



INSTITUTO UNIVERSITÁRIO EGAS MONIZ

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

FORÇA DE ADESÃO DE *BRACKETS* ORTODÔNTICOS A COMPÓSITO, UTILIZANDO DIFERENTES SISTEMAS ADESIVOS E DIFERENTES PREPARAÇÕES DE SUPERFÍCIE

Trabalho submetido por
Inês da Costa Longo
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

outubro de 2020



INSTITUTO UNIVERSITÁRIO EGAS MONIZ

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

**FORÇA DE ADESÃO DE *BRACKETS* ORTODÔNTICOS A
COMPÓSITO, UTILIZANDO DIFERENTES SISTEMAS
ADESIVOS E DIFERENTES PREPARAÇÕES DE SUPERFÍCIE**

Trabalho submetido por
Inês da Costa Longo
para a obtenção do grau de **Mestre** em Medicina Dentária

Trabalho orientado por
Prof. Doutor Pedro Mariano Pereira

outubro de 2020

DEDICATÓRIA

Ao meu avô Zeca, que apesar de já não estar presente fisicamente, seria o maior orgulho e felicidade que lhe poderia dar.

AGRADECIMENTOS

Em primeiro lugar, quero agradecer ao meu orientador, Prof. Doutor Pedro Mariano Pereira, por toda a dedicação e disponibilidade demonstrada ao longo do trabalho de investigação, bem como pelas palavras certas transmitidas nos momentos menos bons. É de enaltecer a sua excelência e rigor científico.

Ao Instituto Universitário Egas Moniz, por me ter acolhido tão bem ao longo dos últimos cinco anos e se ter tornado a minha segunda casa.

Ao Prof. Doutor Luís Proença por toda a ajuda disponibilizada no tratamento de dados e análise estatística, bem como ao Prof. Doutor Mário Polido por disponibilizar o Laboratório de Biomateriais e ao Prof. Doutor José Grillo por disponibilizar o Laboratório de Morfologia, fundamentais para a elaboração da fase laboratorial do projeto.

Às minhas companheiras na elaboração da investigação, Rita Ferreira e Belén Pulido, por todo o companheirismo e entajuda demonstradas desde o início à concretização do projeto.

Ao meu namorado, por toda a paciência, pelo apoio incondicional e por nunca ter deixado de acreditar em mim.

Aos meus pais e irmão, que serão sempre os meus maiores exemplos na vida, por todos os valores transmitidos, confiança e apoio incondicional, permitindo-me seguir os meus sonhos e aos meus avós, por lutarem sempre pela minha felicidade e acreditarem em mim, em todos os momentos da minha vida.

Ao meu parceiro de box, João Gonçalves, por toda a amizade demonstrada desde o início do nosso percurso neste Instituto, por acreditar mais em mim do que eu própria e por transmitir as palavras amigas nos momentos certos, como só ele sabe fazer.

A todos os amigos que a faculdade me deu, em especial à Catarina Mendonça, Carolina Costa, Catarina Moura, António Neves e Sofia Vieira que se demonstraram os meus maiores apoios em todas as etapas e desafios que a faculdade me proporcionou, bem como aos meus amigos de todas as horas, em especial ao Nicolai Draganov, Ana Sofia Dias, Ana João Martins e Ana Isabel Almeida que serão sempre pessoas fundamentais na minha existência e que me tiraram de casa nos momentos de desespero.

RESUMO

Objetivo: Comparar a força de adesão de *brackets* ortodônticos a resinas compostas, utilizando as preparações de superfície de ácido ortofosfórico a 35% e jato de óxido de alumínio, e os sistemas adesivos Transbond™ XT e Assure® Plus All.

Materiais e Métodos: Foram realizadas 48 faces vestibulares de pré-molares em resina composta Filtek™ Z250, que posteriormente foram sujeitos a uma termociclagem de 5.000 ciclos com alteração de banhos térmicos entre os 5°C e 55°C. A amostra foi dividida em quatro grupos para colagem dos *brackets* ortodônticos de pré-molares Victory Series™ (3M Unitek), modificando o método de preparação de superfície e o sistema adesivo utilizado. No Grupo 1 utilizou-se o ácido ortofosfórico e o Transbond™ XT, no Grupo 2 utilizou-se o ácido ortofosfórico e o Assure® Plus All, no Grupo 3 utilizou-se o jato de óxido de alumínio e o Transbond™ XT e no Grupo 4 utilizou-se o jato de óxido de alumínio com o Assure® Plus All. Realizou-se nova termociclagem, na qual as amostras foram sujeitas a 10.000 ciclos em água entre os 5°C e os 55°C e de seguida, submetidas ao teste de cisalhamento à velocidade de 1mm/min. O local de falha da adesão foi determinado segundo o Índice de Remanescente Adesivo (ARI) modificado. Na análise estatística foram utilizados os testes ANOVA *One-way* e Kruskal-Wallis ($p>0,05$).

Resultados: As forças médias de adesão obtidas foram $7,10\pm 1,42$ MPa, $6,69\pm 1,97$ MPa, $8,57\pm 1,10$ MPa e $8,75\pm 1,69$ MPa, respetivamente para os Grupos 1, 2, 3 e 4. Foram identificadas diferenças estatisticamente significativas entre o Grupo 2 e Grupo 3 ($p=0,028$), bem como entre o Grupo 2 e o Grupo 4, ($p=0,014$). Quanto ao ARI, não se verificaram diferenças estatisticamente significativas ($p=0,283$), sendo que em 81,25% dos casos se obteve o *score* 2.

Conclusão: A utilização da preparação de superfície com jato de óxido de alumínio demonstrou-se a mais eficaz em superfícies com resina composta, utilizando ambos os sistemas adesivos estudados.

Palavras-chave: Força de adesão ao cisalhamento; Resinas compostas; Preparação de superfície; Índice de Remanescente Adesivo.

ABSTRACT

Objective: Compare the bond strength of orthodontic brackets to composite resins, using 35% orthophosphoric acid surface preparations and sandblasting, and the Transbond™ XT and Assure® Plus All adhesive systems.

Materials and Methods: 48 vestibular faces of premolars were made in composite resin Filtek™ Z250, which were subsequently subjected to a thermocycling of 5.000 cycles with changes in thermal baths between 5°C and 55°C. The sample was divided into four groups for bonding the Victory Series™ premolar orthodontic brackets (3M Unitek), modifying the surface preparation method and the adhesive system used. In Group 1, orthophosphoric acid and Transbond™ XT were used, in Group 2, orthophosphoric acid and Assure® Plus All were used, in Group 3, sandblast and Transbond™ XT were used and in Group 4 the sandblast was used with the Assure® Plus All. A new thermocycling was performed, in which the samples were subjected to 10.000 cycles in water between 5°C and 55°C and then subjected to the shear bond strength at speed of 1mm / min. The adhesion failure site was determined according to the modified Adhesive Remnant Index (ARI). The ANOVA One-way and Kruskal-Wallis tests were used for statistical analysis ($p>0,05$).

Results: The average adhesion forces obtained were $7,10 \pm 1,42$ MPa, $6,69 \pm 1,97$ MPa, $8,57 \pm 1,10$ MPa and $8,75 \pm 1,69$ MPa, respectively for Groups 1, 2, 3 and 4. Statistically significant differences were identified between Group 2 and Group 3 ($p=0,028$), as well as between Group 2 and Group 4, ($p=0,014$). As for the ARI, there were no statistically significant differences ($p=0,283$), with score 2 in 81,25% of the cases.

Conclusion: The use of sandblast surface preparation proved to be the most effective on surfaces with composite resin, using both adhesive systems studied.

Keywords: Shear bond strength; Composite resins; Surface preparation; Adhesive Remnant Index.

INDÍCE GERAL

I. INTRODUÇÃO	13
1.1. Contextualização e justificação do trabalho	13
1.2. Objetivos.....	14
1.3. Metodologia de investigação	15
1.4. Questões de investigação.....	15
1.5. Revisão bibliográfica.....	17
1.5.1. Adesão	17
1.5.2. Evolução dos Sistemas Adesivos	18
1.5.2.1. Sistemas adesivos Etch-and-Rinse	19
1.5.2.2. Sistemas adesivos Self-Etch	20
1.5.2.3. Sistemas adesivos Universais ou Multimodo	21
1.5.3. Evolução da Adesão em Ortodontia	22
1.5.4. Resinas Compostas.....	24
1.5.5. Protocolo de Adesão em Ortodontia.....	26
1.5.5.1. Profilaxia	26
1.5.5.2. Métodos de Preparação da Superfície	27
1.5.5.2.1. Ácido fosfórico	27
1.5.5.2.2. Ácido hidrófluorídrico.....	27
1.5.5.2.3. Broca diamantada	28
1.5.5.2.4. Jato de óxido de alumínio.....	28
1.5.5.2.5. Jato de bicarbonato de sódio.....	29
1.5.5.2.6. Jato de sílica e alumina.....	29
1.5.5.2.7. Laser	29
1.5.5.3. Adesão do bracket à superfície de compósito	29
1.5.5.4. Polimerização	31
1.5.6. Avaliação da falha de adesão.....	33
1.5.7. Estudos precedentes de adesão de brackets ortodônticos a compósito	33
II. MATERIAIS E MÉTODOS.....	39
2.1. Método de pesquisa bibliográfica.....	39
2.2. Amostra	39
2.3. Constituição dos grupos de estudo	42
2.4. Metodologia de investigação	43

2.4.1. Envelhecimento Inicial da amostra.....	43
2.4.2. Colagem dos brackets à superfície em Compósito.....	44
2.4.3. Envelhecimento da amostra.....	47
2.4.4. Determinação da força de adesão.....	47
2.4.5. Índice de fratura com o Índice de Remanescente Adesivo (ARI).....	50
2.4.6. Metodologia Estatística.....	51
III. RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	53
3.1. Resultados.....	53
3.1.1. Resistência adesiva.....	53
3.1.2. Índice de Remanescente Adesivo.....	55
3.2. Discussão.....	56
3.2.1. Escolha da investigação.....	56
3.2.2. Escolha do método de investigação.....	57
3.2.3. Discussão dos resultados.....	60
3.2.4. Limitação da investigação.....	62
3.2.5. Sugestões para estudos futuros.....	62
IV. CONCLUSÃO.....	65
V. BIBLIOGRAFIA.....	67

ÍNDICE DE FIGURAS

Figure 1: Scanner CAD/CAM Vinyl.....	40
Figure 2: Protótipo dos blocos de cerâmica contendo as quatro faces de pré-molar, no programa 3D Builder.....	40
Figure 3: Fresadora CAD/CAM CORiTEC 250i.....	40
Figure 4: Silicone transparente para realização das amostras em compósito.....	41
Figure 5: Resina Composta Filtek Z250.....	41
Figure 6: Fotopolimerizador 3M Ortholux™ Luminous.....	42
Figure 7: Blocos de compósito com quatro faces vestibulares. Vista de várias perspectivas.	42
Figure 8: Estufa incubadora universal Memmert® INE 4002.....	43
Figure 9: Termocicladora Julabo Labortech®.....	44
Figure 10: Ácido ortofosfórico Transbond™ XT Etching Gel System.....	44
Figure 11: Composição jato de óxido de alumínio EtchMaster®.....	45
Figure 12: Assure® Plus All e Transbond™ XT.....	45
Figure 13: Esquema resumo da adesão de brackets à superfície de compósito.....	46
Figure 14: Máquina de Testes Universal (Shimadzu Autograph AG-IS).....	47
Figure 15: Moldes de metal com diâmetro interno 16,30 mm.....	48
Figure 16: Cilindros montados na Máquina de Testes Universal. A – Vista vestibular; B – Aspeto final com o saco de plástico.....	48
Figure 17: Estereomicroscópio Leica MZ6.....	49
Figure 18: Determinação da área da base do bracket através do programa informático ImageJ 1.45m.....	50
Figure 19: Micrografias ilustrativas e a sua correspondência de ARI ⁸⁴	51
Figure 20: Gráfico Boxplot da distribuição das variâncias dos grupos amostrais.....	54

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1: Estudos precedentes de adesão de <i>brackets</i> ortodônticos a compósito.	36
Tabela 2: Análise descritiva da força de adesão obtida por testes de cisalhamento (MPa).	53
Tabela 3: Resultados da análise de variância (ANOVA One-way).	54
Tabela 4: Comparação da força de adesão pelos testes de cisalhamento entre os quatro grupos através do teste de Tukey.....	55
Tabela 5: Frequência de distribuição dos valores de ARI por grupo amostral.	55
Tabela 6: Teste Kruskal-Wallis aos valores de ARI entre os diferentes grupos.	56

LISTA DE ABREVIATURAS

% - Percentagem;

°C – Grau Celsius;

in – Polegada;

h – Hora;

mm – Milímetro;

min – Minuto;

ARI – Índice Remanescente Adesivo;

s – Segundo;

pH – Potencial de Hidrogénio;

HEMA - 2-Hidroxiethyl Metacrilato;

TEGMA - Trietilenoglicol Dimetacrilato;

Bis-GMA - Bisfenol A Glicidil Metacrilato;

UDMA - Uretano Dimetacrilato;

CIV - Cimento de Ionómero de Vidro;

CIVMR – Cimento de Ionómero de Vidro Modificado por Resina;

µm – Micrómetro;

EGDMA - Etilenoglicol Dimetacrilato;

nm – Nanómetro;

LED – Emissão de luz por díodo;

MPa – Megapascal;

Psi – Libra por polegada quadrada;

UV – Radiação Ultravioleta;

Bar – Unidade métrica de pressão;

W – Watt;

Hz – Hertz;

Ms – Milissegundo;

IUEM – Instituto Universitário Egas Moniz;

CAD/CAM - *Computer-aided design and computer-aided manufacturing*;

N – Newton;

mm² – Milímetro quadrado;

SPSS - *Statistical Package for the Social Sciences*.

I. INTRODUÇÃO

1.1. Contextualização e justificção do trabalho

As resinas compostas surgiram em 1963, por Rafael Bowen¹. Desde então, várias alterações têm sido verificadas ao nível da composição inicial, quer pelo desenvolvimento dos aspetos físicos, óticos ou mesmo pelas propriedades mecânicas². Resistência à fratura, dureza de superfície, módulo de elasticidade otimizado, baixo desgaste, baixa sorção de água, baixa fadiga e degradação são alguns dos exemplos das melhorias das propriedades mecânicas que se têm verificado no material, bem como a radiopacidade, ao nível das propriedades óticas³.

Atualmente, a investigação tem-se centrado em diminuir o grande desafio da contração de polimerização. Assim, vários estudos têm sido realizados para o desenvolvimento da matriz orgânica do material⁴. As resinas compostas, enquanto material restaurador, foram eleitas o material mais utilizado na área da Medicina Dentária², demonstrando um fácil manuseamento, bem como uma fácil polimerização, recorrendo a uma reação ativada por luz⁵.

Com o avançar dos tempos, também ao nível dos tratamentos ortodônticos se verificou um aumento do número de adultos a recorrerem a esta especialidade, levando a um aumento dos pacientes com restaurações a resina composta, quer diretas quer indiretas⁶.

Após a colagem dos *brackets*, estes vão ser sujeitos a diversas forças, que podem provocar interferência na ligação entre o *bracket* e a superfície^{7,8}. Deste modo, o sucesso do tratamento ortodôntico está dependente de valores ótimos de adesão pela parte do sistema adesivo utilizado⁷.

São vários os estudos encontrados que remetem para a força de adesão de *brackets* ortodônticos a cerâmicas, bem como amálgama. No entanto, ao nível das resinas compostas são escassos os estudos realizados, bem como existem controvérsias relativamente ao melhor mecanismo de preparação de superfície em compósitos

envelhecidos^{6,9}. Recentemente foi lançado pela Reliance o adesivo Assure® Plus All*, que promete bons resultados de adesão a variadíssimas superfícies, entre elas a resinas compostas, aliado a um mecanismo de preparação da superfície do compósito com jato de óxido de alumínio¹⁰. Torna-se assim imperativo, estudar a eficácia destes métodos e consequente aplicabilidade na prática clínica.

1.2. Objetivos

O principal objetivo do presente estudo foi comparar a força de adesão de *brackets* ortodônticos a uma superfície de compósito, utilizando diferentes sistemas adesivos, bem como diferentes métodos de preparação de superfície.

Desta forma, delineou-se os seguintes objetivos específicos:

- Verificar se a força de adesão de *brackets* ortodônticos a compósito é idêntica quando utilizado o sistema adesivo Assure® Plus All ou o sistema adesivo Transbond™ XT†;
- Verificar se a força de adesão de *brackets* ortodônticos a compósito é idêntica quando a superfície em compósito é preparada com jato de óxido de alumínio ou com ácido ortofosfórico a 35%;
- Verificar se o local da falha da adesão é idêntico quando é utilizando o sistema adesivo Assure® Plus All ou o sistema adesivo Transbond™ XT;
- Verificar se o local da falha da adesão é idêntico quando a superfície em compósito é preparada com jato de óxido de alumínio ou com ácido ortofosfórico a 35%.

* Reliance Orthodontic Products, Itasca, Illinois, EUA

† Light Cure; 3M Unitek, Monrovia, Califórnia, EUA

1.3. Metodologia de investigação

Foram utilizadas 48 faces vestibulares de pré-molares realizados totalmente em resina composta, que foram submetidos a uma termociclagem inicial de 5.000 ciclos em água destilada entre os 5°C e os 55°C.

A amostra foi dividida em quatro grupos de 12 faces vestibulares cada, onde se colaram *brackets* metálicos.018in de pré-molar MBT Victory Series™[‡], utilizando dois diferentes sistemas adesivos e duas preparações de superfície. Assim, no Grupo 1 para adesão dos *brackets* a superfície de compósito foi preparada com ácido ortofosfórico 35% e foi utilizado o sistema adesivo Transbond™ XT, no Grupo 2 para adesão dos *brackets* a superfície de compósito foi preparada com ácido ortofosfórico 35% e foi utilizado o sistema adesivo Assure® Plus All, no Grupo 3 para adesão dos *brackets* a superfície de compósito foi preparada com jato de óxido de alumínio e foi utilizado o sistema adesivo Transbond™ XT, e por fim, no Grupo 4 para adesão dos *brackets* a superfície de compósito foi preparada com jato de óxido de alumínio e foi utilizado o sistema adesivo Assure® Plus All. Todos os *brackets* foram colados seguindo as indicações do fabricante e foi sempre utilizada a pasta adesiva Transbond™ XT.

Realizada a adesão dos *brackets*, os quatro grupos foram colocados numa estufa a 37°C, durante 24 horas, em água destilada e, de seguida, foi realizada uma nova termociclagem de 10.000 ciclos, em água destilada, entre os 5°C e 55°C.

Por fim, foi avaliada a força de adesão, através de forças de cisalhamento, a uma velocidade de 1 mm/min e realizado o teste do índice de remanescente adesivo (ARI) modificado para observar o local da falha da adesão.

1.4. Questões de investigação

Problema (P) 1: Será que a força de adesão de *brackets* ortodônticos a compósito é idêntica quando utilizado o sistema adesivo Assure® Plus All ou o sistema adesivo Transbond™ XT?

[‡] 3M Unitek, Monrovia, California, EUA

Hipótese Nula (H₀): A força de adesão de *brackets* ortodônticos a compósito é idêntica quando utilizado o sistema adesivo Assure® Plus All ou o sistema adesivo Transbond™ XT.

Hipótese Alternativa (H₁): A força de adesão de *brackets* ortodônticos a compósito não é igual quando utilizado o sistema adesivo Assure® Plus All ou o sistema adesivo Transbond™ XT.

P 2: Será que a força de adesão de *brackets* ortodônticos a compósito é idêntica quando a superfície é preparada com jato de óxido de alumínio ou com ácido ortofosfórico a 35%?

Hipótese Nula (H₀): A força de adesão de *brackets* ortodônticos a compósito é idêntica quando a superfície é preparada com o jato de óxido de alumínio ou com ácido ortofosfórico a 35%.

Hipótese Alternativa (H₁): A força de adesão de *brackets* ortodônticos a compósito não é igual quando a superfície é preparada com o jato de óxido de alumínio ou com ácido ortofosfórico a 35%.

P 3: Será que a falha de adesão é idêntica quando é utilizado o sistema adesivo Assure® Plus All ou o sistema adesivo Transbond™ XT?

Hipótese Nula (H₀): A falha de adesão é idêntica quando é utilizando o sistema adesivo Assure® Plus All ou o sistema adesivo Transbond™ XT.

Hipótese Alternativa (H₁): A falha de adesão não é igual quando é utilizando o sistema adesivo Assure® Plus All ou o sistema adesivo Transbond™ XT.

P 4: Será que a falha de adesão é idêntica quando a superfície em compósito é preparada com jato de óxido de alumínio ou com ácido ortofosfórico a 35%?

Hipótese Nula (H₀): A falha de adesão é idêntica quando a superfície em compósito é preparada com jato de óxido de alumínio ou com ácido ortofosfórico a 35%.

Hipótese Alternativa (H₁): A falha de adesão não é igual quando a superfície em compósito é preparada com jato de óxido de alumínio ou com ácido ortofosfórico a 35%.

1.5. Revisão bibliográfica

1.5.1. Adesão

A adesão é o estado que mantém duas superfícies independentes unidas, através do auxílio de um material adesivo. Esta junção pode ser mantida devido a forças físicas ou químicas, estando na base a ausência de forças externas¹¹. Isto é, ambas as superfícies ficam unidas através da força de interação molecular¹².

O principal desafio da Medicina Dentária na realização de reabilitações protéticas, encontra-se exatamente na adesão. Neste caso, os substratos que constituem a estrutura dentária, como o esmalte e a dentina, precisam de garantir uma adaptação hermética aos outros materiais restauradores, como os compósitos, cerâmicas e metais^{13,14}.

A integridade da interface é fundamental para aumentar a longevidade das restaurações, reduzir a sensibilidade pós-operatória, minimizar a microinfiltração marginal e promover a manutenção da vitalidade pulpar¹⁵.

Existem vários mecanismos para aderir o substrato dentário aos materiais restauradores: a adesão mecânica, a adesão por adsorção, a adesão por difusão ou a combinação dos três mecanismos. A adesão mecânica ocorre quando há difusão da resina para a superfície do dente, possibilitando a formação dos prolongamentos de resina (*resin tags*) e para a camada híbrida¹⁴. Esta é constituída por colagénio, resina, vestígios de água e partículas minerais residuais^{16,17}. Por outro lado, a adesão por adsorção resulta da adesão química da componente inorgânica (hidroxiapatite) com a componente orgânica (principalmente, colagénio do tipo I) da superfície dentária¹⁴. Por fim, a adesão por difusão resulta de uma adesão química ou mecânica, permitindo a ligação entre os monómeros de resina e o precipitado da superfície do dente¹⁴.

Para se obter uma adesão eficaz existem vários fatores a ter em conta, onde se destaca a energia de superfície. Quando há uma elevada energia de superfície, significa que existe uma maior capacidade do adesivo se ligar a um substrato¹¹. Em termos clínicos, existem vários métodos para aumentar a energia de superfície e, conseqüentemente, aumentar a adesão. Entre eles destaca-se a profilaxia com pedra-pomes, o condicionamento ácido e a aplicação de solventes para remoção de contaminantes¹¹. Para além da energia de superfície, existem outras varáveis a ter em conta na adesão, como por exemplo a rugosidade da superfície do substrato, a presença ou ausência de contaminação,

a viscosidade do adesivo, a alteração dimensional do adesivo durante a polimerização e a durabilidade do adesivo e da interface entretanto criada. Por um lado, a rugosidade superficial, ao aumentar a superfície do dente, vai também potenciar o efeito adesivo. Por outro, a presença de contaminação ao nível do substrato vai comprometer o contacto entre este e o adesivo¹¹.

Dependente da energia de superfície está a molhabilidade, que é definida como a capacidade do líquido, neste caso o adesivo, formar uma interface com uma superfície sólida. A molhabilidade verifica-se através de um ângulo formado entre a superfície do dente e o adesivo. Assim, quanto menor for o ângulo de contacto, maior é a capacidade deste se espalhar uniformemente pela superfície e, por conseguinte, melhorar a molhabilidade. Isto é, ângulos inferiores a 90° apresentam melhores resultados de adesão¹⁸.

O esmalte e a dentina são substratos de morfologia e composição diferentes, apresentando, assim, diferentes mecanismos de adesão^{16,19}. O desenvolvimento dos estudos da adesão, iniciaram-se em 1955 com Michael Buonocore²⁰, aquando da aplicação em testes *in vitro*, de ácido ortofosfórico a uma concentração de 85%, durante 30 segundos, com o objetivo de aderir ao esmalte restaurações em resina acrílica^{16,21}. Mais tarde, percebeu-se que ao se diminuir a concentração para 37%, bem como o tempo de aplicação do ácido para 15 segundos, se obtinha melhores resultados adesivos²².

1.5.2. Evolução dos Sistemas Adesivos

O mercado relativo aos sistemas adesivos tem vindo a ser amplamente desenvolvido, pelo que é fundamental o Médico Dentista conhecer o que tem à sua disposição. Desta forma, foram criados vários parâmetros para os agrupar e classificar. Em primeiro lugar, surgiu a classificação segundo gerações, acabando por surgir outras, nomeadamente a classificação do solvente do sistema adesivo, o tratamento da *smear layer* e o número de passos clínicos necessários¹⁹. A classificação dos sistemas adesivos por gerações, permitiu distribuí-los por sete gerações. No entanto, por esta não apresentar critérios objetivos, acabou por cair em desuso²³. Para além disso, esta classificação pode levar a erros, uma vez que o facto de ser de uma geração mais recente, não significa que o sistema adesivo apresente uma melhoria quando comparado com a geração anterior¹⁹.

Atualmente, as classificações mais utilizadas têm por base a distribuição dos sistemas adesivos segundo a ação sobre a *smear layer*, bem como o número de passos clínicos que este envolve¹⁹. Desta forma, a *smear layer* pode ser completamente removida, no caso dos sistemas adesivos *Total-Etch* ou *Etch-and-Rinse*, ou dissolvida e incorporada na adesão, como acontece nos sistemas adesivos *Self-Etch* ou *Etch-and-Dry*^{19,21}. A *smear layer* é uma camada constituída por detritos orgânicos e inorgânicos, maioritariamente hidroxiapatite e colagénio desnaturado, resultantes da instrumentação mecânica, quer por instrumentos rotatórios ou manuais^{16,19,21,24}. Esta apresenta uma baixa energia de superfície, uma vez que os detritos tendem a entrar e obstruir os túbulos dentinários, formando os *smear plugs*, que diminuem a permeabilidade da dentina²¹. No entanto, a remoção da *smear layer*, pode levar ao desenvolvimento de uma sensibilidade pós-operatória aumentada ou mesmo à inflamação pulpar transitória, devido à difusão de bactérias e outros agressores para a polpa²⁵.

1.5.2.1. Sistemas adesivos *Etch-and-Rinse*

Os sistemas adesivos *Etch-and-Rinse* ou *Total-Etch* podem ser aplicados segundo a técnica de dois ou três passos, dependendo se o protocolo clínico implica a aplicação do *primer* e do adesivo em simultâneo²¹. O primeiro passo clínico a realizar é o condicionamento ácido quer da superfície de esmalte, quer da superfície de dentina, com ácido ortofosfórico. Este ácido deve conter uma concentração entre os 30 e os 40%, uma vez que concentrações superiores podem resultar num colapso das fibras de colagénio²⁶. O pH deve ser mantido entre os 0,1 e 0,4, de modo a exibir propriedades antibacterianas²¹. A execução deste procedimento, ao nível do esmalte e da dentina, vai provocar um condicionamento ácido total, resultando na remoção total da *smear layer*, desmineralização da dentina superficial e exposição das fibras de colagénio, abrindo os túbulos dentinários^{19,21}.

Em termos clínicos, deve ser feita uma aplicação do ácido de pelo menos 15 segundos no esmalte e no máximo de 15 segundos na dentina, de modo a limitar o condicionamento à dentina superficial^{11,19}. De seguida, lava-se abundantemente, de forma a remover o ácido, bem como os sais de cálcio e fosfato, e de seguida seca-se levemente, mantendo assim a dentina hidratada para prevenir o colapso das fibras de colagénio^{21,27}.

De forma a preparar a superfície para receber o *bond*, é realizada a aplicação do *primer*, após o condicionamento ácido, de modo a aumentar a energia de superfície e, conseqüentemente, melhorar as propriedades adesivas¹¹. O *primer* é constituído por monómeros anfipáticos, contendo propriedades hidrofílicas com afinidade para as fibras de colagénio, possibilitando a penetração dos monómeros hidrofóbicos, de modo a permitir a copolimerização com a resina adesiva hidrofóbica. Como exemplos destes monómeros, encontramos o 2-hidroxietil metacrilato (HEMA), o trietilenoglicol dimetacrilato (TEGMA), o bisfenol A glicidil metacrilato (Bis-GMA) e o uretano dimetacrilato (UDMA). A estes são, ainda, adicionados solventes, como a água, o etanol e a acetona, que vão diminuir a viscosidade do *primer* e permitir uma melhor infiltração na dentina desmineralizada, mantendo-a hidratada^{14,19,21}.

Por fim, o *bond* é constituído por monómeros essencialmente hidrofóbicos, como o Bis-GMA e o TEGMA, que têm como função preencher os espaços existentes entre as fibras de colagénio^{11,15}. Após copolimerizar com o *primer*, vai haver formação de uma camada de resina difundida nas fibras de colagénio, designada por camada híbrida, bem como a formação dos *resin tags*, que permitem um melhor selamento e resistência adesiva^{19,21,28}.

Os sistemas adesivos *Etch-and-Rinse* de três passos, constituídos pelo ácido, *primer* e *bond* separados, são considerados o *gold standard*, apresentando uma resistência adesiva mais eficaz^{11,19}.

1.5.2.2. Sistemas adesivos *Self-Etch*

Os sistemas adesivos *Self-Etch*, também conhecidos como *Etch-and-dry*, ao contrário dos anteriores dispensam da aplicação de um condicionador ácido, uma vez que estes já apresentam *primers* ácidos na sua composição. Deste modo, a aplicação pode ser feita em dois ou apenas num só passo, os *all-in-one*^{11,21}.

Os sistemas *Self-Etch* apresentam na base da sua composição monómeros ácidos mais fracos, quando comparados com o ácido ortofosfórico, diluídos em água (30-40%)¹⁶. A água vai apresentar um papel fundamental, uma vez que permite a ionização dos

monómeros acídicos e a formação de iões hidrogénio necessários à desmineralização dos iões cálcio presentes na superfície dentária^{14,19}.

Os sistemas adesivos autocondicionantes podem ser classificados, segundo o seu pH, em ultra-fracos (pH>2,5), fracos (pH≈2), moderados (1<pH<2) e fortes (pH≤1)²⁹, sendo que as diferenças verificadas ao nível do pH resultam em diferentes profundidades da desmineralização. Desta forma, quanto maior o pH, menor a desmineralização provocada no tecido dentário³⁰.

A utilização dos *primers* acídicos permite que ambos os processos, condicionamento ácido e aplicação do *primer*, sejam realizados à mesma profundidade, evitando *gaps* em que há desmineralização do tecido e este não fica molhado pelo *primer*. Desta forma, o mecanismo de adesão vai ser realizado através de ligações químicas estabelecidas com a hidroxiapatite e ligações covalentes com o cálcio, bem como as microporosidades geradas ao nível da dentina vão permitir uma adesão mecânica, com um papel importante na prevenção da degradação da interface adesiva^{19,23}.

Relativamente à técnica *Self-Etch*, tem sido proposta a execução do *selective enamel etching*, como alternativa para melhorar os níveis de adesão. Assim, realiza-se em primeiro lugar um condicionamento ácido com o ácido ortofosfórico no esmalte, seguido da aplicação do adesivo *Self-Etch*, quer no esmalte como na dentina²¹. Contrariamente ao que acontece nos sistemas adesivos mencionados anteriormente, vai haver uma incorporação da *smear layer* ao nível da camada híbrida, ocorrendo obstrução parcial dos túbulos dentinários, diminuindo conseqüentemente a sensibilidade pós-operatória³¹. No entanto, este efeito nem sempre é consensual¹⁹. Para além da vantagem já mencionada, vários autores referem a menor suscetibilidade da técnica para erros clínicos, baixa sensibilidade à água, bem como um tempo de trabalho mais reduzido^{14,19}. No entanto, quando comparado com o sistema *Etch-and-Rinse*, a realização de um condicionamento ácido isolado em vez da aplicação de *primers* acídicos, acaba por demonstrar melhores valores de adesão ao esmalte, bem como menor nanoinfiltração da interface adesiva^{29,32}.

1.5.2.3. Sistemas adesivos Universais ou Multimodo

Mais recentemente, surgiram os sistemas adesivos universais ou multimodo, que combinam todos os componentes num único frasco, com o objetivo de tornar o

procedimento clínico mais simplificado para o profissional. Estes sistemas permitem uma aplicação segundo as várias técnicas enumeradas anteriormente, nomeadamente como *Etch-and-Rinse* de dois passos, *Self-Etch* de um passo ou mesmo pela técnica de *selective enamel etching*, possibilitando ao operador escolher a estratégia ideal para cada situação clínica^{33,34}.

Tal como nos sistemas adesivos anteriores, estes apresentam uma constituição à base de água, bem como pela presença de monómeros fosfatados hidrofílicos, nomeadamente o metacriloxidildihidrogeno fosfato, na molécula 10-MDP. Este último vai interagir quimicamente com a hidroxiapatite estabelecendo ligações iónicas com o cálcio^{21,24}. Dada a sua composição, os sistemas universais apresentam propriedades não só hidrofílicas, com a capacidade de humedecer a dentina, mas também hidrofóbicas, o que vai permitir atrasar a absorção da água. Assim, vai ocorrer uma maior resistência à degradação, levando a uma maior durabilidade da interface adesiva²⁴.

1.5.3. Evolução da Adesão em Ortodontia

Durante o tratamento ortodôntico, um dos maiores desafios é obter uma adesão adequada, de modo a que o *bracket* se mantenha aderido à superfície dentária até ao final tratamento³⁵. No entanto, a adesão criada deve ser limitada, para que, aquando da descolagem dos *brackets* da superfície de adesão, esta seja mantida intacta^{36,37}.

Após Buonocore em 1955, ter testado a aplicação de ácido ortofosfórico para aderir resina acrílica à superfície dentária, Newman em 1965, aplicou a mesma técnica em Ortodontia com o objetivo de aderir *brackets* de aço inoxidável à superfície do esmalte^{10,38}.

Atualmente, existe um vasto leque de materiais adesivos disponíveis para realizar a adesão dos *brackets* ortodônticos. Destacam-se as resinas compostas, o ionómero de vidro (CIV), o ionómero de vidro modificado por resina (CIVMR) e, por fim, os compómeros⁷. A utilização da resina composta, como adesivo em Ortodontia, é caracterizada, na sua composição, pela junção de resinas de dimetacrilato com partículas de carga inorgânica, como o vidro de silicato de bário, quartzo ou silicato de zircónio³⁹. O sucesso da adesão destas resinas é conseguido através da formação dos *resin tags*, uma vez que permitem a retenção do material, bem como a impermeabilização da superfície e

diminuição da infiltração marginal⁸. Estes, para além de melhores propriedades físicas e mecânicas, apresentam também os maiores valores de força de adesão⁷.

Os CIV são conseguidos a partir de uma reação ácido-base entre um pó de vidro de silicato com o ácido poliacrílico. Estes apresentam-se como materiais restauradores e agentes de cimentação, dependendo em parte da sua viscosidade. Assim sendo, o tamanho máximo das partículas dos agentes de cimentação não deve ultrapassar os 15µm¹⁸. Quando da tomada de preza, os CIV apresentam fases de hidrogel que resultam no movimento de cálcio, estrôncio e outros iões associados à remineralização do esmalte e da dentina. Para além disso, são ainda responsáveis pela absorção e libertação de fluor adicionados em géis tópicos, dentífricos e colutórios^{7,40}. A utilização dos CIV, quando comparados com as resinas compostas, apresentam uma menor retenção dos *brackets* à superfície dentária. Apesar da desvantagem mencionada, os CIV apresentam como vantagens o facto de terem uma adesão química e uma maior tolerância à humidade. Desta forma, é possível utilizar CIV, sem ter de recorrer a um condicionamento ácido e, posterior, desidratação⁷.

Relativamente aos CIVMR, surgem numa perspetiva de melhorar os anteriores. Aos CIV são adicionados monómeros de 10% a 20% de resinas foto ou autopolimerizáveis, designando-se desta forma por materiais híbridos^{7,40}. Apesar do número limitado de monómeros de resina que podem ser adicionados à solução de ácido poliacrílico, a tomada de presa é acelerada pelos mesmos, sem comprometimento da reação ácido-base⁷. Para além da adesão química, os monómeros de resina têm a capacidade de penetrar na superfície dentária, possibilitando uma ligação não apenas química, mas também mecânica⁴⁰. Desta forma, a renovação dos CIV trazem vantagens não só ao nível da adesão à estrutura dentária, uma vez que com a melhoria das propriedades físicas aumentam a resistência à fratura, mas também apresentam libertação de flúor e permitem a ligação química na presença de humidade^{7,40}.

Por fim, os compómeros, também conhecidos como resinas compostas modificadas por poliácidos, surgem com o intuito de reunir a capacidade de libertação de flúor dos CIV, com a durabilidade presente nas resinas compostas¹⁸. São constituídos por um componente único de vidro de aluminossilicato, com monómeros de resina modificados por carboxila e monómeros de resinas convencionais ativados por luz⁷. A tomada de presa é iniciada pela fotopolimerização do monómero ácido. No entanto, é a

partir do contacto e absorção da água da saliva com o material, que a reação ácido-base vai iniciar-se entre os grupos funcionais ácidos e as partículas de vidro de silicato¹⁸. Desta forma, é induzida a libertação de iões de flúor, que é uma vantagem da utilização dos compómeros como pastas adesivas ortodônticas, uma vez que previnem a cárie dentária, bem como descalcificações de superfície⁴⁰. A ausência de água na sua constituição, tornam os compómeros, ao contrário do CIV e o CIVMR, isentos de propriedades auto-adesivas¹⁸. Desta forma, é essencial a realização do condicionamento ácido ou outros métodos de preparação da superfície, bem como manter a superfície de adesão seca para permitir a adesão mecânica⁷. Com a polimerização dos compómeros, as propriedades físicas vão sendo adquiridas. A força de adesão inicial destes é inferior às resinas compostas, mas manifestam-se superiores quando comparado com os CIVMR⁴⁰.

1.5.4. Resinas Compostas

Os materiais restauradores à base de resina apresentam variadas aplicações clínicas dependendo da sua composição. Ao nível estrutural são constituídos por quatro componentes fundamentais, a matriz orgânica, as partículas de carga inorgânica, o agente de união – silano – e os promotores ou reguladores da reação de polimerização⁴.

A matriz orgânica, constituída por fotoiniciadores, monómeros, estabilizadores e pigmentos, é parte fundamental na estrutura das resinas compostas⁴¹. Os principais monómeros na sua constituição são o bis-GMA ou o UDMA^{4,11}. Estes monómeros, quimicamente semelhantes, apresentam uma alta viscosidade, sendo necessário adicionar monómeros como o TEGMA e o etilenoglicol dimetacrilato (EGDMA), que apresentam uma viscosidade menor. A constituição da componente orgânica pode provocar interferências ao nível da polimerização, na conversão dos monómeros em polímeros, na viscosidade do material e na absorção de água.

Por outro lado, a componente inorgânica é constituída por partículas de carga, normalmente sílica, zircónia, vidro e quartzo⁴², que conferem melhorias às propriedades físicas e mecânicas das resinas compostas. É importante ter em atenção que as partículas de carga não podem ser adicionadas à matriz orgânica de forma indiscriminada, pois isso poderia levar a uma alta viscosidade, o que tornaria inviável a utilização na prática clínica¹¹. Quando o volume destas partículas atinge os 70%, a resina fica com resistência

à fratura e abrasão semelhante a um dente natural, o que aumenta a sua durabilidade. O aumento do número das partículas de carga, está ainda relacionado com a diminuição da contração de polimerização, bem como a diminuição da expansão causada pelas oscilações de temperatura. Uma menor absorção de água, vai ainda permitir uma diminuição da suscetibilidade à pigmentação e à abrasão. Por fim, a radiopacidade radiográfica das partículas de carga inorgânica permitem detetar cáries secundárias, defeitos na restauração ou mesmo restaurações desbordantes¹⁸.

Relativamente ao silano, que funciona como agente de união, tal como o nome indica vai estabelecer uma união estável entre a matriz orgânica e as partículas de carga inorgânica, de modo a aumentar a coesão entre ambas e evitando a formação de bolhas de ar¹¹. Para além do já mencionado, este agente de união tem o poder de melhorar as propriedades mecânicas das resinas compostas, nomeadamente a resistência ao desgaste em locais de *stress*⁴².

Ao longo dos anos, têm sido realizadas várias tentativas de agrupar as resinas compostas, segundo a sua constituição, de modo a facilitar a sua identificação na prática clínica⁴³. De entre várias, a classificação mais utilizada, sendo considerada a mais convencional⁴⁴, é a classificação segundo o tamanho médio das partículas, dividindo as resinas compostas em macroparticuladas, microparticuladas, híbridas e, mais recentemente, em nanocompósitos⁴⁵. A primeira geração de resinas compostas, que surgiram em 1970, foram as de macroparticuladas ou convencionais (10µm, 20µm ou até 50µm), tendo sofrido até então várias alterações ao nível da sua composição inicial. As partículas de sílica amorfa e quartzo foram as responsáveis para que se obtivessem melhores resultados quanto às propriedades mecânicas, absorção de água, expansão térmica e contração de polimerização deste tipo de resinas. No entanto, devido à grande dureza das partículas, a eficácia do polimento e acabamento ficou comprometido¹⁸. As resinas compostas microparticuladas (0,02 e 0,04 µm) surgiram com o intuito de melhorar as propriedades estéticas e de polimento das anteriores, relacionado com a baixa carga de partículas inorgânicas¹⁸. No entanto, as propriedades físicas e mecânicas ficaram comprometidas, limitando a sua utilização em zonas de stress, como nos dentes posteriores⁴⁶. Para alcançar a resistência ao desgaste, juntamente com a facilidade de polimento das resinas anteriores, surgiram as resinas compostas híbridas. Tal como o nome indica, estas são constituídas por partículas de diferentes tamanhos. Assim, as

partículas micro, constituídas essencialmente por sílica coloidal e pirogênica, apresentam uma maior absorção de água, maior coeficiente de expansão térmica, menor módulo de elasticidade e menor resistência à tração, relativamente às partículas macro. Estas últimas, clinicamente, apresentam redução do brilho e maior suscetibilidade à pigmentação. Por fim, com o desenvolvimento da nanotecnologia, surgiu uma nova geração de compósitos, capazes de deter o polimento das resinas compostas de microparticuladas e as propriedades mecânicas características das resinas híbridas⁴⁷. Os recentes nanocompósitos podem ainda dividir-se em dois grupos, nas resinas compostas nanoparticuladas e nanohíbridas. A diferença entre ambas está não só ao nível do tamanho das partículas que apresentam na sua constituição, mas também nas propriedades físicas e mecânicas que proporcionam⁴⁸, podendo ser utilizados em locais onde é importante a estética, mas também em locais em que existe um grande *stress* mecânico⁴⁹.

1.5.5. Protocolo de Adesão em Ortodontia

Atualmente, cada vez são mais os pacientes adultos que recorrem às consultas de Ortodontia. Regra geral, estes pacientes apresentam já alguns dentes tratados, pelo que sendo a resina composta o material mais utilizado, torna-se imperativo perceber qual o melhor procedimento para seguir⁶.

Para que o tratamento ortodôntico seja executado com sucesso, é necessário realizar todos os passos meticulosamente, de modo a reduzir o risco de falha e, conseqüente, o descolamento do *bracket* da superfície dentária. Relativamente ao processo de adesão de *brackets* ortodônticos à superfície de compósito este rege-se pelos seguintes passos: profilaxia da superfície, preparação da superfície, aplicação do adesivo no dente/compósito e colocação da pasta adesiva na base do *bracket*⁵⁰.

1.5.5.1. Profilaxia

Para realizar a adesão propriamente dita e seguindo meticulosamente os passos necessários, é importante começar por realizar uma profilaxia. Na superfície dentária, existem depósitos de matéria orgânica que devem ser removidos antes da realização do condicionamento ácido ou outro método de preparação da superfície, para não haver uma diminuição dos valores de adesão^{50,51}. Este procedimento requer a utilização de borrachas

ou escovas profiláticas com uma pasta abrasiva, podendo ser tanto pasta profilática como pasta pedra-pomes com água, durante 10 a 15 segundos, a baixa rotação^{51,52}.

No entanto, este procedimento não é consensual, alguns estudos demonstram que a realização da profilaxia com pedra-pomes não apresenta alterações na força de adesão⁵³.

1.5.5.2. Métodos de Preparação da Superfície

Segundo a literatura, a realização de mecanismos de preparação da superfície do compósito envelhecido é essencial para uma melhoria da força adesão, estes vão remover a camada superficial do compósito, aumentando a energia de superfície^{54,55}. Deste modo, têm sido investigadas várias técnicas como a aplicação de ácidos, utilização de jatos com partículas, brocas diamantadas e silanos⁵⁴.

1.5.5.2.1. Ácido fosfórico

Em termos clínicos, o ácido ortofosfórico é utilizado não só para condicionar as superfícies dentárias constituídas por esmalte e dentina, mas também para condicionar compósitos envelhecidos⁵⁶.

Segundo a literatura, não é consensual os efeitos provocados nas superfícies de compósito após o condicionamento ácido. Por um lado, existem estudos que referem que este não tem qualquer impacto sobre a resistência adesiva, uma vez que a nível microscópico não se verificavam diferenças pré e pós condicionamento^{57,58}, pelo que alguns autores sugerem que o condicionamento ácido apenas provoca uma limpeza eficaz e remoção de detritos⁵⁸. No entanto, existem estudos, que utilizaram amostras condicionadas com ácido ortofosfórico a 37%, demonstrando ao microscópio, presença de micro-rugosidades na superfície do compósito, com conseqüente aumento da área de superfície⁵⁶.

1.5.5.2.2. Ácido hidrofúorídrico

A utilização do ácido hidrofúorídrico tem sido mais observado na preparação de superfícies em cerâmica⁵⁹. No entanto, este têm demonstrado ser um método eficaz na

preparação de superfícies em resinas compostas envelhecidas⁶⁰. A atuação do ácido hidrofluorídrico, ao nível dos compósitos, deve ser realizada entre os 30 e os 120 segundos⁶¹. Este tempo é o necessário para se verificarem alterações ao nível da rugosidade da superfície do compósito, através da dissolução das partículas de carga^{57,60,61}. O efeito deste condicionamento está dependente do tipo, tamanho e percentagem de partículas de carga de cada compósito⁵⁷. Deste modo, existem estudos que sugerem que uma diminuição dos valores de adesão, aquando do condicionamento com o ácido hidrofluorídrico, resultam de um enfraquecimento e degradação do material, provocados pelos *gaps* existentes entre as partículas de carga, que vão permitir a entrada de água e consequente desorganização da camada de silano^{60,62}. Para além do que já foi mencionado, este ácido apresenta risco para os tecidos moles, o que requer um isolamento e cuidado redobrado aquando da sua utilização⁵⁷.

1.5.5.2.3. Broca diamantada

Em Dentisteria, a broca diamantada é utilizada para preparação de uma cavidade para receber o sistema adesivo¹¹, sendo caracterizado por um método simples e eficiente⁶³. No entanto, a eficácia deste instrumento como método de preparação da superfície de compósito tem sido questionada, uma vez que a penetração do adesivo é dificultada pela criação de uma excessiva rugosidade superficial, que pode afetar os resultados de adesão⁶⁰, bem como pode provocar riscos de exposição de partículas da matriz⁶¹. No entanto, existem estudos que consideram este método eficaz, uma vez que consegue estabelecer resultados de força adesiva elevados a partir da adesão micro-mecânica conseguida pela criação de sulcos e fendas na superfície do compósito^{64,65}.

1.5.5.2.4. Jato de óxido de alumínio

A utilização do jato de óxido de alumínio, na prática clínica, tem vindo a aumentar, uma vez que este é um método de preparação de superfície rápido e fácil de utilizar⁶⁵. Segundo a literatura, amostras de compósito jateadas com partículas de 50 μm de óxido de alumínio, quando observadas ao microscópio, apresentam uma rugosidade superficial com profundidade de 15 μm ⁵⁵. Pelo que, este método está relacionado com melhorias nos resultados das forças de adesão na interface compósito-compósito^{61,66}.

1.5.5.2.5. Jato de bicarbonato de sódio

A utilização do jato de bicarbonato de sódio tem sido verificada ao nível da preparação dos compósitos, nomeadamente para receberem a resina para a colagem dos *brackets*^{57,67}. Ao nível da superfície dos compósitos e através da observação do microscópio eletrónico de varrimento, é possível visualizar a criação de micro-retenções limitadas à superfície, facilitando e melhorando o processo de adesão, bem como a colocação dos *brackets*⁶⁷.

1.5.5.2.6. Jato de sílica e alumina

Os valores de adesão relacionados com a utilização do jato de sílica e alumina têm-se demonstrado ótimos. A utilização de partículas de 30 μm , permitem uma rugosidade de superfície com uma profundidade de 10 μm ⁵⁵. A aplicação do jato permite melhorias ao nível da retenção mecânica e aumento da área de superfície⁶⁰, permitindo também uma maior facilidade de molhar a superfície com o adesivo⁶². No entanto, existem diferenças nos valores de adesão quando se compara o jato com partículas de sílica ou partículas de alumina, uma vez que o primeiro apresenta vantagens pela deposição da sílica, provocando um aumento da área de superfície⁶⁰.

1.5.5.2.7. Laser

Mais recentemente, surgiu o laser, que apresenta resultados semelhantes ao condicionamento ácido no tecido dentário, quer no esmalte quer na dentina⁶⁸. Este método de preparação da superfície não cria *smear layer*, o que diminui a energia de superfície e dificulta a ação do adesivo. No entanto, não há produção de aerossóis, como acontece com o jato de partículas⁶⁸.

1.5.5.3. Adesão do *bracket* à superfície de compósito

Atualmente, existem vários tipos de *brackets* e associados a estes, diferentes tipos de bases, malha grossa, malha fina, totalmente fundidas ou com sulcos retentivos⁶⁹. A

presença de adesivo nestes elementos retentivos permite uma maior resistência às forças mastigatórias, não devendo comprometer a superfície dentária aquando da descolagem do *bracket*¹⁸. Num estudo realizado por Knox et al⁷⁰, em que se investigou a influência da morfologia da base do *bracket*, bem como do sistema adesivo na força de adesão, concluiu-se que, de facto, o sistema adesivo utilizado tinha influência nos valores de adesão registados, mas também algumas morfologias do *bracket* permitiam uma maior infiltração do adesivo na base¹⁰. Outro fator a ter em conta, relativamente à morfologia da base do *bracket*, é a presença de uma curvatura. A curvatura do *bracket* deve ser respeitada para cada dente, diminuindo a dependência do adesivo⁷¹.

Com o aumento da afluência de pacientes adultos à área da Ortodontia, tem-se verificado um aumento de pacientes com restaurações a resina composta em boca, pelo que é um desafio realizar a colagem de *brackets* ortodônticos a este material⁶. Vários estudos têm relatado diferenças na força de adesão de um compósito após ter sido realizada a polimerização, comparativamente com um compósito que já foi polido, contaminado e envelhecido, sendo que neste último caso existe uma diminuição abrupta dos valores de adesão⁷². Isto verifica-se porque a ligação formada entre as duas camadas de compósito é realizada através da camada de resina não polimerizada inibida pelo oxigénio. No entanto, com o envelhecimento vai haver a diminuição dos grupos metacrilato dificultando a adesão^{9,67}. De modo contornar este desafio, é necessário remover a camada mais superficial do compósito envelhecido, seguido da aplicação de um sistema adesivo⁷³.

Para remover a camada superficial do compósito recorrem-se a métodos de preparação de superfície, que podem ser mecânicos ou químicos, como anteriormente referido, permitindo um aumento da rugosidade do compósito, melhorando a ligação mecânica entre as sucessivas camadas. No entanto, a aplicação de agentes de união, como o silano, também se tem demonstrado eficaz na melhoria dos valores de adesão, provavelmente pela capacidade que o silano tem em criar ligações com os detritos da matriz⁵⁶.

Relativamente ao sistema adesivo, este vai atuar ao nível do compósito, formando ligações químicas com a matriz e partículas de carga, bem como penetrar nas falhas da matriz⁷⁴. Os adesivos com baixa viscosidade têm demonstrado uma boa penetração nas micro-rugosidades criadas pelo tratamento de superfície. Ao contrário do esmalte a da

dentina, no compósito não há formação da camada híbrida, pelo que o contacto entre o adesivo e o compósito é apenas superficial⁵⁵.

Recentemente, foi lançado pela Reliance® Orthodontic Product um novo sistema adesivo que fornece uma elevada força de adesão ao esmalte normal, bem como esmalte hipocalcificado, fluorose, esmalte decíduo e dentina. No entanto, também permite adesão a superfícies diferenciadas, nomeadamente amálgama, ouro ou aço inoxidável, cerâmicas, zircónia, restaurações a resina composta, restaurações provisórias e pânticos em acrílico. Este é um adesivo universal e pode ser utilizado como autopolimerizável, fotopolimerizável ou *dual*. Relativamente às indicações do fabricante para aderir às resinas compostas, é recomendado que a superfície deve ser inicialmente preparada com o jato de óxido de alumínio⁷⁵.

1.5.5.4. Polimerização

A reação de polimerização inicia-se por uma interação entre o iniciador e o ativador. O iniciador, que é uma molécula insaturada constituída por dois átomos de carbono com ligações duplas entre si, que vai reagir com o ativador, que é o elemento capaz de quebrar as ligações duplas de carbono. Deste modo, o ativador ao quebrar as ligações duplas, forma uma ligação covalente com apenas um dos átomos de carbono, enquanto que o outro átomo servirá como radical livre, permitindo o início de uma reação em cadeia. A reação é terminada na ausência de monómeros disponíveis para ligação ao radical livre, quando se ligam duas cadeias poliméricas ou, ainda, pela reação do polímero em crescimento com um iniciador ativado¹⁸.

Para que a interação inicial entre os monómeros se realize, a polimerização pode ser ativada de três maneiras, por autopolimerização, por fotopolimerização ou *dual*, sendo que a última é uma combinação dos dois anteriores⁷⁶. No caso das resinas compostas autopolimerizáveis, o produto é comercializado em dois componentes que contém um iniciador e um ativador, os mais comuns costumam ser o peróxido de benzoilo e a amina terciária, respetivamente. A iniciação da reação começa quando o operador inicia a espatulação dos dois componentes⁷⁷. Os problemas relacionados com esta técnica são, por um lado, a dificuldade em controlar a velocidade de polimerização após o início da

espatulação⁷⁷, e, por outro, o facto de haver possibilidade de criação de bolhas de ar, o que pode afetar os resultados da força de adesão⁷⁶.

A utilização de resinas compostas ativadas por luz, permite ao operador decidir quando é que o iniciador deve ser ativado, através da absorção de energia luminosa. A maioria das resinas compostas, apresenta como fotoiniciador a canforoquinona, que apresenta uma absorção de feixe eletromagnético entre os 400 e 500 nm, com o pico de absorção nos 480 nm. Para que a reação possa ocorrer, a canforoquinona necessita de um co-iniciador, que é uma molécula que não absorve luz, mas que vai interagir com o fotoiniciador ativado, formando radicais livres que permitem a reação de polimerização. O co-iniciador mais comum é um dimetilaminaetilometacrilato, ou seja, uma amina terciária⁷⁸.

Atualmente, estão disponíveis vários aparelhos para realizar a ativação por luz na prática clínica, fotopolimerizadores de quartzo-tungsténio-halogéneo, arco de plasma, laser e *light emitting diodes* (LED). Para a utilização do fotopolimerizador quartzo-tungsténio-halogéneo é necessário utilizar um filtro, de modo a que o comprimento de onda se localize entre os valores ideais de ativação da canforoquinona. Por outro lado, os fotopolimerizadores arco de plasma apresentam uma intensidade de luz elevada, o que permite a sua utilização num tempo mais reduzido, entre os três e os cinco segundos⁵⁰. No entanto, a elevada intensidade que apresentam pode provocar danos, devido ao aumento da temperatura, ao nível da polpa⁷⁹. Os *lasers* de árgon apresentam interesse a nível clínico, uma vez que permitem a transmissão de um comprimento de onda ideal para a ativação da canforoquinona, sem ter de se recorrer a filtros, bem como a luz pode ser ajustada a cada tipo de resina composta que é utilizada pelo operador⁸⁰. No entanto, entre outras desvantagens, após se ligar o aparelho, este só tem capacidade de emitir luz passados 30 segundos^{78,80}. Por fim, os LED apresentam vantagens relativamente aos fotopolimerizadores convencionais, não só por garantir uma dissipação menor de calor⁷⁹, mas também porque transmitem a luz num comprimento de onda de 465 nm, que é o pico de absorção da canforoquinona⁵⁰.

Os sistemas *dual*, apresentam tanto iniciadores como ativadores na sua constituição, possibilitando os dois tipos de polimerização. Nestes sistemas, o início da reação dá-se quimicamente, pelo que se apresenta como desvantagem para o operador, dificultando a retirada de excessos, bem como limita o tempo de trabalho⁸¹. Como grande

vantagem apresenta o facto de ser possível completar a polimerização em locais em que a luz não consegue chegar^{81,82}.

1.5.6. Avaliação da falha de adesão

Quando há falha na adesão de um *bracket* ortodôntico e, conseqüentemente, este se descola, é importante realizar uma avaliação do local onde ocorreu a falha na adesão. Assim, existem métodos de avaliação da capacidade adesiva em ortodontia. O ARI é um dos métodos que foi desenvolvido por Artun & Bergland⁸³, sendo um método qualitativo, simples e prático para utilização dos operadores, sem necessidade de qualquer material em específico⁸⁴. O ARI tem como objetivo determinar o local onde ocorreu a falha da adesão, bem como avaliar o remanescente de adesivo presente no dente ou no *bracket*, sendo este último uma adaptação do método original⁸⁵.

A classificação é realizada segundo quatro pontuações. Quando o *score* é 0, indica que não existe presença de adesivo na superfície do dente, indicando que a falha de adesão ocorreu na interface esmalte-adesivo; se o *score* é 1 significa que menos de metade (<50%) do adesivo permanece na superfície do dente, indicando que a falha de adesão se encontra na interface esmalte-adesivo; quando o *score* é 2, indica que mais de metade (>50%) do adesivo permanece na superfície do esmalte, indicando que a falha de adesão se verifica na interface adesivo-*bracket*; por fim, o *score* 3 significa que todo o adesivo permaneceu na superfície do esmalte, com impressão da base do *bracket*, indicando, que a falha de adesão ocorreu na interface adesivo-*bracket*⁸⁴. Deste modo, quando se verificam *scores* de 0 significa que poderia existir presença de contaminantes na superfície, resultando em baixos valores de força de adesão. Se, por outro lado, se verificar o *score* máximo, ou seja, 3 como o adesivo permanece todo na superfície do dente, evita fraturas à superfície do mesmo⁸⁶.

1.5.7. Estudos precedentes de adesão de *brackets* ortodônticos a compósito

Durante a pesquisa bibliográfica realizada, foi possível observar um número reduzido de estudos elaborados sobre métodos de preparação de superfície de compósito para colagem de *brackets*, sendo os estudos encontrados essencialmente relativos a cerâmicas ou amálgama. Por ser um sistema adesivo recente, também não foram

encontrados muitos estudos sobre a aplicação do Assure® Plus All para adesão de *brackets* a compósito. Assim, na Tabela 1 são apresentados três estudos precedentes relativamente às preparações de superfície do compósito, onde apenas um aborda o sistema adesivo Assure® Plus All.

Em 2011, Bayram et al⁶⁷ conduziram um estudo com o objetivo de testar qual a melhor preparação mecânica para realizar a colagem de *brackets* ortodônticos metálicos a uma resina composta nanohíbrida (Filtek™ Supreme XT)[§] envelhecida. A amostra foi constituída por noventa discos de resina composta com 6 mm de diâmetro e 2 mm de espessura. Em primeiro lugar, os discos foram submetidos a uma câmara de envelhecimento acelerado, durante 300 horas. Posto isto, foram armazenados em água destilada, durante 24 horas, à temperatura ambiente. Para a avaliação dos testes de resistência ao cisalhamento e avaliação do local de falha, as amostras foram distribuídas aleatoriamente por seis grupos, diferindo no tipo de preparação de superfície realizada: sem preparação (controlo), aplicação de ácido fosfórico 38%, aplicação de ácido fluorídrico 9,6%, jato de bicarbonato de sódio, jato de óxido de alumínio com partículas de 50 µm e utilização de uma broca diamantada a alta velocidade. Posteriormente, foi aplicado o adesivo Transbond™ XT em todas as amostras, bem como a pasta adesiva. As amostras foram novamente armazenadas, mas desta vez durante uma semana, em água destilada a 37°C e, de seguida, submetidas a uma termociclagem de 1.000 ciclos térmicos entre os 5-55°C. Em termos de resultados verificou-se ao nível da força de adesão valores entre os 2,77 MPa para o grupo sem preparação de superfície e 10,61 MPa para o grupo preparado com a broca diamantada. Relativamente à falha adesiva, esta verificou-se na interface adesivo-compósito para o grupo não preparado, preparado com ácido fosfórico e preparado com ácido fluorídrico; e para o grupo preparado com a broca diamantada, a falha verificou-se na interface adesivo-*bracket*.

Em 2017, Tayebi et al⁹ realizaram um estudo com o objetivo de testar a força de adesão de *brackets* ortodônticos a compósito (Filtek™ Z250)^{**} envelhecido, utilizando três adesivos diferentes. A amostra foi constituída por sessenta discos de resina composta com 10 mm de diâmetro e 2 mm de espessura. Em primeiro lugar, os discos foram armazenados, durante 24 horas, em água destilada a 37±1°C, seguido de 5.000 ciclos térmicos entre os 5-55°C. Para a avaliação dos testes de resistência ao cisalhamento e

§ 3M ESPE, St Paul, Minnesota, EUA

** 3M ESPE, St Paul, Minnesota, EUA

avaliação do local de falha, as amostras foram distribuídas aleatoriamente por seis grupos, diferindo no tipo de preparação de superfície realizada, preparação da superfície com jato de óxido de alumínio com partículas de 50 µm com um MicroEtcher®^{††} e utilização de uma broca diamantada, bem como no sistema adesivo utilizado, Transbond™ XT, Assure® Plus All e Composite Primer^{‡‡}. Posteriormente, foi aplicada a pasta adesiva Transbond™ XT. As amostras foram novamente armazenadas, durante 24 horas, em água destilada a 37°C e, de seguida, submetidas a uma termociclagem de 2.000 ciclos térmicos entre os 5-55°C. Em termos de resultados verificou-se ao nível da força de adesão valores entre os $7,57 \pm 4$ MPa para o preparado com broca e aplicação do sistema adesivo Transbond™ XT e $13,8 \pm 5,2$ MPa para o grupo preparado com o jato de óxido de alumínio e o sistema adesivo Assure® Plus All. Relativamente à falha adesiva, nos grupos em que se utilizou a preparação de superfície com broca, o *score* foi sempre 3, já nos grupos em que se utilizou o jato de óxido de alumínio a falha ocorreu na base do compósito.

Em 2019, Najafi et al⁶ conduziram um estudo com o objetivo de avaliar o efeito na resistência da colagem de *brackets* metálicos ortodônticos à superfície de compósito microhíbrida (DiaFil™)^{§§} envelhecida, utilizando diferentes métodos de tratamento da superfície. A amostra foi constituída por 66 incisivos superiores direitos, elaborados através de coroas de acetato. Em primeiro lugar, as amostras foram armazenadas em água destilada a 37°C, durante uma semana. Para a avaliação dos testes de resistência ao cisalhamento e avaliação do local de falha, as amostras foram distribuídas aleatoriamente por quatro grupos, diferindo no tipo de preparação de superfície realizada: aplicação de ácido fosfórico 38%, jato de óxido de alumínio, broca diamantada e laser. Posteriormente, foi aplicado o sistema adesivo Transbond™ XT em todas as amostras. As amostras foram novamente armazenadas, em água destilada a 37°C. Em termos de resultados verificou-se ao nível da força de adesão valores entre os 6,78 MPa para o grupo preparado com o ácido fosfórico e 17,18 MPa para o grupo preparado com o jato de óxido de alumínio, não havendo diferenças estatisticamente significativas no grupo preparado com a broca diamantada ou com o laser. Relativamente à falha adesiva, nos grupos de preparação com jato de óxido de alumínio e broca diamantada as pontuações de ARI variaram entre 2 e 3,

^{††} Danville, CA, EUA

^{‡‡} GC Dental Products, Europe

^{§§} Diadent group®, Korea

já nos grupos preparados com o ácido ortofosfórico e laser, as pontuações de ARI variaram entre 0 e 1.

Tabela 1: Estudos precedentes de adesão de *brackets* ortodônticos a compósito.

	Bayram et al, 2011	Tayebi et al, 2017	Najafi et al, 2019
Amostra	n=90 Discos de compósito com 6 mm de diâmetro e 2 mm de espessura	n=60 Discos de compósito com 10 mm de diâmetro e 2 mm de espessura	n=76 Incisivos superiores direitos
Armazenamento da amostra	Água destilada, à temperatura ambiente, durante 24h	Água destilada 37±1°C, durante 24h	Água desionizada 37°C, durante 1 semana
Termociclagem inicial	Câmara de envelhecimento acelerado, durante um total de 300 horas. Foram expostas a luz UV contínua e luz visível, a uma temperatura de 43,3°C, com ciclo de pulverização de água destilada de 18 min, a cada período de 2 h	5.000 ciclos térmicos entre os 5-55°C, com tempo de permanência de 30s e transferência 4 segundos	Não realizada
Tipo de <i>bracket</i>	<i>Brackets</i> metálico de incisivos centrais superiores	<i>Brackets</i> metálico de incisivos centrais superiores	<i>Brackets</i> metálicos de incisivos centrais superiores
Preparação da superfície do compósito	Controlo, sem tratamento de superfície; Ácido ortofosfórico 38%, durante 60 segundos; Ácido Fluorídrico 9,6%, durante 60 segundos; Jato de bicarbonato de sódio, à pressão de 2,2 psi, a uma distância de	Jato de óxido de alumínio com partículas de 50 µm, à pressão de 3,5-4,5 bar, por 10 segundos; Broca de fissura diamantada (008)	Ácido ortofosfórico 38%, durante 60 segundos; Jato de óxido de alumínio com partículas de 5 µm, à pressão de 65 psi, a uma distância de 10 mm, durante 7 segundos;

	10 mm, durante 15 segundos; Jato de óxido de alumínio com partículas de 50 µm, a uma distância de 10 mm, durante 10 segundos; Broca diamantada (150mm; 856/018)		Broca troncocônica diamantada de grão grosso; Laser CO2 pulsado, com potências de saída de 1, 3, 5 e 7 W com modos de frequência 5 e 10 Hz, duração de pulso 10 ms e tempo total de exposição 7 segundos
Adesivos	Transbond™ XT	Transbond™ XT, Assure® Plus All e Composite Primer	Transbond™ XT
Pasta adesiva	Pasta adesiva Transbond™ XT	Pasta adesiva Transbond™ XT	Pasta adesiva Tranbond™ XT
Armazenamento da amostra	Água destilada, a 37°C, durante 1 semana	Água destilada, a 37°C, durante 24 horas	Água destilada, 48 horas, 37°C
Termociclagem	1.000 ciclos térmicos entre os 5-55°C com tempo de permanência de 30 segundos e tempo de transferência de 4 segundos	2.000 ciclos térmicos entre os 5-55°C com tempo de permanência de 20 segundos e tempo de transferência de 4 segundos	Não realizada
Velocidade da força	1 mm/min	1 mm/min	0,5 mm/min
Resultados	O valor da força de adesão variou entre 2,77 MPa para o grupo sem preparação de superfície e 10,61 MPa para o grupo preparado com a broca diamantada	O valor da força de adesão variou entre 7,57±4 MPa para o grupo preparado com a broca diamantada e utilização do sistema adesivo Transbond™ XT e 13,8±5,8 MPa para o grupo preparado com o jato de óxido de alumínio e utilização do sistema adesivo Assure® Plus All	O valor da força de adesão variou entre 6,78 MPa, para o grupo preparado com ataque ácido e 17,18 MPa para o grupo preparada com jato de óxido de alumínio. Nos grupos preparados com broca diamantada e laser não se verificaram diferenças significativas
ARI (original/modificado)	(magnificação 10x - Original)	(magnificação 10x - Original)	(magnificação x10 - Original)

Força de adesão de brackets ortodônticos a compósito, utilizando diferentes sistemas adesivos e diferentes preparações de superfície

<p>Nos grupos sem preparação, com preparação com ácido ortofosfórico e preparação com ácido hidrófluorídrico, a falha ocorreu na interface adesivo-compósito; No grupo preparado com a broca diamantada, a falha ocorreu na interface adesivo-<i>bracket</i>.</p>	<p>Nos grupos em que se utilizou a preparação de superfície com broca, o <i>score</i> foi sempre 3; Nos grupos em que se utilizou o jato de óxido de alumínio a fratura foi na base do compósito.</p>	<p>Nos grupos de preparação com jato de óxido de alumínio e broca diamantada, as pontuações de ARI variaram entre 2 e 3; Nos grupos preparados com ácido ortofosfórico e laser, as pontuações de ARI variaram entre 0 e 1.</p>
---	---	--

II. MATERIAIS E MÉTODOS

2.1. Método de Pesquisa Bibliográfica

Para a realização da presente investigação, bem como revisão bibliográfica, recorreu-se a uma pesquisa nos motores de busca digital e a bases de dados da SciELO, B-On, Pubmed, Cochrane e Google Académico.

Para uma possível elaboração da revisão bibliográfica foram, também, utilizados livros. Para tal, recorreu-se à biblioteca do Instituto Universitário Egas Moniz (IUEM).

As palavras-chave utilizadas foram as seguintes: *brackets*, compósito, preparação de superfície, força de resistência ao cisalhamento, força de adesão, adesão de *brackets*. Todos os artigos científicos analisados, encontravam-se em Português ou Inglês.

Durante a pesquisa foi possível observar uma escassez de estudos elaborados sobre métodos de preparação de superfície de compósito para colagem de *brackets*, sendo os estudos encontrados essencialmente relativos a cerâmicas ou amálgama. Talvez, por ser um sistema adesivo recente, apenas foi encontrado um estudo sobre a aplicação do Assure® Plus All^{***} para adesão de *brackets* a compósito.

2.2. Amostra

Foram realizados 12 blocos de compósito, cada um constituído por quatro faces vestibulares iguais às de um pré-molar, formando uma amostra total de 48 faces vestibulares.

Para a realização das amostras em compósito, procedeu-se inicialmente à elaboração de amostras em cerâmica para posterior realização de um molde em silicone transparente, a ser preenchido com resina composta. Assim, começou por ser feita uma digitalização de um pré-molar através do *scanner* CAD/CAM Vinyl^{†††} (Figura 1). De seguida, recorrendo ao programa 3D Builder^{‡‡‡}, foi elaborado um protótipo do bloco de cerâmica contendo 4 faces vestibulares do mesmo pré-molar (Figura 2). Por fim, foi realizada a fresagem dos blocos de cerâmica através da fresadora de CAD/CAM CORiTEC 250i^{§§§} e o programa iCAM V5 smart^{****} (Figura 3).

*** 3M Unitek, Monrovia, California, EUA

††† Smart Optics Sensortechnik GmbH, Bochum, Germany

‡‡‡ 3D Builder, © Microsoft Corporation

§§§ Imes-icore® GmbH, Eiterfeld, Germany

**** Imes-icore® GmbH, Eiterfeld, Germany

Força de adesão de brackets ortodônticos a compósito, utilizando diferentes sistemas adesivos e diferentes preparações de superfície

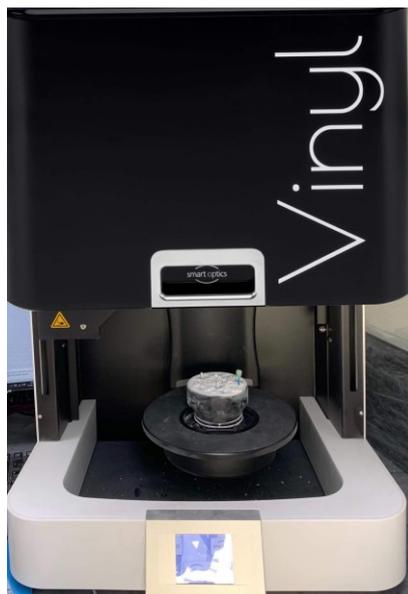


Figure 1:Scanner CAD/CAM Vinyl.

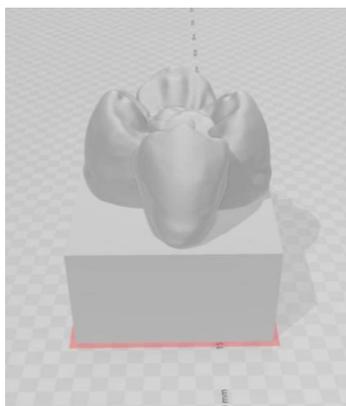


Figure 2:Protótipo dos blocos de cerâmica contendo as quatro faces de pré-molar, no programa 3D Builder.



Figure 3:Fresadora CAD/CAM CORiTEC 250i.

Foi realizada uma impressão, com um silicone transparente, de duas amostras em cerâmica previamente elaboradas, de modo a reproduzir fielmente as amostras em compósito. Após a preza estar concluída, foi compactada resina Filtek™ Z250^{††††}, na cor A2, no interior do silicone transparente e, posteriormente, fotopolimerizada (Figura 4 e 5).



Figure 4: Silicone transparente para realização das amostras em compósito.



Figure 5: Resina Composta Filtek Z250.

Todas as amostras foram elaboradas pelo mesmo operador, tendo sido fotopolimerizadas com o fotopolimerizador Ortholux™ Luminous Curing Light^{‡‡‡‡} com emissão de luz por diodo (LED, DX), em modo contínuo, com potência de luz de 1600 mW/cm², durante 40 segundos em cada face (Figura 6).

^{††††} 3M ESPE, St Paul, Minnesota, EUA

^{‡‡‡‡} 3M Unitek, Monrovia, EUA



Figure 6: Fotopolimerizador 3M Ortholux™ Luminous.

Por fim, os blocos foram inspecionados, de modo a garantir que não existia nenhum tipo de defeito que pudesse perturbar a adesão futura dos *brackets* (Figura 7).



Figure 7: Blocos de compósito com quatro faces vestibulares. Vista de várias perspectivas.

2.3. Constituição dos grupos de estudo

A amostra, constituída por 48 faces vestibulares de pré-molares em resina composta, foi aleatoriamente distribuída por quatro grupos ($n=12$):

- Grupo 1: preparação de superfície com ácido ortofosfórico 35% e sistema adesivo Transbond™ XT^{§§§§};
- Grupo 2: preparação de superfície com ácido ortofosfórico 35% e sistema adesivo Assure® Plus All;
- Grupo 3: preparação de superfície com jato de óxido de alumínio e sistema adesivo Transbond™ XT;

^{§§§§} 3M Unitek, Monravia, California, EUA

- Grupo 4: preparação de superfície com jato de óxido de alumínio e sistema adesivo Assure® Plus All.

2.4. Metodologia de Investigação

2.4.1. Envelhecimento Inicial da amostra

Após terem sido realizadas todas as amostras, estas foram conservadas na estufa incubadora universal Memmert® INE 4002^{*****}, durante 24 horas a 37°C, para posterior envelhecimento das amostras (Figura 8).



Figure 8: Estufa incubadora universal Memmert® INE 4002.

Para o envelhecimento das amostras de compósito foi utilizada a máquina termocicladora Julabo Labortech®^{†††††}, tendo se realizado 5.000 ciclos, em água destilada, com variação de temperatura entre os 5°C e os 55°C. O tempo de permanência em cada banho foi de 20 segundos e 5 segundos de transferência (Figura 9).

***** Memmert, Schwabach, Germany

††††† Seelbach, Alemanha



Figure 9: Termocicladora Julabo Labortech®.

2.4.2. Colagem dos *brackets* à superfície em Compósito

Para a colagem dos *brackets* recorreu-se à utilização de ácido ortofosfórico 35% (Transbond™ XT Etching Gel System)⁺⁺⁺⁺ e jato de óxido de alumínio EtchMaster®^{ssss}, como métodos de preparação da superfície do compósito, e utilizou-se os sistemas adesivos fotopolimerizáveis, Assure® Plus All e Transbond™ XT, para posterior comparação entre si (Figura 10, 11 e 12). Para todos os grupos foi utilizada a pasta adesiva Transbond™ XT.



Figure 10: Ácido ortofosfórico Transbond™ XT Etching Gel System.

++++ 3M Unitek, Monrovia, California, EUA

ssss Reliance Orthodontic Products, Itasca, Illinois, EUA



Figure 11: Composição jato de óxido de alumínio EtchMaster®.



Figure 12: Assure® Plus All e Transbond™ XT.

Utilizaram-se 48 *brackets* de pré-molares .018 in, Victory Series™, prescrição MBT*****.

A adesão dos *brackets* foi realizada segundo o esquema apresentado na Figura 13, seguindo as informações dos fabricantes. Todos os *brackets* foram colados no mesmo dia, pelo mesmo operador.

***** 3M Unitek, Monrovia, California, EUA

Força de adesão de brackets ortodônticos a compósito, utilizando diferentes sistemas adesivos e diferentes preparações de superfície

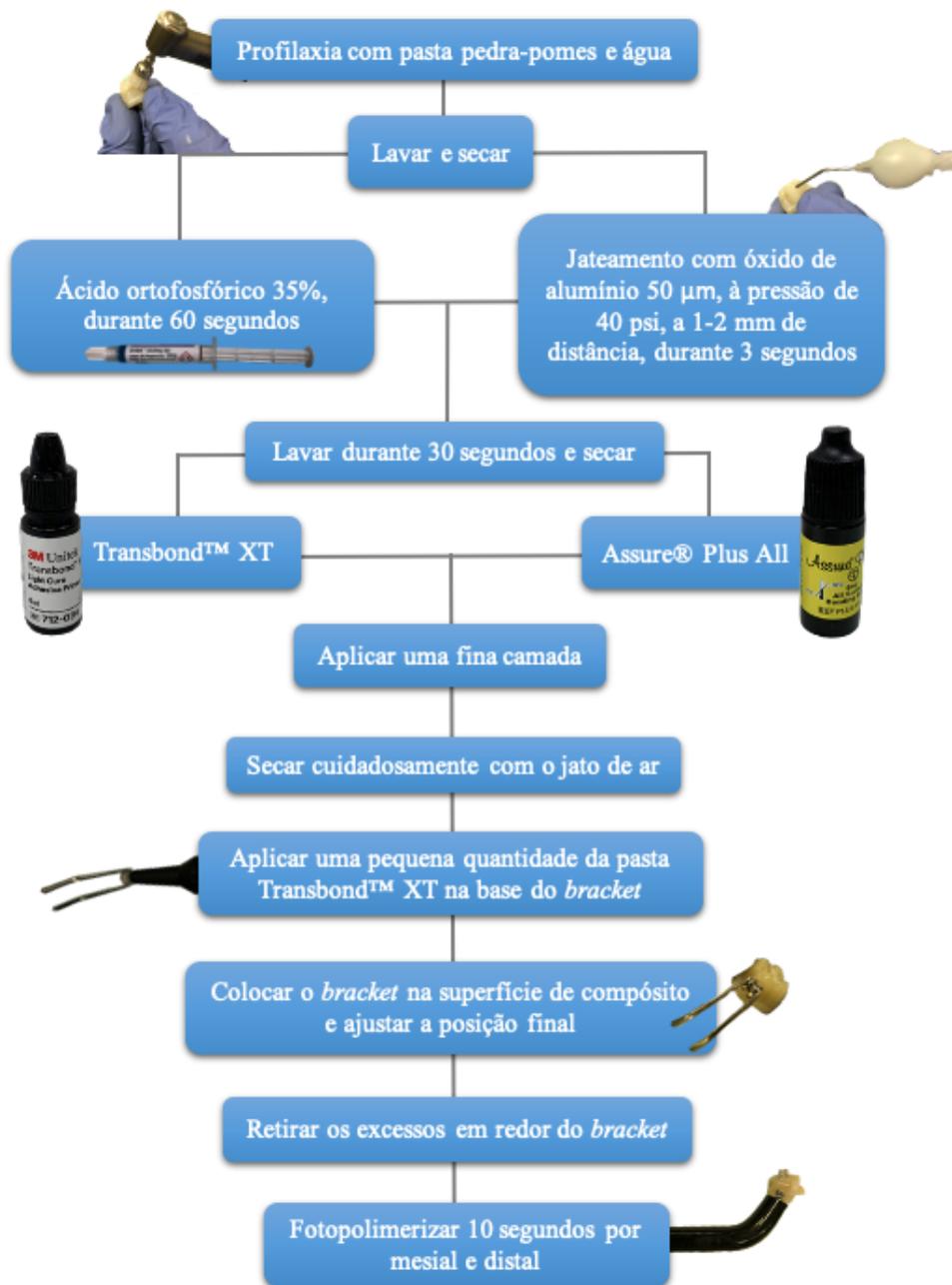


Figure 13: Esquema resumo da adesão de brackets à superfície de compósito.

Para fotopolimerizar o adesivo foi usado o fotopolimerizador Ortholux™ Luminous Curing Light com emissão de luz por diodo (LED, DX), em modo contínuo, com potência de luz de 1600 mW/cm² (Figura 5).

Feita a adesão dos *brackets* ao compósito, as amostras foram guardadas em água destilada, na estufa incubadora universal (Memmert® INE 4002) a 37°C, durante 24 horas (Figura 8).

2.4.3. Envelhecimento da amostra

Após ter sido retirada da estufa, a amostra foi submetida a uma nova termociclagem na máquina termocicladora (Julabo Labortech®) de 10.000 ciclos em água destilada, com variação de temperatura entre 5°C e 55°C. O tempo de permanência em cada banho foram 20 segundos e transferência de 5 segundos (Figura 9).

2.4.4. Determinação da força de adesão

Nesta etapa, começou-se por realizar cilindros de resina acrílica autopolimerizável Schütz Futura Self^{†††††}, de modo a que as amostras pudessem ser testadas na Máquina de Testes Universal (Shimadzu Autograph AG-IS)^{‡‡‡‡‡} (Figura 14).

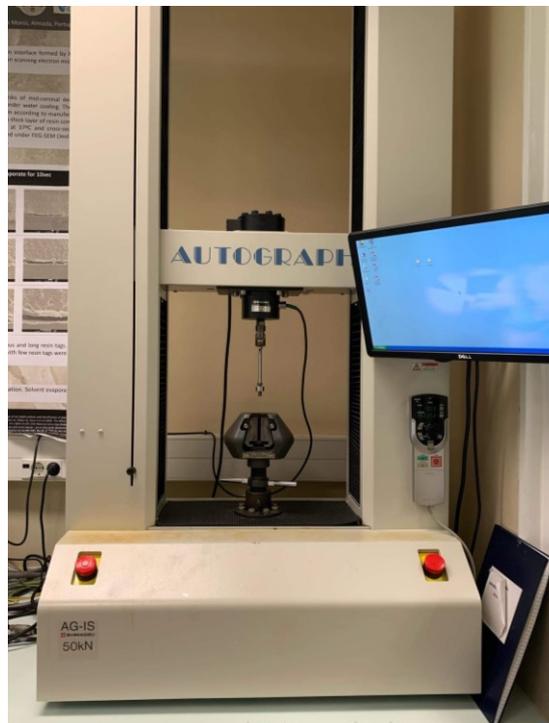


Figure 14:Máquina de Testes Universal (Shimadzu Autograph AG-IS).

Os cilindros de resina acrílica foram elaborados a partir de moldes em metal com um diâmetro interno de 16,30 mm. Na parte interna foi colocada vaselina para ser possível retirar os blocos, após tomada a presa do acrílico (Figura 15).

††††† Schütz Dental Group, Rosbach, Germany
‡‡‡‡‡ Tóquio, Japão

Força de adesão de brackets ortodônticos a compósito, utilizando diferentes sistemas adesivos e diferentes preparações de superfície



Figure 15: Moldes de metal com diâmetro interno 16,30 mm.

Na realização dos testes de cisalhamento, os blocos de acrílico foram colocados na Máquina de Testes Universal, de modo a manter o paralelismo entre a face vestibular, a base do *bracket* e a ansa do dispositivo desenhado exclusivamente para este tipo de testes, a qual ocupou a totalidade das aletas gengivais do *bracket* (Figura 16, A).

Para que os *brackets* não se perdessem, colocou-se um saco de plástico transparente para que estes ficassem contidos no seu interior após a descolagem (Figura 16, B).

Os testes de cisalhamento foram realizados a uma velocidade de 1 mm/min e os resultados foram registados em Newtons (N).



Figure 16: Cilindros montados na Máquina de Testes Universal. A – Vista vestibular; B – Aspetto final com o saco de plástico.

De modo a converter os resultados em MPa, relacionou-se a força necessária à descolagem do *bracket* (N) e a área da base do *bracket* (mm²). Para isso, utilizou-se a seguinte fórmula:

$$MPa = \frac{N}{mm^2}$$

No entanto, para aplicar a fórmula, foi necessário determinar a área do *bracket*. Para isso, foi tirada uma micrografia de um *bracket* novo, do mesmo lote, com o estereomicroscópio Leica MZ6^{§§§§§§} com a ampliação de 10x (Figura 17).



Figure 17:Estereomicroscópio Leica MZ6.

A imagem foi, posteriormente, processada através do programa informático ImageJ 1.45m^{*****}, com a escala pré-definida de 100μm e ampliação de 10x. A partir desta medida conhecida, o programa realizou a conversão de μm para mm.

De seguida, utilizando a ferramenta *wand tracing* foi delimitada a base do *bracket* e posteriormente determinada a sua área que era de 9,858 mm² (Figura 18).

§§§§§§ Leica Microsystems Limitada, Heerbrugg, Suíça
 ***** National Institutes of Health, Maryland, EUA

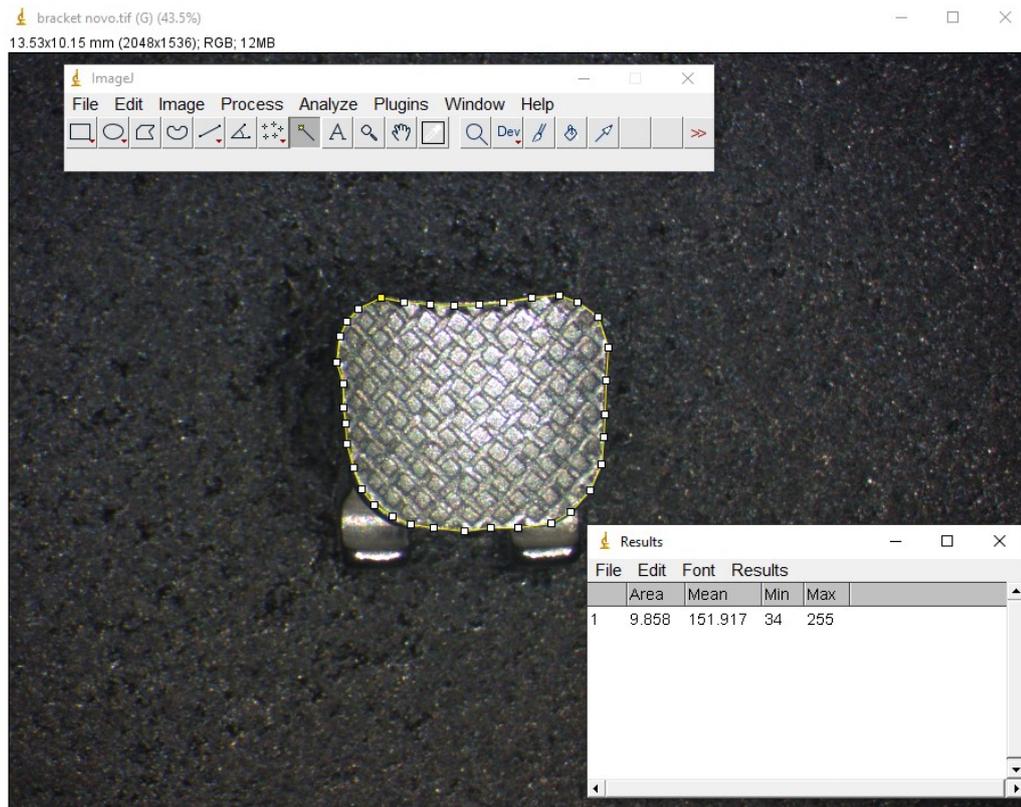


Figure 18: Determinação da área da base do bracket através do programa informático ImageJ 1.45m.

2.4.5. Índice de fratura com o Índice de Remanescente Adesivo (ARI)

Terminados os testes de cisalhamento, as bases dos *brackets* e as superfícies de compósito foram analisados no estereomicroscópio Leica MZ6, com ampliação de 10x, tendo sido retiradas micrografias pelo programa Leica Application Suite version 3.8.0^{††††††††}. Este procedimento foi realizado sempre pelo mesmo operador.

O principal objetivo da determinação deste índice foi avaliar o local de falha da adesão, bem como a quantidade de adesivo que permaneceu na superfície do *bracket*, uma vez que o adesivo remanescente na superfície do compósito não apresenta contraste, logo a sua determinação é dificultada.

Para a quantificação do adesivo remanescente nos *brackets* foi utilizado o ARI modificado, aplicado segundo a Figura 19:

^{††††††††} Leica Microsystems CMG, Suíça

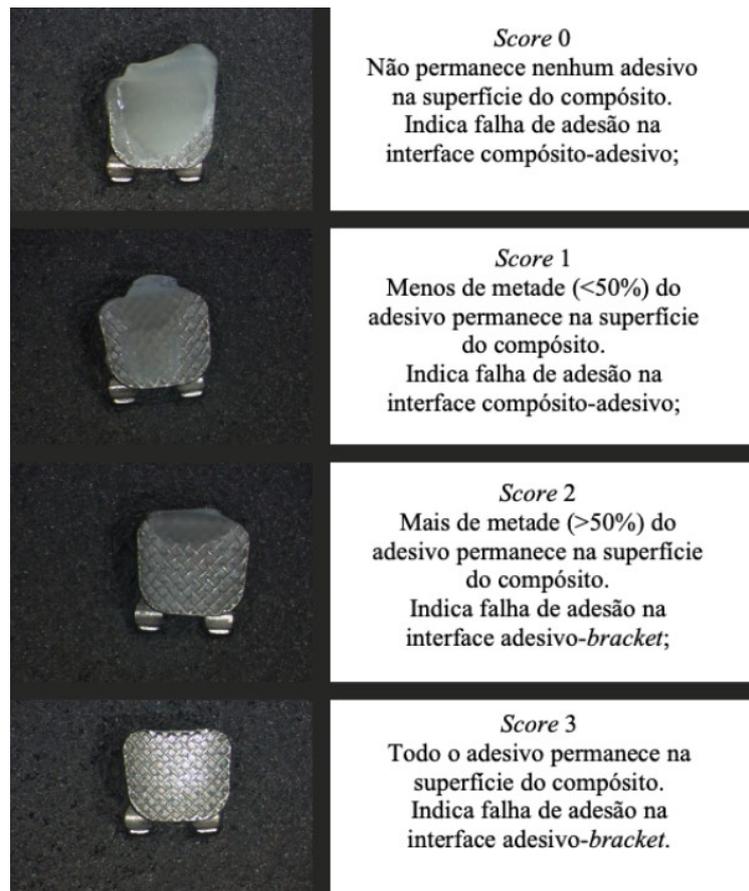


Figure 19: Micrografias ilustrativas e a sua correspondência de ARI⁸⁴.

2.4.6. Metodologia Estatística

O tratamento estatístico dos dados foi realizado com o programa IBM SPSS® Statistics (*Statistical Package for Social Sciences*) versão 2.4. Foram utilizadas metodologias estatísticas descritivas e inferenciais.

Para a análise inferencial, foi realizado um teste ANOVA *One-Way* para comparar os valores médios de força de resistência ao cisalhamento dos quatro grupos, tendo sido considerado o tipo de tratamento da superfície em compósito, bem como o tipo de adesivo utilizado. Previamente, foram validados os pressupostos à realização do teste (adequação à normalidade e homogeneidade de variâncias). De seguida, para perceber entre quais dos grupos havia diferenças, foi realizado o teste Tukey.

Foi realizado o teste não-paramétrico Kruskal-Wallis para observar a existência de diferenças significativas, entre os grupos, dos valores obtidos do ARI. Este, por ser um método de recolha de dados qualitativos, foram analisadas e comparadas as medianas dos quatro grupos.

Na análise inferencial o nível de significância aplicado foi 5% ($p \leq 0,05$).

Força de adesão de brackets ortodônticos a compósito, utilizando diferentes sistemas adesivos e diferentes preparações de superfície

III. RESULTADOS E DISCUSSÃO

3.1. Resultados

3.1.1. Resistência adesiva

Para este estudo foi constituída uma amostra de 48 faces vestibulares de pré-molares em compósito, tendo sido distribuídas por quatro grupos, constituídos por 12 elementos cada.

Na Tabela 2 são apresentados os resultados da estatística descritiva (média e desvio padrão) para a força de adesão obtida pelos testes de cisalhamento, para cada um dos grupos da amostra.

Tabela 2: Análise descritiva da força de adesão obtida por testes de cisalhamento (MPa).

Grupo	N	Média	Desvio Padrão
1	12	7,10	1,42
2	12	6,69	1,97
3	12	8,57	1,10
4	12	8,75	1,69

Anteriormente à aplicação do teste ANOVA, foram verificados os pressupostos de normalidade e homogeneidade de variância, tendo sido validados. Com esse fim, foi aplicado o teste Kolmogorov-Shmirnov & Shapiro-Wilk e o teste Levene. Os *outliers* que se verificam no gráfico *Boxplot* da Figura 20, não foram removidos uma vez que não alteravam o comportamento da amostra.

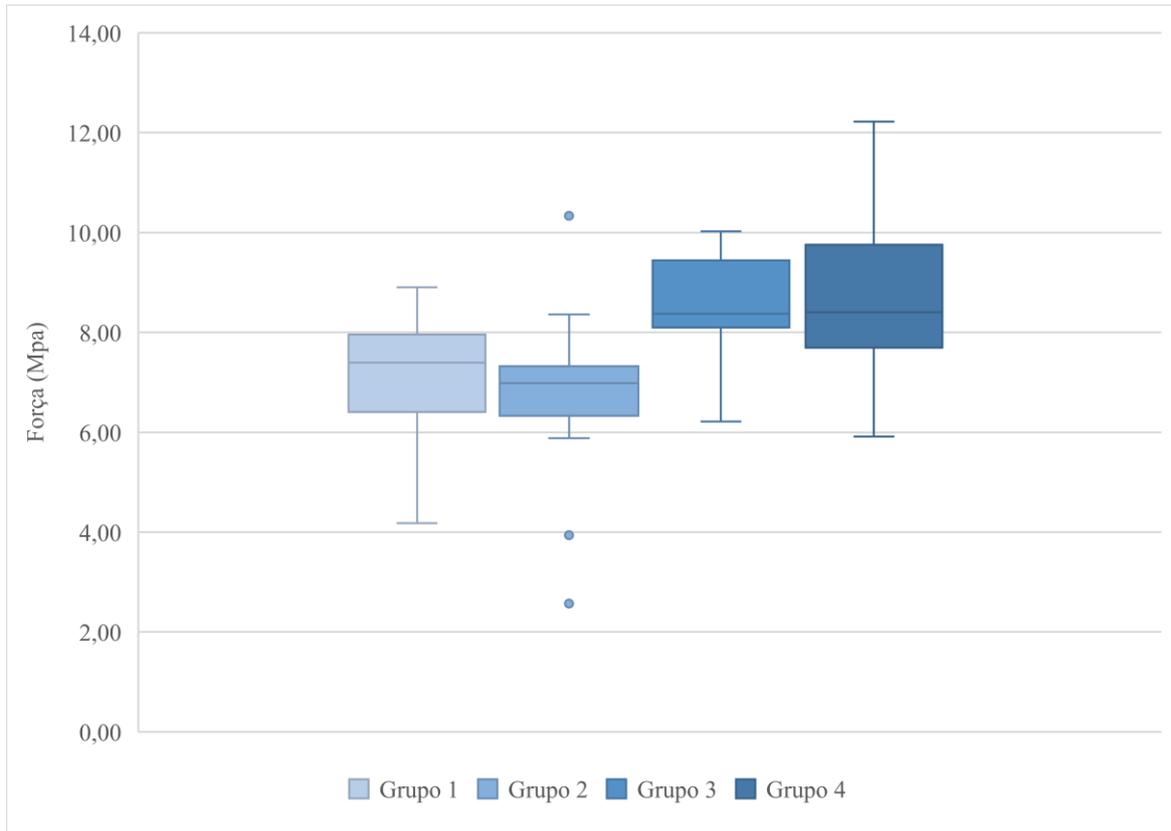


Figure 20:Gráfico Boxplot da distribuição das variâncias dos grupos amostrais.

Após terem sido validados os pressupostos necessários, foi aplicado o teste de análise de variância ANOVA *One-way*, com resultados apresentados na Tabela 3.

Tabela 3:Resultados da análise de variância (ANOVA *One-way*).

	Soma dos Quadrados	df	Quadrado Médio	Z	Sig.
Entre Grupos	38,40	3	12,80	5,12	0,004

Deste modo, foi verificada a presença de diferenças estatisticamente significativas entre os quatro grupos em relação à força de adesão ($p \leq 0,05$). Com o intuito de esclarecer as diferenças existentes entre cada um dos grupos, foi posteriormente realizado o teste de comparações múltiplas de Tukey, comparando-os entre si. Os resultados obtidos encontram-se na Tabela 4.

Tabela 4: Comparação da força de adesão pelos testes de cisalhamento entre os quatro grupos através do teste de Tukey.

Comparação entre Grupos	Sig. (<i>p</i> -value)
1-2	0,922
1-3	0,119
1-4	0,066
2-3	0,028*
2-4	0,014*
3-4	0,993

* $p \leq 0,05$

A partir da análise da Tabela 4, podemos verificar que existem diferenças estatisticamente significativas entre o Grupo 2 (ácido ortofosfórico e Assure® Plus All^{#####}) e o Grupo 3 (jato de óxido de alumínio e Transbond™ XT^{#####}), bem como entre o Grupo 2 (ácido ortofosfórico e Assure® Plus All) e o Grupo 4 (jato de óxido de alumínio e Assure® Plus All), ($p \leq 0,05$). No entanto, no caso dos restantes grupos não se verificaram diferenças estatisticamente significativas entre métodos ($p > 0,05$).

3.1.2. Índice de Remanescente Adesivo

Para a caracterização da falha adesiva, os dados foram agrupados segundo a sua frequência e distribuição (Tabela 5).

Tabela 5: Frequência de distribuição dos valores de ARI por grupo amostral.

Grupos	0	1	2	3
1	0	3	9	0
2	0	1	11	0
3	0	1	11	0
4	1	3	8	0

Reliance Orthodontic Products, Itasca, Illinois, EUA
 ##### Light Cure; 3M Unitek, Monrovia, Califórnia, EUA

Relativamente à distribuição da falha adesiva, verifica-se que não existiram praticamente oscilações ao nível do valor do ARI, à exceção do grupo 4, em que existe uma maior distribuição pelos diversos *scores* de ARI. Pela avaliação da Tabela 5, a maior frequência foi ao nível do 2, que indica que mais de metade do adesivo permaneceu na superfície de compósito, indicando uma falha adesiva na interface adesivo-*bracket*.

Foi, ainda, elaborada a análise Kruskal-Wallis (Tabela 6) em que se obteve um valor de $p=0,283$, concluindo que não existem diferenças estatisticamente significativas entre o local da falha adesiva entre grupos ($p>0,05$).

Tabela 6: Teste Kruskal-Wallis aos valores de ARI entre os diferentes grupos.

Grupo	Mediana ± Amplitude Interquartil	Significância (<i>p</i>)
1	2,0 ± 1,0	0,283
2	2,0 ± 0	
3	2,0 ± 0	
4	2,0 ± 1,0	

3.2. Discussão

3.2.1. Escolha da investigação

O principal objetivo do presente estudo foi comparar a força de adesão de *brackets* ortodônticos a superfícies de compósito, utilizando diferentes tipos de adesivos, nomeadamente o Transbond™ XT e o Assure® Plus All, bem como distintas técnicas de preparação de superfície, com ácido ortofosfórico 35% e com o jato de óxido de alumínio.

O adesivo Assure® Plus All é relativamente recente e tem como indicação uma adesão eficaz a uma variedade de superfícies, nomeadamente em restaurações em compósito¹⁰. Assim, decidiu-se compará-lo com o adesivo Transbond™ XT, por ser um sistema adesivo muito estudado, funcionando como grupo de controlo⁸⁷. Foram utilizadas as preparações protocolo de cada uma das marcas, para perceber se existem diferenças significativas que justifiquem a utilização de cada um.

3.2.2. Escolha do método de investigação

Para determinar o tamanho da amostra deste estudo, foi tido em conta o trabalho de Tayebi et al⁹. Segundo os autores, o número ideal por grupo amostral, de modo a obter uma confiança de 80%, era, no mínimo, de 10 amostras por grupo. Assim sendo, foram elaboradas 48 amostras, divididas por 4 grupos, constituídos por 12 elementos cada.

Segundo Cal Neto & Miguel⁸⁸, foram analisadas várias metodologias *in vitro* de estudos de adesão em Ortodontia. A conclusão retirada foi que, por motivos Ortodônticos, os dentes mais frequentemente extraídos são os pré-molares. Assim, a utilização destes dentes deveria ser padronizada em investigações, de modo a facilitar a análise de dados. Desta forma, a amostra selecionada, no presente estudo, foi de 48 faces vestibulares de pré-molares, sendo que se optou por juntar 4 faces vestibulares por elemento.

Antes da colagem dos *brackets*, as amostras foram armazenadas em água destilada, numa estufa a 37°C, durante 24 horas. Passado este tempo, foram retiradas e colocadas imediatamente na termociclagem, como indicado pela Norma ISO/TS 11405:2015¹². Cada ciclo consistiu na imersão das amostras em água fria e quente, entre os 5°C e os 55°C, respetivamente, com um tempo de permanência de 20 segundos em cada banho e tempo de transferência de 5 segundos^{9,12}. Durante este processo, o compósito fica saturado de água, resultando numa inativação dos radicais livres⁹. Deste modo, a água quente vai acelerar o processo de hidrólise, resultando na infiltração na interface fragilizada, bem como a eliminação dos monómeros de resina não polimerizados. Por outro lado, como o coeficiente de contração no compósito é elevado, as alterações de temperatura podem resultar na degradação do mesmo podendo levar à formação de pequenas fissuras, bem como na movimentação dos fluidos no seu interior^{9,89}. Segundo vários artigos, sabe-se que a força de adesão existente entre o compósito envelhecido e a resina para adesão dos *brackets*, aquando da colagem, vai diminuindo com o envelhecimento e o contacto contínuo com a saliva. Este fenómeno verifica-se devido à diminuição dos grupos de metacrilatos não reativos promotores da adesão⁶⁷. Na literatura, não existe consenso sobre qual o método de envelhecimento das amostras que resulta numa melhor simulação da cavidade oral⁶⁷. Desta forma, vários estudos não realizam este passo, pelo que os resultados da força de adesão obtidos nesses estudos em média foram maiores⁹.

Para a adesão dos *brackets* ortodônticos à superfície de compósito, iniciou-se, tal como sugerido pelos fabricantes, pela realização de uma profilaxia com pasta de pedrapomes e água com uma escova profilática, montada em contra-ângulo a baixa rotação. Este mecanismo, realizado antes do método de preparação da superfície selecionado, vai permitir um aumento da energia de superfície, bem como remover os contaminantes existentes⁹⁰.

Foram estudados vários métodos para melhorar a ligação entre superfícies de compósito e os adesivos ortodônticos, concluindo-se que esta se pode realizar recorrendo a uma adesão mecânica ou química. No caso da retenção mecânica, esta é dada com o aumento da rugosidade da superfície. Por outro lado, a adesão química é possível, através da aplicação de agentes de união, promovendo o humedecimento da superfície⁶⁷.

O sistema Transbond™ XT é o mais estudado de todos os sistemas adesivos ortodônticos, uma vez que este é utilizado como grupo de controlo na maioria dos testes de adesão⁸⁷. Por outro lado, a Reliance® Orthodontic Products lançou recentemente o Assure® Plus All, sendo apresentado como uma solução para alguns dos desafios encontrados na colagem de *brackets* a diferentes superfícies, nomeadamente às resinas compostas, devido à adição na sua composição de dimetacrilato bifenílico¹⁰.

A adesão dos *brackets* à superfície, realizou-se segundo as indicações dos fabricantes para os dois grupos de controlo, nomeadamente, o grupo contemplado pelo ácido ortofosfórico com o sistema adesivo Transbond™ XT e o grupo do jato de óxido de alumínio com o Assure® Plus All. Para os restantes grupos, cruzaram-se os dois métodos anteriormente explicados, de modo a utilizar o ácido ortofosfórico com o Assure® Plus All e o jato de óxido de alumínio com o Transbond™ XT.

Posto isto, as amostras foram submersas em água destilada a 37°C, durante 24 horas com o objetivo de induzir alguma degradação hidrolítica entre a superfície e o adesivo. Passado este tempo, as amostras foram retiradas imediatamente dos 37°C e colocadas na máquina de termociclagem, como previsto pela Norma ISO/TS 11405:2015^{12,91}. A realização da segunda termociclagem, tem como finalidade testar a durabilidade da adesão em meio intra-oral fictício durante ações rotineiras, como a ingestão de água, de alimentos ou mesmo a respiração^{89,92}. Gale & Darvell⁹² sugerem 10.000 ciclos de termociclagem, uma vez que corresponde a um ano de mimetismo *in*

vitro de contração e expansão. Estudos anteriores, em que se utilizaram grandes amplitudes térmicas, bem como uma grande duração do processo, relataram que a termociclagem afetou negativamente os resultados da força de adesão⁹. Desta forma, no presente estudo optou-se pela realização dos 10.000 ciclos, simulando um ano de tratamento ortodôntico. Tal como na primeira termociclagem realizada, os ciclos consistiram na imersão de água fria e quente, entre os 5°C e os 55°C, respetivamente, com um tempo de permanência de 20 segundos e 5 segundos de tempo de transferência.

Para se determinar a força de adesão, decidiu-se realizar o teste que demonstra mais semelhanças com o ambiente da cavidade oral a que os *brackets* estão sujeitos, durante o decurso do tratamento ortodôntico. Segundo Millet & McCabe⁹³, o teste mais frequentemente utilizado é o cisalhamento, em vez do teste de tração, uma vez que é o que leva às falhas de adesão mais representativas do ambiente oral.

De modo a alcançar uma forma padrão de realizar os testes de cisalhamento, fora do meio oral, Fox⁹⁴ sugeriu a colocação das amostras em blocos de acrílico. No entanto, esta técnica não permite a eliminação total dos erros provocados pela orientação da força, mas torna este processo reprodutível e padronizado. Na obtenção pura dos resultados deste tipo de teste, a força deveria ser aplicada diretamente na interface adesivo-*bracket*. No entanto, como não é possível uma aplicação direta, a maioria dos estudos utiliza uma ansa de aço na máquina de teste universal, que terá como encaixe as aletas gengivais do *bracket*, tornando a aplicação da força indireta ao local pretendido⁹⁴. No presente estudo, foi utilizada uma ansa de aço colocada paralelamente à interface adesivo-*bracket*, que ocupava completamente as aletas gengivais. Assim, a distância entre o ponto de aplicação da força e a interface *bracket*-adesivo foi igual para todas as amostras.

A padronização da velocidade das forças de cisalhamento aplicadas pela máquina de teste universal é, ainda, um tema pouco abordado, pelo que dificulta a comparação entre estudos. A utilização de diferentes valores, provoca oscilações nos resultados das forças de adesão⁸⁸. No entanto, o presente estudo regeu-se pela Norma ISO 29022:2013⁹⁵, bem como pelo estudo de Tayebi et al⁹, que sugere uma velocidade de 1mm/min.

Por fim, para a avaliação qualitativa do adesivo remanescente, foi utilizado o Índice de Remanescente Adesivo (ARI) modificado com uma magnificação de 10x, como realizado na maioria dos estudos comparativos^{6,9,67}.

3.2.3. Discussão dos resultados

O principal objetivo da presente investigação foi comparar a força de adesão de *brackets* ortodônticos a superfícies de compósito envelhecidos, utilizando diferentes tipos de adesivos, bem como distintas técnicas de preparação de superfície.

Os resultados obtidos permitem concluir que existem diferenças estatisticamente significativas na força de adesão entre os Grupos 2 e 3 (ácido ortofosfórico e Assure® Plus All, jato de óxido de alumínio e Transbond™ XT, respetivamente), bem como entre os grupos 2 e 4 (ácido ortofosfórico e Assure® Plus All; jato de óxido de alumínio e Assure® Plus All, respetivamente), ou seja, entre o grupo que apresentou os piores resultados de força de adesão no teste de resistência ao cisalhamento (Grupo 2: $6,69 \pm 1,97$ MPa), comparativamente com os grupos que obtiveram maiores níveis de força de adesão (Grupo 3: $8,57 \pm 1,10$ MPa e Grupo 4: $8,75 \pm 1,69$ MPa). A confirmação desta afirmação pode ser verificada na Tabela 3, referente ao teste de Tukey, que compara os quatro grupos entre si e apresenta o valor de significância para cada uma dessas comparações. Assim, os valores obtidos de *p-value* foram inferiores a 0,05. Desta forma, aceita-se a hipótese nula, no caso da problemática 1 e rejeita-se a hipótese nula da problemática 2, aceitando-se a hipótese alternativa, uma vez que a força de adesão de *brackets* ortodônticos a compósito é igual quando utilizado o sistema adesivo Assure® Plus All ou o sistema adesivo Transbond™ XT, mas não é igual quando se utiliza a preparação de superfície com ácido ortofosfórico 35% ou jato de óxido de alumínio.

Regra geral, os valores de força de adesão com a utilização do método de preparação de superfície com o jato de óxido de alumínio, quando comparado com a aplicação de ácido ortofosfórico, foram superiores utilizando ambos os sistemas adesivos estudados. Os valores médios de resistência adesiva obtidos nos Grupos 1, 2, 3 e 4 ($7,10 \pm 1,42$ MPa, $6,69 \pm 1,97$ MPa, $8,57 \pm 1,10$ MPa e $8,75 \pm 1,69$ MPa, respetivamente) encontram-se dentro do intervalo entre 6 MPa e 10 MPa, definido para a adesão de *brackets* ortodônticos a compósito, uma vez que a adesão dos *brackets* às superfícies deve ser forte o suficiente para suportar as forças que são provocadas sobre este, mas também deve ser de fácil remoção para não danificar o dente, ou a superfície de compósito⁹.

Relativamente ao condicionamento com ácido ortofosfórico vários estudos relatam que este apenas consegue remover os contaminantes da superfície do compósito,

não provocando qualquer tipo de alteração na topografia da superfície^{9,67}. Através dos dados obtidos na presente investigação é possível verificar que os resultados da resistência adesiva nos grupos constituídos pelo ácido ortofosfórico foram inferiores aos grupos preparados com o jato de óxido de alumínio. Para a adesão dos *brackets* à superfície de compósito é necessário realizar rugosidades na superfície, de modo a permitir a adesão mecânica. No entanto, num estudo de Najafi et al⁶, onde utilizaram ácido ortofosfórico a 38% para preparação da superfície de compósito, aplicado durante 60 segundos, quando observado ao microscópio eletrónico verificou-se uma superfície lisa e homogénea.

Por outro lado, no estudo de Bayram et al⁶⁷, da análise por microscopia eletrónica foi possível visualizar a existência de micro-rugosidades geradas na superfície do compósito, provocadas pela preparação de superfície com o jato de óxido de alumínio. Estes dados são também relatados por um estudo de Demirtas et al, que elege o jato de óxido de alumínio como o método ideal de preparação da superfície do compósito, por permitir preparar uma área mínima⁹. Num estudo realizado por Tayebi et al⁹, os resultados apresentados estão de acordo com os da presente investigação, em que nos grupos preparados com o jato de óxido de alumínio se verificou uma tendência para valores de força de adesão superiores, comparativamente com o outro método de preparação da superfície, independentemente do tipo de adesivo utilizado.

Relativamente ao ARI, os resultados obtidos na presente investigação demonstraram que não existem diferenças estatisticamente significativas ($p=0,283$) na falha de adesão de *brackets* ortodônticos colados à superfície de compósito, utilizando a preparação de superfície, quer com ácido ortofosfórico quer com o jato de óxido de alumínio, bem como com a utilização de ambos os sistemas adesivos, Assure® Plus All e Transbond™ XT. Aceita-se, assim, a hipótese nula da problemática 3 e 4 da investigação, concluindo-se que a falha de adesão é idêntica utilizando o sistema adesivo Assure® Plus All ou o sistema adesivo Transbond™ XT, bem como utilizando a preparação de superfície com ácido ortofosfórico ou jato de óxido de alumínio.

A partir da Tabela 6, é possível verificar que os resultados em todos os grupos se mantiveram num valor de mediana de ARI modificado na pontuação 2, indicando que a falha adesiva ocorreu maioritariamente na interface adesivo-*bracket*, apesar de também se terem verificado valores de falha de adesão na interface compósito-adesivo para todos

os grupos. No estudo de Bayram et al⁶⁷, o grupo preparado com o ácido ortofosfórico, apesar de numa concentração superior (38%), apresentou 100% dos *scores* de ARI original de 0, o que significa que nenhum do adesivo permaneceu na superfície de compósito, indicando falha de adesão na interface adesivo-compósito. Concluiu-se que estes resultados estão relacionados com uma fraca adesão entre o adesivo e o compósito. No entanto, o mesmo não se verificou no presente estudo em que a falha de adesão se encontrou, predominantemente, na interface adesivo-*bracket*. Por outro lado, o estudo de Najafi et al⁶, relativo à falha de adesão no grupo preparado com o jato de óxido de alumínio, verificaram *scores* de ARI original de 2 e 3, o que significa que permaneceu mais de 50% ou todo o adesivo no compósito, respetivamente. Estes *scores* estão relacionados com falhas adesivas na interface adesivo-*bracket*, concluindo-se que estes valores estão relacionados com uma alta resistência de adesão entre o adesivo e a restauração, tal como é descrito na presente investigação. Quando ocorre descolagem dos *brackets* da superfície de compósito é preferível que a falha se localize na interface adesivo-*bracket*, uma vez que ao permanecer grande parte do adesivo na superfície de compósito é evitada a fratura do mesmo⁸⁶. Para prevenir o acumulo de placa bacteriana e descoloração das resinas compostas, o adesivo deve ser cuidadosamente removido da superfície de compósito e polido, de modo a restabelecer a superfície lisa e brilhante como no início do tratamento^{6,67}.

3.2.4. Limitação da investigação

A principal limitação encontrada é o facto de as condições *in vivo* não serem exatamente iguais às *in vitro*, dadas as diferenças entre pacientes, pelo que a extrapolação de resultados seja dificultada.

Outra limitação encontrada é o facto de haver um número reduzido de estudos que investiguem a utilização do sistema adesivo Assure® Plus All nas superfícies de resina composta, pelo que impossibilitou uma comparação mais abrangente dos resultados.

3.2.5. Sugestões para estudos futuros

Apesar de ao longo da pesquisa bibliográfica ter-se verificado uma grande quantidade de estudos realizados sobre a adesão de *brackets* às superfícies de cerâmicas e amálgama, o mesmo não se verificou relativamente às resinas compostas. Nos estudos

encontrados não existia uma metodologia uniforme, sendo que cada estudo seguia a sua. Deste modo, a padronização das técnicas utilizadas, bem como da metodologia, seria uma mais valia para a comparação dos resultados entre estudos.

Para além do referido, seria bastante valioso a realização de estudos semelhantes ao atual em que se realiza a comparação dos mesmos ou outros métodos de preparação da superfície de compósitos, utilizando o sistema adesivo Assure® Plus All.

Força de adesão de brackets ortodônticos a compósito, utilizando diferentes sistemas adesivos e diferentes preparações de superfície

IV. CONCLUSÃO

Com base nos resultados obtidos na presente investigação é possível concluir que:

- Ambos os sistemas adesivos apresentam forças de adesão semelhantes, quando utilizado o mesmo método de preparação de superfície de compósito;
- A utilização da preparação de superfície com jato de óxido de alumínio demonstrou-se a mais eficaz em superfícies com resina composta, utilizando ambos os sistemas adesivos estudados;
- Em todos os grupos, as falhas de adesão ocorreram predominantemente na interface adesivo-*bracket*.

Força de adesão de brackets ortodônticos a compósito, utilizando diferentes sistemas adesivos e diferentes preparações de superfície

V. BIBLIOGRAFIA

1. Bowen RL. Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. *J Am Dent Assoc.* 1963;66(1):57–64.
2. Gonçalves MA, Teixeira VCF, Rodrigues SSMFG, de Oliveira RSMF, Salvio LA. Evaluation of the roughness of composite resins submitted to different surface treatments. *Acta Odontol Latinoam.* 2012;25(1):89–95.
3. Ilie N, Hickel R. Resin composite restorative materials. *Aust Dent J.* 2011;56(1):59–66.
4. Ferracane JL. Resin composite - State of the art. *Dent Mater.* 2011;27(1):29–38.
5. Jandt KD, Mills RW. A brief history of LED photopolymerization. *Dent Mater.* 2013;29(6):605–17.
6. Zarif Najafi H, Mousavi M, Nouri N, Torkan S. Evaluation of the effect of different surface conditioning methods on shear bond strength of metal brackets bonded to aged composite restorations. *Int Orthod.* 2019;17(1):80–8.
7. Ewoldsen N, Demke RS. A review of orthodontic cements and adhesives. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2001;120(1):45–8.
8. Fonseca DDD, Costa DPTS da, Cimões R, Beatrice LC de S, Araújo AC da S. Adesivos para colagem de braquetes ortodônticos. *RGO.* 2010.
9. Tayebi A, Fallahzadeh F, Morsaghian M. Shear bond strength of orthodontic metal brackets to aged composite using three primers. *J Clin Exp Dent.* 2017;9(6):e749–55.
10. Gange P. The evolution of bonding in orthodontics. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2015;147(4):56–63.
11. Hilton TJ, Ferracane JL, Broome J: *Summitt's fundamentals of operative dentistry: A contemporary Approach.* 4th Ed. Chicago: Quintessence Publishing; 2013.
12. Norma ISO/TS 11405:2015. (s.d.).
13. Marshall SJ, Bayne SC, Baier R, Tomsia AP, Marshall GW. A review of adhesion science. *Dent Mater.* 2010;26(2):11–6.
14. Perdigão J, Reis A, Loguercio AD. Dentin adhesion and MMPs: A comprehensive review. *J Esthet Restor Dent.* 2013;25(4):219–41.
15. De Munck J, Van Landuyt KL, Coutinho E, Poitevin A, Peumans M, Lambrechts P, et al. Fatigue resistance of dentin/composite interfaces with an additional

- intermediate elastic layer. *Eur J Oral Sci.* 2005;113(1):77–82.
16. Perdigão J. New Developments in Dental Adhesion. *Dent Clin North Am.* 2007;51(2):333–57.
 17. Tjäderhane L. Dentin bonding: Can we make it last? *Oper Dent.* 2015;40(1):4–18.
 18. Anusavice KJ. *Phillips' Science of Dental Materials.* 11th Ed. Elsevier Saunders; 2013.
 19. Coelho A, Canta JP, Martins JNR, Oliveira SA, Marques P. Perspetiva histórica e conceitos atuais dos sistemas adesivos amelodentinários - revisão da literatura. *Rev Port Estomatol Med Dent e Cir Maxilofac.* 2012;53(1):39–46.
 20. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res.* 1955;34(6):849–53.
 21. Sezinando A. Looking for the ideal adhesive - A review. *Rev Port Estomatol Med Dent e Cir Maxilofac.* 2014;55(4):194–206.
 22. Vinagre AR, Messias AL, Gomes MA, Costa AL, Ramos JC. Effect of time on shear bond strength of four orthodontic adhesive systems. *Rev Port Estomatol Med Dent e Cir Maxilofac.* 2014;55(3):142–51.
 23. Silva E Souza MH, Carneiro KGK, Lobato MF, Silva E Souza PAR, de Goes MF. Adhesive systems: Important aspects related to their composition and clinical use. *J Appl Oral Sci.* 2010;18(3):207–14.
 24. Alex G. Universal adhesives: the next evolution in adhesive dentistry? *Compend Contin Educ Dent.* 2015;36(1).
 25. Pashley DH, Tay FR, Breschi L, Tjäderhane L, Carvalho RM, Carrilho M, et al. State of the art etch-and-rinse adhesives. *Dent Mater.* 2011;27(1):1–16.
 26. Fusayama A, Kohno A. Marginal closure of composite restorations with the gingival wall in cementum/dentin. *J Prosthet Dent.* 1989;61(3):293–6.
 27. Guerreiro RFR. Influência do condicionamento ácido no branqueamento intrínseco com peróxido de carbamida 16%. [Tese de Mestrado]. [Monte da Caparica]: Instituto Universitário Egas Moniz; 2018.
 28. Sofan E, Sofan A, Palaia G, Tenore G, MD, Romeo U, Migliau G. Classification review of dental adhesive systems: from the IV generation to the universal type. 2017;8(1):1–17.
 29. Salvio LA, Di Hipólito V, Martins AL, de Goes MF. Hybridization quality and bond strength of adhesive systems according to interaction with dentin. *Eur J Dent.* 2013;7(3):315–26.

30. Bello DM de A, Fonseca DDD, Silva CHV da, Beatrice LC de S. Aspectos importantes na escolha dos adesivos autocondicionantes. *Odontol clín-cient.* 2011;10(1):9–11.
31. Rodrigues S, Oliveira N, Chasqueira F, Portugal J, Arantes-Oliveira S. Permeabilidade dentinária e morfologia da interface adesiva de diferentes sistemas adesivos. *Rev Port Estomatol Med Dent e Cir Maxilofac.* 2015;56(1):42–50.
32. Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, De Munck J, Van Landuyt KL. State of the art of self-etch adhesives. *Dent Mater.* 2011;27(1):17–28.
33. Muñoz MA, Luque I, Hass V, Reis A, Loguercio AD, Bombarda NHC. Immediate bonding properties of universal adhesives to dentine. *J Dent.* 2013;41(5):404–11.
34. Sezinando A, Luque-Martinez I, Muñoz MA, Reis A, Loguercio AD, Perdigão J. Influence of a hydrophobic resin coating on the immediate and 6-month dentin bonding of three universal adhesives. *Dent Mater.* 2015;31(10):236–46.
35. Grubisa HSI, Heo G, Raboud D, Glover KE, Major PW. An evaluation and comparison of orthodontic bracket bond strengths achieved with self-etching primer. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2004;126(2):213–9.
36. 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(4):387.
37. Khanehmasjedi M, Naseri MA, Khanehmasjedi S, Basir L. Comparative evaluation of shear bond strength of metallic brackets bonded with two different bonding agents under dry conditions and with saliva contamination. *J Chinese Med Assoc.* 2017;80(2):103–8.
38. Reynolds IR, von Fraunhofer JA. Direct bonding of orthodontic brackets--a comparative study of adhesives. *Br J Orthod.* 1976;3(3):143–6.
39. Nicholson JW. Adhesive dental materials—A review. *Int J Adhes Adhes.* 1998;18(4):229–36.
40. Pawar RL, Ronad YA, Ganiger CR, Suresh K V, Phaphe S, Mane P. Cements and Adhesives in Orthodontics-An Update. *Biol Biomed Rep.* 2012;2(5):342–7.
41. Ferracane JL, Health O. *Current Trends in Dental Composites.* 1995.
42. Lien W, Vandewalle KS. Physical properties of a new silorane-based restorative system. *Dent Mater.* 2010;26(4):337–44.
43. Hervás-García A, Martínez-Lozano MA, Cabanes-Vila J, Barjau-Escribano A, Fos-Galve P. Composite resins. A review of the materials and clinical indications.

- Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2006;11(2):215-20.
44. Al-Ahdal K, Silikas N, Watts DC. Rheological properties of resin composites according to variations in composition and temperature. *Dent Mater.* 2014;30(5):517–24.
 45. Sideridou ID, Karabela MM, Vouvoudi EC. Physical properties of current dental nanohybrid and nanofill light-cured resin composites. *Dent Mater.* 2011;27(6):598–607.
 46. Júnior PCM, Cardoso RM, Magalhães BG, Guimarães RP, Silva CHV, Beatrice LCS. Selecionando corretamente as resinas compostas. *Int J Dent.* 2011;10(2):91-96.
 47. Mitra SB, Wu D, Holmes BN. An application of nanotechnology in advanced dental materials. *J Am Dent Assoc.* 2003;134(10):1382–90.
 48. Moraes RR, Gonçalves LS, Lancellotti AC, Consani S, Correr-Sobrinho L, Sinhorette MA. Nanohybrid resin composites: Nanofiller loaded materials or traditional microhybrid resins? *Oper Dent.* 2009;34(5):551–7.
 49. Jung M, Eichelberger K, Klimek J. Surface geometry of four nanofiller and one hybrid composite after one-step and multiple-step polishing. *Oper Dent.* 2007;32(4):347–55.
 50. Ferreira ICR. Efeito do meio de armazenamento de dentes decíduos na força de adesão de brackets ortodônticos. [Tese de Mestrado]. [Monte da Caparica]: Instituto Universitário Egas Moniz; 2018.
 51. Øgaard B, Fjeld M. The Enamel Surface and Bonding in Orthodontics. *Semin Orthod.* 2010;16(1):37–48.
 52. Bishara SE, Ostby AW. Bonding and Debonding From Metal to Ceramic: Research and its Clinical Application. *Semin Orthod.* 2010;16(1):24–36.
 53. Neto VLR. Constituição e comparação de adesivos usados em Ortodontia e compreensão das suas capacidades adesivas. [Tese de Mestrado]. [Porto]: Universidade Fernando Pessoa; 2013.
 54. Özcan M, Pekkan G. Effect of different adhesion strategies on bond strength of resin composite to composite-dentin complex. *Oper Dent.* 2013;38(1):63–72.
 55. Rathke A, Tymina Y, Haller B. Effect of different surface treatments on the composite-composite repair bond strength. *Clin Oral Investig.* 2009;13(3):317–23.
 56. Fawzy AS, El-Askary FS, Amer MA. Effect of surface treatments on the tensile bond strength of repaired water-aged anterior restorative micro-fine hybrid resin

- composite. *J Dent.* 2008;36(12):969–76.
57. Yesilyurt C, Kusgoz A, Bayram M, Ulker M. Initial repair bond strength of a nano-filled hybrid resin: Effect of surface treatments and bonding agents. *J Esthet Restor Dent.* 2009;21(4):251–60.
58. Kashi TSJ, Erfan M, Rakhshan V, Aghabaigi N, Tabatabaei FS. An in vitro assessment of the effects of three surface treatments on repair bond strength of aged composites. *Oper Dent.* 2011;36(6):608–17.
59. Swift EJ, LeValley BD, Boyer DB. Evaluation of new methods for composite repair. *Dent Mater.* 1992;8(6):362–5.
60. Junior SAR, Ferracane JL, Bona Á Della. Influence of surface treatments on the bond strength of repaired resin composite restorative materials. *Dent Mater.* 2009;25(4):442–51.
61. Dall’Oca S, Papacchini F, Goracci C, Cury AH, Suh BI, Tay FR, et al. Effect of oxygen inhibition on composite repair strength over time. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2007;81(2):493–8.
62. Özcan M, Cura C, Brendeke J. Effect of aging conditions on the repair bond strength of a microhybrid and a nanohybrid resin composite. *J Adhes Dent.* 2010;12(6):451–9.
63. Rasteiro MMC. Reparação de compósito: Efeito de diferentes tratamentos de superfície num compósito nanoparticulado através de visualização ao SEM. [Tese de Mestrado]. [Lisboa]: Faculdade de Medicina Dentária; 2011.
64. Kupiec KA, Barkmeier WW. Laboratory evaluation of surface treatments for composite repair. *Oper Dent.* 1996;21(2):59—62.
65. Bouschlicher MR, Reinhardt JW, Vargas MA. Surface treatment techniques for resin composite repair. *Am J Dent.* 1997;10(6):279—283.
66. Costa TRF, Ferreira SQ, Klein-Júnior CA, Loguercio AD, Reis A. Durability of surface treatments and intermediate agents used for repair of a polished composite. *Oper Dent.* 2010;35(2):231–7.
67. Bayram M, Yesilyurt C, Kusbögöz A, Ulker M, Nur M. Shear bond strength of orthodontic brackets to aged resin composite surfaces: effect of surface conditioning. *Eur J Orthod.* 2011;33(2):174–9.
68. Kimyai S, Mohammadi N, Navimipour EJ, Rikhtegaran S. Comparison of the effect of three mechanical surface treatments on the repair bond strength of a laboratory composite. *Photomed Laser Surg.* 2010;28(2):25-30.

69. Savariz ARM, Mezomo MB. Colagem de bráquetes em ortodontia: uma revisão. *Discip Sci Saúde*. 2012;12(1):147–58.
70. Knox J, Hubsch P, Jones ML, Middleton J. The influence of bracket base design on the strength of the bracket-cement interface. *J Orthod*. 2000;27(3):249–54.
71. Ludwig B, Bister D, Braumgaertel S: *Self-Ligating Brackets in Orthodontics: Current Concepts and Techniques*. 1st Ed. Estugarda: Thieme; 2012.
72. Portugal J, Bernardo MF, Jardim L, Leitão J. Resistência Adesiva De Restaurações Em Compósito Reparadas Após Um Período De Dois Anos De Envelhecimento. *Revista Portuguesa de Estomatologia, Medicina Dentaria e Cirurgia Maxilofacial*. 2002; 107–15.
73. Denehy G, Bouschlicher M, Vargas M. Intraoral repair of cosmetic restorations. *Dent Clin North Am*. 1998;42(4):719–37.
74. Brosh T, Pilo R, Bichacho N, Blutstein R. Effect of combinations of surface treatments and bonding agents on the bond strength of repaired composites. *J Prosthet Dent*. 1997;77(2):122–6.
75. Naseh R, Afshari M, Shafiei F, Rahnamoon N. Shear bond strength of metal brackets to ceramic surfaces using a universal bonding resin. *J Clin Exp Dent*. 2018;10(8):739–45.
76. Rachala MR, Yelampalli MR. Comparison of shear bond strength of orthodontic brackets bonded with light emitting diode (LED). *Int J Orthod Milwaukee*. 2010;21(4):31–5.
77. Rueggeberg FA, Caughman WF. The influence of light exposure on polymerization of dual-cure resin cements. *Oper Dent*. 1993;18(2):48–55.
78. Pereira RMS. Adesão indirecta de brackets ortodônticos - Estudo clínico e Laboratorial. [Tese de Doutoramento]. [Lisboa]: Universidade de Medicina Dentária; 2012.
79. Uzel A, Buyukyilmaz T, Kayalioglu M, Uzel I. Temperature rise during orthodontic bonding with various light-curing units - An in vitro study. *Angle Orthod*. 2006;76(2):330–4.
80. Fleming MG, Maillet WA. Photopolymerization of composite resin using the argon laser. *J Can Dent Assoc*. 1999;65(8):447–50.
81. Arrais CAG, Rueggeberg FA, Waller JL, de Goes MF, Giannini M. Effect of curing mode on the polymerization characteristics of dual-cured resin cement systems. *J Dent*. 2008;36(6):418–26.

82. Sunna S, Rock WP. Clinical performance of orthodontic brackets and adhesive systems: a randomized clinical trial. *Br J Orthod*. 1998;25(4):283–7.
83. Årtun 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.
84. Montasser MA, Drummond JL. Reliability of the adhesive remnant index score system with different magnifications. *Angle Orthod*. 2009;79(4):773–6.
85. Rossouw PE. A Historical Overview of the Development of the Acid-Etch Bonding System in Orthodontics. *Semin Orthod*. 2010;16(1):2–23.
86. Scribante A, Contreras-Bulnes R, Montasser MA, Vallittu PK. Orthodontics: Bracket Materials, Adhesives Systems, and Their Bond Strength. *Biomed Res Int*. 2016;2016:10–3.
87. Pickett KL, Sadowsky PL, Jacobson A, Lacefield W. Orthodontic in vivo bond strength: comparison with in vitro results. *Angle Orthod*. 2001;71(2):141–8.
88. Cal Neto JO de AP e, Miguel JAM. Uma análise dos testes in vitro de força de adesão em Ortodontia. *Rev Dent Press Ortod e Ortop Facial*. 2004;9(4):44–51.
89. Amaral FLB, Colucci V, Palma-Dibb RG, Corona SAM. Assessment of in vitro methods used to promote adhesive interface degradation: a critical review. *J Esthet Restor Dent*. 2007;19(6):340–53.
90. Endo T, Ozoe R, Shinkai K, Shimomura J, Katoh Y, Shimooka S. Comparison of shear bond strengths of orthodontic brackets bonded to deciduous and permanent teeth. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2008 Aug;134(2):198–202.
91. Heintze SD. Clinical relevance of tests on bond strength, microleakage and marginal adaptation. *Dent Mater*. 2013;29(1):59–84.
92. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent*. 1999;27(2):89–99.
93. Millett DT, McCabe JF. Orthodontic bonding with glass ionomer cement--a review. *Eur J Orthod*. 1996;18(4):385–99.
94. Fox NA, McCabe JF, Buckley JG. A critique of bond strength testing in orthodontics. *Br J Orthod*. 1994;21(1):33–43.
95. Norma ISO 29022:2013. (s.d.).