a valores de força de adesão, em testes de tração;

- na cerâmica feldspática, a ausência de tratamento da superfície afeta negativamente a adesão dos *brackets*. Diferentes tratamentos da superfície cerâmica permitem obter níveis semelhantes de adesão e, portanto, não é possível ressaltar a superioridade de um método em relação a outros, independentemente, do tipo de cerâmica. No entanto, a modificação da superfície cerâmica com tratamento a *laser* parece ser o método mais reprodutível;
- além disso, a adesão de *brackets* ao esmalte sem qualquer tratamento prévio não é efetiva, revelando valores abaixo dos clinicamente aceitáveis. Os procedimentos convencionais, incluindo aplicação de ácido, e um sistema adesivo convencional, composto por *primer* e adesivo, parecem continuar a ter suporte científico para a adesão de *brackets* ao esmalte dentário;
- as forças de tração são tendencialmente menores do que as de cisalhamento. No entanto, a literatura é contraditória no que se refere aos danos provocado sobre o esmalte.

## CONCLUSÕES DA INVESTIGAÇÃO PRINCIPAL

Dentro das limitações de um estudo *in vitro*, podemos sugerir que:

- o tipo de superfícies e o tipo de *brackets* influenciam a adesão no tratamento ortodôntico e, portanto, os clínicos devem encontrar uma associação adequada em relação à adesão e descolagem;
- os *brackets* de aço inoxidável apresentam forças de adesão superiores para as três superfícies analisadas: esmalte dentário humano, acrílico e cerâmica, relativamente aos *brackets* de cerâmica;

- o tamanho e o ajuste anatómico da base do *bracket* à superfície dentária/substrato parecem ser cruciais para a adesão, uma vez que podem afetar a adaptação do *bracket* e a espessura do adesivo ortodôntico;
- a principal preocupação observada no presente estudo relaciona-se com o modo de falha de adesão e a sua relação com possíveis danos aos substratos. Embora, as superfícies de esmalte possam ser polidas pelas técnicas atuais, o esmalte perdido não tem recuperação fisiológica, tal destruição é prejudicial para a saúde e estética dentária.

## CONCLUSÕES DO ESTUDO SECUNDÁRIO

Dentro das limitações de um estudo *in vitro*, podemos concluir que:

- a remoção do adesivo remanescente através de pedras de Arkansas ou de brocas multilaminadas de carboneto de tungsténio são métodos igualmente eficazes;
- a utilização de brocas multilaminadas de carboneto de tungsténio apresentou-se mais prejudicial para o esmalte dentário;
- as pedras de Arkansas foram eficazes a remover o adesivo, associadas a uma menor destruição da superfície dentária, deixando o esmalte com

morfologia homogénea medianamente rugosa mas com riscos pouco profundos;

- a principal preocupação observada no presente estudo relaciona-se, tal como no anterior, com os danos sobre as superfícies de esmalte.

## BIBLIOGRAFIA

---

Avaliação da força de adesão entre *brackets* ortodônticos e diferentes materiais de reabilitação



- 1 Proffit WR. Contemporary Orthodontics: 4th (fourth) Edition, Elsevier Health Sciences, 2007
- 2 Moyers RE. Handbook of Orthodontics: 4th Sub edition, Year Book Medical Pub; 1988
- 3 Wahl N. Orthodontics in 3 millennia. Chapter 1: Antiquity to the mid-19th century. Am J Orthod. 2005;127:255-9.
- 4 Zachrisson BJ. A posttreatment evaluation of direct bonding in orthodontics. Am J Orthod., Saint Louis 1977 Feb;71(2):173-89.
- 5 Reynolds IR A review of direct orthodontic bonding. Br J Orthod. 1975;2:171-178.
- 6 Brantley WA and Eliades T. Orthodontic Materials: Scientific and Clinical Aspects, Thieme, Stuttgart, Germany 2001
- 7 Erdur EA, Basciftci FA. Effect of Ti:sapphire laser on shear bond strength of orthodontic brackets to ceramic surfaces. Lasers Surg Med. 2015; 47(6): 512-9.
- 8 Ewoldsen N e Demke RS, A review of orthodontic cements and adhesives. Am J Orthod. 2001; 120(1):45-48.  
Chin MY, Sandham A, Rumachik EN, Ruben JL, Huysmans MC. Fluoride release and cariostatic potencial of orthodontic adhesives with and without daily uoride rinsing. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2009;136:547-53.
- 10 Swift EJ Jr, Perdigão J, Heymann HO. Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art, 1995. Quintessence Int. 1995;26(2):95-110.  
Rambhia S, Heshmati R, Dhuru V, Iacopino A. et al., Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets Bonded to Provisional Crown Materials Utilizing Two Different Adhesives, Angle Orthod. 2009;79(4):784-9.
- 12 Lung CY, Matinlinna JP. Aspects of silane coupling agents and surface conditioning in dentistry: an overview. Dent Mater. 2012;28(5):467-77.  
Zogheib LV, Bona AD, Kimpara ET, McCabe JF. Effect of hydrofluoric acid etching duration on the roughness and flexural strength of a lithium disilicate-based glass ceramic. Braz Dent J. 2011;22(1):45-50.
- 14 Özcan M, Volpato CA. Surface Conditioning Protocol for the Adhesion of Resin-based Materials to Glassy Matrix Ceramics: How to Condition and Why? J Adhes Dent. 2015;17(3):292-3.  
Elsaka SE, Hammad SM, Ibrahim NF.. Evaluation of stresses developed in different bracket-cement-enamel systems using finite element analysis with in vitro bond strength tests. Prog Orthod. 2014;16;15(1):3.
- 16 Al-Hity R, Gustin MP, Bridel N, Morgon L, Grosogeat B. In vitro orthodontic bracket bonding to porcelain. Eur J Orthod. 2012;34(4):505-11.
- 17 Falkensammer F, Freudenthaler J, Pseiner B, Bantleon HP. Influence of surface conditioning on ceramic microstructure and bracket adhesion. Eur J Orthod. 2012;34(4):498-504.
- 18 Zachrisson BU, Arthun J. Enamel surface appearance after various debonding techniques. Am J Orthod. 1979;75(2):121-7.
- 19 Zarrinnia K, Eid NM, Kehoe MJ. The effect of different debonding techniques on the enamel surface: an in vitro qualitative study. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1995; 108(3):284-93.

- 20 Heravi F, Rashed R, Raziee L. The effects of bracket removal on enamel. *Aust Orthod J*. 2008;24(2):110-5.
- 21 Zanarini M, Gracco A, Lattuca M, Marchionni S, Gatto MR, Bonetti GA. Bracket base remnants after orthodontic debonding. *Angle Orthod*. 2013;83(5):885-91.
- 22 Suliman SN, Trojan TM, Tantbirojn D, Versluis A. Enamel loss following ceramic bracket debonding: A quantitative analysis in vitro. *Angle Orthod*. 2015;85(4):651-6.
- Ryf S, Flury S, Palaniappan S, Lussi A, van Meerbeek B, Zimmerli B. Enamel loss and adhesive remnants following bracket removal and various clean-up procedures in vitro. *Eur J Orthod*. 2012;34(1):25-32.
- 24 Janiszewska-Olszowska J, Tandecka K, Szatkiewicz T, Stępień P, Sporniak-Tutak K, Grocholewicz K. Three-dimensional analysis of enamel surface alteration resulting from orthodontic clean-up -comparison of three different tools. *BMC Oral Health*. 2015;15(1):146.
- 25 Chun K, Choi H, Lee J. Comparison of mechanical property and role between enamel and dentin in the human teeth. *J Dent Biomech*. 2014;5:1758736014520809.
- 26 Cuy JL, Mann AB, Livi KJ, Teaford MF, Weihs TP. Nanoindentation mapping of the mechanical properties of human molar tooth enamel. *Arch Oral Biol*. 2002;47(4):281-91.
- 27 Staines M, Robinson WH and Hood JAA. Spherical indentation of tooth enamel. *J Mater Sci* 1981;16(9):2551-56.
- 28 Ten Cate AR, *Oral Histology: Development, Structure, and Function*, 5th Edition, Mosby Inc, St. Louis, MO, 1998.
- 29 Boyde, A. Microstructure of enamel. In: Boyde et al. *Dental Enamel*. Nova Iorque, John Wiley & Sons, 1996: 18-31.
- 30 Park S, Wang DH, Zhang D, Romberg E, Arola D. Mechanical properties of human enamel as a function of age and location in the tooth. *J Mater Sci Mater Med*. 2008;19(6):2317-2.
- 31 Braly A, Darnell LA, Mann AB, Teaford MF, Weihs TP. The effect of prism orientation on the indentation testing of human molar enamel. *Arch Oral Biol*. 2007;52(9):856-60.
- 32 Peyton FA. History of resins in dentistry. *Dent Clin North Am, Philadelphia* 1975;19(2):211-22.
- 33 Craig RG. *Restorative dental materials*. 10 ed., Saint Louis: Mosby 1997; 584-92.
- 34 Vega del Barrio JM, Labruzzo CA. *Materiales en odontología: fundamentos biológicos, clínicos, biofísicos y fisicoquímicos*. 1ª Ed Barcelona: Editorial Avances; 1996: 222-289.
- 35 Smith N, Wright P, Brown D, *Utilización clínica de los materiales dentales*. 2ª Ed. Barcelona: Masson 1996: 129-136 e 231-236.
- 36 Rosenblum MA, Schulman A. A review of all-ceramic restorations. *J Am Dent Assoc*. 1997;128(3):297-307.
- 37 Shenoy A, Shenoy N. Dental ceramics: An update. *J Conserv Dent*. 2010;13(4):195-203.
- 38 Graber TM, Vanarsdall Jr, Robert L. *Orthodontics current principles and techniques*. St. Louis: C. V. Mosby, 2000.
- 39 Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res*. 1955;34(6):849-53.

- 40 Newman GV. Epoxy adhesives for orthodontic attachments: progress report. *Am J Orthod.* 1965;51(12):901-12.
- Bowen, R.L. Dental filling materials comprising vinyl silane-treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of bisphenol and glycidyl methacrylate. U.S. Patent Office 3,066,012, 1962.
- 42 Bishara SE, VonWald L, Laffoon JF, Warren JJ. Effect of a self-etch primer/adhesive on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2001;119(6):621-4.
- 43 Paschos E, Kleinschrodt T, Clementino-Luedemann T, Huth KC, Hickel R, Kunzelmann KH, Rudzki-Janson I. Effect of different bonding agents on prevention of enamel demineralization around orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009;135(5):603-12.
- 44 Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A, Coutinho E, Suzuki K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials.* 2007;28(26):3757-85.
- 45 Gonçalves F, Kawano Y, Pfeifer C, Stansbury JW, Braga RR. Influence of BisGMA, TEGDMA, and BisEMA contents on viscosity, conversion, and flexural strength of experimental resins and composites. *Eur J Oral Sci.* 2009;117(4):442-6.
- 46 Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G. Study of water sorption, solubility and modulus of elasticity of light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials.* 2003;24(4):655-65.
- 47 Kalachandra S, Sankarapandian M, Shobha HK, Taylor DF, McGrath JE. Influence of hydrogen bonding on properties of BIS-GMA analogues. *J Mater Sci Mater Med.* 1997;8(5):283-6.
- 48 Cornelio RB, Kopperud HM, Haasum J, Gedde UW, Ortengren U. Influence of different mould materials on the degree of conversion of dental composite resins. *Braz J Oral Sci.* October | December 2012; 11(4):469-474.
- 49 Ferracane JL, Mitchem JC, Adey JD. Fluoride penetration into the hybrid layer from a dentin adhesive. *Am J Dent.* 1998;11(1):23-8.
- 50 Itota T, Nakabo S, Iwai Y, Konishi N, Nagamine M, Torii Y. Inhibition of artificial secondary caries by fluoride-releasing adhesives on root dentin. *J Oral Rehabil.* 2002;29(6):523-7.
- 51 Kim JS, Cho BH, Lee IB, Um CM, Lim BS, Oh MH, Chang CG, Son HH. Effect of the hydrophilic nanofiller loading on the mechanical properties and the microtensile bond strength of an ethanol-based one-bottle dentin adhesive. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2005 15;72(2):284-91.
- 52 Hayakawa T, Horie K. Effect of water-soluble photoinitiator on the adhesion between composite and tooth substrate. *Dent Mater.* 1992;8(6):351-3.
- 53 Abate PF, Rodriguez VI, Macchi RL. Evaporation of solvent in one-bottle adhesives. *J Dent.* 2000;28(6):437-40.
- 54 Wilson AD, Kent BE. The glass-ionomer cement, a new translucent dental filling material. *Journal of Applied Chemistry and Biotechnology* 1971;21(11):313-313.
- 55 Nicholson JW. Chemistry of glass-ionomer cements: a review. *Biomaterials.* 1998;19(6):485-94.
- 56 Mount GJ. Glass ionomers: a review of their current status. *Oper Dent.* 1999;24(2):115-24.

- 57 Shen C. - Dental Cements. In: Anusavice KJ. Phillips' Science of Dental Materials. 11th Ed. St. Louis, Missouri, Elsevier Science, 2003:443-493.
- 58 Cacciafesta V. et al. Bonding Problems Related to Adult Rehabilitated Dentitions. In: Melsen, B. Adult Orthodontics. Reino Unido, Wiley-Blackwell 2012:163-188.
- 59 Chitnis D, Dunn WJ, Gonzales DA. Comparison of in-vitro bond strengths between resin-modified glass ionomer, polyacid-modified composite resin, and giomer adhesive systems. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2006;129(3):330.e11-6.
- 60 Millar BJ, Abiden F, Nicholson JW. In vitro caries inhibition by polyacid-modified composite resins ('compomers'). J Dent. 1998;26(2):133-6.
- 61 Weinberger BS. Orthodontics: an historical review of its origin and evolution. St. Louis, The C. V. Mosby company 1926.
- 62 Ring ME. Dentistry: An Illustrated History. 3rd ed. New York: Abradale Press, 1993.
- 63 Angle EH. Some new forms of orthodontic mechanism, and the reasons for their introduction. Dental Cosmos, Philadelphia 1916:58(9):969-994.
- 64 Angle EH. The latest and best in orthodontic mechanism. Dental Cosmos, Philadelphia 1928:70(12):1143-1158.
- 65 Angle EH. Evolution of Orthodontia: recent developments. Dental Cosmos, Philadelphia 1929: v71, n°2, 164-174
- 66 Angle EH. Evolution of Orthodontia: recent developments. Dental Cosmos, Philadelphia 1929:71(3):260-270.
- 67 Angle EH. Evolution of Orthodontia: recent developments. Dental Cosmos, Philadelphia 1929:71(4):409-421.
- 68 Angle EH. Evolution of Orthodontia: recent developments. Dental Cosmos, Philadelphia 1912:54(8):853-867.
- 69 <https://www.aaoinfo.org/library/research/aaoinfo-glossary>
- 70 Brown P, Wagner W, Choi H. Orthodontic bracket slot dimensions as measured from entire bracket series. Angle Orthod. 2015;85(4):678-82.
- 71 Bishara SE, Soliman MM, Oonsombat C, Laffoon JF, Ajlouni R. The effect of variation in mesh-base design on the shear bond strength of orthodontic brackets. Angle Orthod. 2004;74(3):400-4.
- 72 Andrews LF. Straight wire: the concept and appliance. San Diego, LA Wells 1989.
- 73 Roth RH. Five year clinical evaluation of the Andrews straight-wire appliance. J Clin Orthod. 1976;10(11):836-50.
- 74 Ricketts RM. Técnica bioprogressiva de Ricketts. Buenos Aires: Editorial Médica Panamericana, 1983.
- 75 McLaughlin RP, Bennett JC. The transition from standard edgewise to preadjusted appliance systems. J Clin Orthod. 1989;23(3):142-53.
- 76 Damon DH. The rationale, evolution and clinical application of the self-ligating bracket. Clin Orthod Res. 1998;1(1):52-61.

- 77 Kusy RP, Whitley JQ. Assessment of second-order clearances between orthodontic archwires and bracket slots via the critical contact angle for binding. *Angle Orthod.* 1999;69(1):71-80.
- 78 Bennett J. *Fundamentals of Orthodontic Treatment Mechanics*. 1st ed. London, UK:LeGrande Publishing 2014.
- 79 Cash AC, Good SA, Curtis RV, McDonald F. An evaluation of slot size in orthodontic brackets—are standards as expected? *Angle Orthod.* 2004;74(4):450-3.
- Major TW, Carey JP, Nobes DS, Major PW. Orthodontic Bracket Manufacturing Tolerances and Dimensional Differences between Select Self-Ligating Brackets. *J Dent Biomech.* 2010 27:781321.
- 81 Bhalla NB, Good SA, McDonald F, Sherriff M, Cash AC. Assessment of slot sizes in self-ligating brackets using electron microscopy. *Aust Orthod J.* 2010;26(1):38-41.
- 82 Fernandes N, Leitão J, Jardim L. Influência do Tipo de Bracket e da Angulação de Segunda Ordem sobre as Forças de Fricção. *Rev Port Estomatol Cir Maxilofac* 2005;46:133-143.
- 83 Anusavice KJ. *Phillips: materiais dentários*. 10. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1998.
- 84 Kapur R, Sinha PK, Nanda RS. Comparison of frictional resistance in titanium and stainless steel brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1999;116(3):271-4.
- Eliades T. Orthodontic materials research and applications: part 2. Current status and projected future developments in materials and biocompatibility. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007;131(2):253-62.
- 86 Kumar BS, Miryala S, Kumar KK, Shameem K, Regalla RR. Comparative Evaluation of Friction Resistance of Titanium, Stainless Steel, Ceramic and Ceramic with Metal Insert Brackets with Varying Dimensions of Stainless Steel Wire: An In vitro Multi-center Study. *J Int Oral Health.* 2014;6(5):66-71.
- 87 Deguchi T, Ito M, Obata A, Koh Y, Yamagishi T, Oshida Y. Trial production of titanium orthodontic brackets fabricated by metal injection molding (MIM) with sintering. *J Dent Res.* 1996;75(7):1491-6.
- 88 Zinelis S et al. Metallurgical characterization of orthodontic brackets produced by Metal Injection Molding (MIM). *Angle Orthod.* 2005;75(6):1024-31.
- 89 Faltermeier A, Behr M, Müssig D. In vitro colour stability of aesthetic brackets. *Eur J Orthod.* 2007;29(4):354-8.
- 90 Swartz ML. Ceramic brackets. *J Clin Orthod.* 1988;22(2):82-8.
- Feldner JC, Sarkar NK, Sheridan JJ, Lancaster DM. In vitro torque-deformation characteristics of orthodontic polycarbonate brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1994 Sep;106(3):265-72.
- 92 Sinha PK, Nanda RS. The effect of different bonding and debonding techniques on debonding ceramic orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1997;112(2):132-7.
- 93 Olsen ME, Bishara SE, Jakobsen JR. Evaluation of the shear bond strength of different ceramic bracket base designs. *Angle Orthod.* 1997;67(3):179-82.
- 94 Arici S, Regan D. Alternatives to ceramic brackets: the tensile bond strengths of two aesthetic brackets compared ex vivo with stainless steel foil-mesh bracket bases. *Br J Orthod.* 1997;24(2):133-7.

- 95 Jeiroudi MT. Enamel fracture caused by ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1991;99(2):97-9.
- 96 Storm ER. Debonding ceramic brackets. *J Clin Orthod.* 1990;24(2):91-4.
- 97 Eliades T, Viazis AD, Lekka M. Failure mode analysis of ceramic brackets bonded to enamel. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1993;104(1):21-6.
- 98 Bishara SE, Olsen ME, VonWald L, Jakobsen JR. Comparison of the debonding characteristics of two innovative ceramic brackets designs. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1999;116(1):86-92.
- 99 Kusy RP, Whitley JQ. Degradation of plastic polyoxymethylene brackets and the subsequent release of toxic formaldehyde. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2005;127(4):420-7.
- 100 Nishio, C. et al. Evaluation of esthetic brackets – resistance to torsional forces from the archwire. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2009;135(1):42-8.
- 101 Sharma-Sayal SK, Rossouw PE, Kulkarni GV, Titley KC. The influence of orthodontic bracket base design on shear bond strength. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2003;124(1):74-82.
- 102 Sorel O, El Alam R, Chagneau F, Cathelineau G. Comparison of bond strength between simple foil mesh and laser-structured base retention brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2002;122(3):260-6.
- 103 Smith DC, Maijer R. Improvements in bracket base design. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2002;122(3):260-6.
- 104 Samruajbenjakul B, Kukiattrakoon B. Shear bond strength of ceramic brackets with different base designs to feldspathic porcelains. *Angle Orthod.* 2009;79(3):571-6.
- 105 Durrani OK, Bashir U, Arshad N. Fabrication and evaluation of Bis-GMA/TEGDMA resin with various amounts of silane-coated silica for orthodontic use. *Eur J Orthod.* 2012;34(1):62-6.
- 106 Chu CH, Ou KL, Dong de R, Huang HM, Tsai HH, Wang WN. Orthodontic bonding with self-etching primer and self-adhesive systems. *Eur J Orthod.* 2011;33(3):276-81.
- 107 Cheng HY, Chen CH, Li CL, Tsai HH, Chou TH, Wang WN. Bond strength of orthodontic light-cured resin-modified glass ionomer cement. *Eur J Orthod.* 2011;33(2):180-4.
- 108 de Almeida JX, Deprá MB, Marquezan M, Retamoso LB, Tanaka O. Effects of surface treatment of provisional crowns on the shear bond strength of brackets. *Dental Press J Orthod.* 2013;18(4):29-34.
- 109 Bishara SE, Soliman M, Laffoon J, Warren JJ. Effect of changing a test parameter on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Angle Orthod.* 2005;75(5):832-5.
- 110 Abdelnaby YL. Effects of cyclic loading on the bond strength of metal orthodontic brackets bonded to a porcelain surface using different conditioning protocols. *Angle Orthod.* 2011;81(6):1064-9.
- 111 Rao KS, Reddy TP, Yugandhar G, Kumar BS, Reddy SN, Babu DA. Comparison of shear bond strength of resin reinforced chemical cure glass ionomer, conventional chemical cure glass ionomer and chemical cure composite resin in direct bonding systems: an in vitro study. *J Contemp Dent Pract.* 2013;14(1):21-5.
- 112 Kasraei S, Yarmohammadi E, Ghazizadeh MV. Microshear Bond Strength of OptiBond All-in-One Self-adhesive Agent to Er:YAG Laser Treated Enamel After Thermocycling and Water Storage. *J Lasers Med Sci.* 2016;7(3):152-158.

- 113 Ribeiro-Neto V, Morado-Pinho M, Henriques B, Silva FS, Gavinha S, Souza J. Effect of thermal cycling on the shear bond strength of different orthodontic adhesives to enamel. *Rev Port Estomatol Med Dent Cir Maxilofac.* 2017;58(2):71-78.
- 114 Ramos TF, Lenza MA, Reges RR, Freitas G. Influence of ceramic surface treatment on shear bond strength of ceramic brackets. *Indian J Dent Res.* 2012;23(6):789-94.
- 115 Hosseini MH, Sobouti F, Etemadi A, Chiniforush N, Shariati M. Shear bond strength of metal brackets to feldspathic porcelain treated by Nd:YAG laser and hydrofluoric acid. *Lasers Med Sci.* 2015;30(2):837-41.
- 116 Elnafar AA, Alam MK, Hasan R. The impact of surface preparation on shear bond strength of metallic orthodontic brackets bonded with a resin-modified glass ionomer cement. *J Orthod.* 2014;41(3):201-7.
- 117 Banerjee S, Banerjee R. A comparative evaluation of the shear bond strength of five different orthodontic bonding agents polymerized using halogen and light-emitting diode curing lights: an in vitro investigation. *Indian J Dent Res.* 2011;22(5):731-2.
- 118 Carvalho PE, dos Santos VM, Isber H, Cotrim-Ferreira FA. Halogen light versus LED for bracket bonding: shear bond strength. *Dental Press J Orthod.* 2013;18(1):31.e1-6.
- 119 Gomes P, Portugal J, Jardim L. Effect of high-powered LED-curing exposure time on orthodontic bracket shear bond strength. *Rev Port Estomatol Med Dent Cir Maxilofac.* 2014;55:78-82.
- 120 Finnema KJ, Ozcan M, Post WJ, Ren Y, Dijkstra PU. In-vitro orthodontic bond strength testing: A systematic review and meta-analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010;137(5):615-622.
- 121 Fox NA, McCabe JF, Buckley JG. A critique of bond strength testing in orthodontics. *Br J Orthod.* 1994;21(1):33-43.
- 122 Grewal Bach GK, Torrealba Y, Lagravère MO. Orthodontic bonding to porcelain: a systematic review. *Angle Orthod.* 2014;84(3):555-60.
- 123 Lombardo L, Bulli C, Mirabella D, Bonetti AG, Siciliani G. Comparison of adhesion forces developed by foil mesh of various dimensions applied in combination with composites of different viscosity. *Int Orthod.* 2013;11(3):290-302.
- 124 Elsaka SE. Influence of surface treatments on bond strength of metal and ceramic brackets to a novel CAD/CAM hybrid ceramic material. *Odontology.* 2016;104(1):68-76.
- 125 Li J. Effect of flexural strength of orthodontic resin cement on bond strength of metal brackets to enamel surfaces. *Eur J Orthod.* 2011;33(2):167-73.
- 126 Ali H, Maroli S. Glass ionomer cement as an orthodontic bonding agent. *J Contemp Dent Pract.* 2012;13(5):650-4.
- 127 Cantekin K, Buyuk SK. Shear bond strength of a new low-shrinkage flowable composite for orthodontic bracket bonding. *J Dent Child (Chic).* 2014;81(2):63-6.
- 128 Anand MK, Majumder K, Venkateswaran S, Krishnaswamy NR. Comparison of shear bond strength of orthodontic brackets bonded using two different hydrophilic primers: an in vitro study. *Indian J Dent Res.* 2014;25(2):191-6.
- 129 Lamper T, Steinhäuser-Andresen S, Huth KC, Ilie N, Paschos E. Does a reduction of polymerization time and bonding steps affect the bond strength of brackets? *Clin Oral Investig.*

2012;16(2):665-71.

- 130 Oz AA, Oz AZ, Arici S. In-vitro bond strengths and clinical failure rates of metal brackets bonded with different light-emitting diode units and curing times. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2016;149(2):212-6.
- 131 Thomas JT, Roberts HW, Diaz L, Bradley TG, Berzins DW. Effect of light-cure initiation time on polymerization efficiency and orthodontic bond strength with a resin-modified glass-ionomer. *Orthod Craniofac Res.* 2012;15(2):124-34.
- 132 Fitzgerald I, Bradley GT, Bosio JA, Hefti AF, Berzins DW. Bonding with self-etching primers-pumice or pre-etch? An in vitro study. *Eur J Orthod.* 2012;34(2):257-61.
- 133 Lombardo L, Kaplan A, Lapenta R, Bratti E, Pera C, Scuzzo G, Siciliani G. A comparative study of lingual bracket bond strength. *Orthodontics (Chic.).* 2011;12(3):178-87.
- 134 Swetha M, Pai VS, Sanjay N, Nandini S. Indirect versus direct bonding a shear bond strength comparison: an in vitro study. *J Contemp Dent Pract.* 2011;12(4):232-8.
- 135 Montasser MA. Effect of applying a sustained force during bonding orthodontic brackets on the adhesive layer and on shear bond strength. *Eur J Orthod.* 2011;33(4):402-6.
- 136 Nirupama C, Kavitha S, Jacob J, Balaji K, Srinivasan B, Murugesan R, Krishnaswamy NR. Comparison of shear bond strength of hydrophilic bonding materials: an in vitro study. *J Contemp Dent Pract.* 2012;13(5):637-43.
- 137 Dias FM, Pinzan-Vercelino CR, Tavares RR, Gurgel Jde A, Bramante FS, Fialho MN. Evaluation of an alternative technique to optimize direct bonding of orthodontic brackets to temporary crowns. *Dental Press J Orthod.* 2015;20(4):57-62.
- 138 Al Jabbari YS, Al Taweel SM, Al Rifaiy M, Alqahtani MQ, Koutsoukis T, Zinelis S. Effects of surface treatment and artificial aging on the shear bond strength of orthodontic brackets bonded to four different provisional restorations. *Angle Orthod.* 2014;84(4):649-655.
- 139 Maryanchik I, Brendlinger EJ, Fallis DW, Vandewalle KS. Shear bond strength of orthodontic brackets bonded to various esthetic pontic materials. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010 May;137(5):684-9.
- 140 Chay SH, Wong SL, Mohamed N, Chia A, Yap AU. Effects of surface treatment and aging on the bond strength of orthodontic brackets to provisional materials. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2007;132(5):577.
- 141 Gonçalves PR, Moraes RR, Costa AR, Correr AB, Nouer PR, Sinhoreti MA, Correr-Sobrinho L. Effect of etching time and light source on the bond strength of metallic brackets to ceramic. *Braz Dent J.* 2011;22(3):245-8.
- 142 Saraç Yş, Külünk T, Elekdağ-Türk S, Saraç D, Türk T. Effects of surface-conditioning methods on shear bond strength of brackets bonded to different all-ceramic materials. *Eur J Orthod.* 2011;33(6):667-72.
- 143 Costa AR, Correr AB, Puppini-Rontani RM, Vedovello SA, Valdrighi HC, Correr-Sobrinho L, Vedovello Filho M. Effect of bonding material, etching time and silane on the bond strength of metallic orthodontic brackets to ceramic. *Braz Dent J.* 2012;23(3):223-7.
- 144 Ahrari F, Heravi F, Hosseini M. CO2 laser conditioning of porcelain surfaces for bonding metal orthodontic brackets. *Lasers Med Sci.* 2013;28(4):1091-7.

- 145 Yassaiei S, Moradi F, Aghili H, Kamran MH. Shear bond strength of orthodontic brackets bonded to porcelain following etching with Er:YAG laser versus hydrofluoric acid. *Orthodontics (chic.)* 2013;14(1):e82-7.
- 146 Stella JP, Oliveira AB, Nojima LI, Marquezan M. Four chemical methods of porcelain conditioning and their influence over bond strength and surface integrity. *Dental Press J Orthod.* 2015;20(4):51-6.
- 147 Costa AR, Correr AB, Consani S, Giorgi MC, Vedovello SA, Vedovello Filho M, Santos EC, Correr-Sobrinho L. Influence of Water Storage and Bonding Material on Bond Strength of Metallic Brackets to Ceramic. *Braz Dent J.* 2015;26(5):503-6.
- 148 Mehta AS, Evans CA, Viana G, Bedran-Russo A, Galang-Boquiren MT. Bonding of Metal Orthodontic Attachments to Sandblasted Porcelain and Zirconia Surfaces. *Biomed Res Int.* 2016;2016:5762785.
- 149 Hammad SM, Badawi MF, Ghazy MH. Study of the effect of different surface treatments and surface roughness of veneered crowns on shear bond strength of ceramic brackets. *Int J Orthod Milwaukee.* 2011;22(2):31-7.
- 150 Cehreli SB, Polat-Ozsoy O, Sar C, Cubukcu HE, Cehreli ZC. A comparative study of qualitative and quantitative methods for the assessment of adhesive remnant after bracket debonding. *Eur J Orthod.* 2012;34(2):188-92.
- 151 Artun J, Bergland S. Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acid-etch enamel pretreatment. *Am J Orthod.* 1984;85(4):333-40.
- 152 Bishara SE, Trulove TS. Comparisons of different debonding techniques for ceramic brackets: an in vitro study. Part I. Background and methods. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1990;98(2):145-53.
- 153 Burapavong, V, Marshall GW, Apfel DA, Perry HT: Enamel surface characteristics on removal of bonded orthodontic brackets. *Am J Orthod,* 1978;74:176-87.
- 154 Gwinnett AJ, Gorelick L: Microscopic evaluation of enamel after debonding: clinical application. *Am J Orthod,* 1977;71:651-65.
- 155 Pont HB, Özcan M, Bagis B, Ren Y: Loss of surface enamel after bracket debonding: an in-vivo and ex-vivo evaluation. *Am J Orthod Dentofac Orthop,* 2010;138:387-89.
- 156 Sessa, T, Civović J, Pajević T et al: Scanning electron microscopic examination of enamel surface after fixed orthodontic treatment: in-vivo study. *Srpski Celok Lek,* 2012;140:22-28.
- 157 Schuler FS, Van Waes H: SEM-evaluation of enamel surfaces after removal of fixed orthodontic appliances. *Am J Dent,* 2003;16:390-94.
- 158 Alessandri Bonetti G, Zanarini M, Incerti Parenti S et al: Evaluation of enamel surfaces after bracket debonding: an in-vivo study with scanning electron microscopy. *Am J Orthod Dentofac Orthop,* 2011;140:696-702.
- 159 Baumann DF, Brauchli L, van Vaes H: The influence of dental loupes on the quality of adhesive removal in orthodontic debonding. *J Orofac Orthop,* 2011;201:125-32.
- 160 Howell S, Weeks WT: An electron microscopic evaluation of the enamel surface subsequent to various debonding procedures. *Austr Dent J,* 1990;35:245-52.
- 161 Hong YH, Lew KKK: Quantitative and qualitative assessment of enamel surface following five composite removal methods after bracket debonding. *Eur J Orthod,* 1995;17:121-28.

- 162 Schiefelbein C, Rowland K: A comparative analysis of adhesive resin removal methods. *Int J Orthod Milnawaukee*, 2011;22:17-22.
- 163 Ahrari F, Akbari M, Akbari J, Dabiri G: Enamel surface roughness after debonding of orthodontic brackets and various clean-up techniques. *J Dent (Tehran)*, 2013;10: 82-93.
- 164 Banerjee A, Paolinelis G, Socker M et al: An in vitro investigation of the effectiveness of bioactive glass air-abrasion in the 'selective' removal of orthodontic resin adhesive. *Eur J Oral Sci*, 2008;116:488-92.
- 165 Kim SS, Park WK, Son WS, Ahn HS, Ro JH, Kim YD. Enamel surface evaluation after removal of orthodontic composite remnants by intraoral sandblasting: a 3-dimensional surface profilometry study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2007;132(1):71-6.
- 166 Campbell PM. Enamel surfaces after orthodontic bracket debonding. *Angle Orthod*. 1995;65:103-10.
- 167 Bishara SE, Trulove TS. Comparisons of different debonding techniques for ceramic brackets: an in vitro study. Part II. Findings and clinical implications. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1990;98(3):263-73.
- 168 Dostalova T, Jelinkova H, Remes M, Šulc J, Němec M. The Use of the Er:YAG Laser for Bracket Debonding and Its Effect on Enamel Damage. *Photomedicine and Laser Surgery*. September 2016,34(9):394-399.
- 169 Osorio R, Toledano M, Garcia-Godoy F. Bracket bonding with 15- or 60-second etching and adhesive remaining on enamel after debonding. *Angle Orthod*. 1999;69(1):45-8.
- 170 Fjeld M, Øgaard B. Scanning electron microscopic evaluation of enamel surfaces exposed to 3 orthodontic bonding systems. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2006;130(5):575-81.
- 171 Bernard-Granger C, Gebeile-Chauty S. Enamel cracks: influence of orthodontic process. *Orthod Fr*. 2014;85(3):245-51.
- 172 Sfondrini MF, Scribante A, Fraticelli D, Roncallo S, Gandini P. Epidemiological survey of different clinical techniques of orthodontic bracket debonding and enamel polishing. *J Orthod Sci*. 2015; 4(4): 123-127.
- 173 Janiszewska-Olszowska J, Szatkiewicz T, Tomkowski R, Tandecka K, Grocholewicz K. Effect of orthodontic debonding and adhesive removal on the enamel - current knowledge and future perspectives - a systematic review. *Med Sci Monit*. 2014;20:1991-2001.
- 174 Cardoso LA, Valdrighi HC, Vedovello Filho M, Correr AB. Effect of adhesive remnant removal on enamel topography after bracket debonding. *Dental Press J Orthod*. 2014;19:105-12.
- 175 Kearns HP, Sandham JA, Bryan Jones W, Lagerström L. Electrothermal debonding of ceramic brackets: an ex vivo study. *Br J Orthod*. 1997;24(3):237-42.
- 176 Krell KV, Courey JM, Bishara SE. Orthodontic bracket removal using conventional and ultrasonic debonding techniques, enamel loss, and time requirements. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1993;103(3):258-66.
- 177 Boyer DB, Engelhardt G, Bishara SE. Debonding orthodontic ceramic brackets by ultrasonic instrumentation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 1995;108(3):262-6.
- 178 Chen YL, Chen HY, Chiang YC, Chang HH, Lin CP. Effect of the precrack preparation with an ultrasonic instrument on the ceramic bracket removal. *J Formos Med Assoc*. 2015;114(8):704-9.

- 179 Macri RT, de Lima FA, Bachmann L, Galo R, Romano FL, Borsatto MC, Matsumoto MA. CO2 laser as auxiliary in the debonding of ceramic brackets. *Lasers Med Sci.* 2015;30(7):1835-41.
- 180 Fusayama T, Katayori T, Nomoto S. Corrosion of gold and amalgam placed in contact with each other. *J Dent Res.* 1963;42:1183-97.
- 181 Mohebi S, Shafiee HA, Ameli N. Evaluation of enamel surface roughness after orthodontic brackets debonding with atomic force microscopy. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2017;151(3):521-527.
- 182 International Standards Organization. *Dental Materials-Testing of Adhesion to Tooth Structure*, 2nd ed.; Technical Specification ISO/TS 11405; International Standards Organization (ISO): Geneva, Switzerland, 2003.
- 183 Montasser MA, Taha M. Effect of enamel protective agents on shear bond strength of orthodontic brackets. *Prog Orthod.* 2014;18;15:34.
- 184 Ulusoy C. Comparison of finishing and polishing systems for residual resin removal after debonding. *J Appl Oral Sci.* 1999;17:209-15.
- 185 Eliades T, Gioka C, Eliades G, Makou M. Enamel surface roughness debonding using two resin grinding methods. *Eur J Orthod.* 2004;26:333-8.