

Vando Luís Ribeiro Neto

**Constituição e comparação de adesivos usados em Ortodontia
e compreensão das suas capacidades adesivas**

Um estudo experimental entre três adesivos na colagem de *brackets* metálicos a esmalte
de dentes humanos

Faculdade de Ciências da Saúde – Universidade Fernando Pessoa

Porto, 2013

Vando Luís Ribeiro Neto

**Constituição e comparação de adesivos usados em Ortodontia
e compreensão das suas capacidades adesivas**

Um estudo experimental entre três adesivos na colagem de *brackets* metálicos a esmalte
de dentes humanos

Faculdade de Ciências da Saúde – Universidade Fernando Pessoa

Porto, 2013

Vando Luís Ribeiro Neto

Constituição e comparação de adesivos usados em ortodontia e compreensão das suas capacidades adesivas: Um estudo experimental entre três adesivos na colagem de *brackets* metálicos a esmalte de dentes humanos

Trabalho apresentado
à Universidade Fernando Pessoa
como parte dos requisitos para a obtenção
do grau de Mestre em Medicina Dentária

RESUMO

A diversidade de adesivos existente, bem como das suas capacidades adesivas são essenciais no conhecimento do Médico Dentista de modo a que este possa aplicar a melhor opção consoante os casos que surgirem na prática clínica. Os objetivos deste estudo foram: comparar três adesivos usados na colagem de *brackets* quanto às suas forças adesivas, avaliar a quantidade deixada de adesivo na superfície de esmalte após a descolagem com forças de corte e observar as interfaces presentes com o auxílio de microscopia eletrónica de varrimento. 72 pré-molares humanos foram divididos em três grupos de estudo. Usando o método convencional de condicionamento ácido foram aplicados os adesivos Eagle No Drift™, Gréngloo™ e Transbond™ Plus na colagem de 72 *brackets* de aço inoxidável. Cada grupo foi dividido em dois subgrupos, sendo que um deles foi submetido a termociclagem em saliva artificial de modo a simular as condições na cavidade oral. De cada subgrupo, foram retirados 2 dentes para análise das interfaces através da microscopia eletrónica de varrimento. Os dez dentes restantes de cada um dos seis subgrupos foram submetidos a testes de resistência ao corte com uma máquina universal de testes e os valores convertidos em MPa. As superfícies de esmalte resultantes foram em seguida avaliadas segundo o Índice de Adesivo Remanescente (IAR) descrito por Årtun e Bergland (1984). A análise estatística realizada teve em consideração um nível de significância de 5%. Para a avaliação dos dados foram efetuados os seguintes testes estatísticos: análise de variância (ANOVA), teste de Kruskal-Wallis, Mann-Whitney e Teste T. Observaram-se diferenças estatisticamente significativas nos valores de adesão entre os 3 adesivos ($p < 0,05$). O adesivo Gréngloo™, foi o que apresentou melhores valores de adesão. A termociclagem influenciou significativamente os valores adesivos do adesivo Transbond™ Plus ($p < 0,5$). Todos os grupos, depois de submetidos a fadiga térmica, apresentaram valores de adesão clinicamente aceitáveis com a exceção do Eagle no Drift™. O IAR mostrou diferenças significativas entre os adesivos e maior quantidade de material deixado na superfície do dente com os adesivos que apresentaram maiores valores de adesão. A análise pela microscopia eletrónica permitiu observar a diferença no modo de adesão em ambas as interfaces e a aparente expansão do adesivo Transbond™ Plus durante a ciclagem térmica. Concluiu-se que o adesivo de resina Gréngloo™ e o compómero Transbond Plus™ são os melhores para a prática clínica sendo que apenas este último foi influenciado pela fadiga térmica.

ABSTRACT

The diversity of the dental adhesives as well as their adhesive strength are key in the dentist's knowledge so that he can implement the best choice according to the circumstances that arise in clinical practice. The objectives of this study were: to compare the shear bond strength of three adhesives used for bonding *brackets*, assess the amount of adhesive left on the enamel surface after debonding with shear forces and observe the interfaces with the aid of scanning electron microscopy. 72 human premolars were divided into three study groups. Using the conventional method of etching, the adhesives Eagle No DriftTM, GrénglooTM and TransbondTM Plus were applied for bonding 72 stainless steel *brackets*. Each group was divided into two subgroups, one of which was subjected to thermocycling in artificial saliva to simulate the environment in oral cavity. From each subgroup, two teeth were removed for analysis of interfaces by scanning electron microscopy. The remaining ten teeth from each of the six subgroups were subjected to shear tests with a universal testing machine and the values were then converted into MPa. The resulting enamel surfaces were then evaluated according to the adhesive remnant index (ARI) described by Artun and Bergland (1984). The statistical analysis took into account a significance level of 5%. To the evaluation of the data, the following statistical tests were performed: analysis of variance (ANOVA), Kruskal-Wallis test, Mann-Whitney Test and T Test. It was observed significant statistically differences in the adhesion values between the three adhesives ($p < 0.05$). The adhesive GrénglooTM showed the best adhesion values. Thermocycling influenced significantly the values of the adhesive TransbondTM Plus ($p < 0.5$). All groups, after undergoing thermal fatigue, showed clinically acceptable adhesion values with the exception of the Eagle No DriftTM. IAR showed significant differences between adhesives and greater amount of material left on the tooth surface with the adhesives that showed greater adhesion values. The analysis by electron microscopy allowed to observe the difference in adhesion mechanism on both interfaces and the apparent expansion of the adhesive TransbondTM Plus during thermal cycling. It was concluded that the resin adhesive GrénglooTM and compomer Transbond PlusTM are best for clinical practice and only the latter was influenced by thermal fatigue.

AGRADECIMENTOS

Aos meus pais e irmãos, a quem devo a oportunidade de realizar esta etapa na minha vida. Sem vocês nada disto seria possível.

À minha avó Conceição, por toda a educação e amor que sempre me deu.

À Carina que sempre acreditou em mim desde o princípio e sempre me ajudou nos momentos mais difíceis.

À minha orientadora, Dra. Mónica Morado Pinho, pelo apoio e incentivo na concretização deste trabalho.

Ao Prof. Doutor Ricardo Faria e Almeida e à clínica R.F.A. – Medicina Dentária pelo espaço disponibilizado.

Ao Prof. Doutor Júlio Souza, Eng. Bruno Henriques, e a todas as pessoas da Universidade do Minho pelo apoio e ajuda, que de alguma forma contribuíram para a realização do meu estudo.

À Professora Conceição Manso pela ajuda cedida no tratamento dos resultados.

A todos os docentes e funcionários da Universidade Fernando Pessoa que tanto me ajudaram e ensinaram.

Ao Sr. Louis Patel e à Ormodent pela disponibilização do material.

Ao Sr. Helder Martins e à Orthosmile pela disponibilização do material.

Aos amigos que fiz nesta faculdade e que levo para a vida.

ÍNDICE

ÍNDICE DE FIGURAS	vii
ÍNDICE DE TABELAS	viii
ÍNDICE DE GRÁFICOS	ix
LISTA DE ABREVIATURAS.....	x
I. INTRODUÇÃO	1
II. DESENVOLVIMENTO	5
1– Esmalte.....	5
1.1– Características microscópicas e estruturais do esmalte maduro.....	6
1.2– Características físicas do esmalte maduro.....	8
2– <i>Brackets</i>	10
2.1– <i>Brackets</i> metálicos.....	10
2.1.1– Base do <i>bracket</i>	11
3– Adesivos/Adesão	12
3.1– Composição Química dos Adesivos.....	12
3.1.1– Componentes resinosos/monómeros	12
3.1.1.1– Ácido Metacrílico (MA).....	14
3.1.1.2– Metacrilato de Metila (MMA).....	14
3.1.1.3– Hidroxietil metacrilato (HEMA)	14
3.1.1.4– 4-Metacriloxietil trimelítico (4-MET).....	15
3.1.1.5– 4-Aciloiloxietil trimeliato anidrido (4-AETA)	16
3.1.1.6– 10-metacriloiloxildecil dihidrogenofosfato (10-MDP)	16
3.1.1.7– 11-metacriloiloxil-1,10-ácido dicarboxilato-undecano (MAC-10)..	16
3.1.1.8– <i>Phenyl-P</i>	16
3.1.1.9– Di-HEMA-fosfato e HEMA-fosfato.....	17
3.1.1.10– Di-metacrilatos	17
3.1.1.11– Metacrilamidas	18
3.1.2– Sistemas Iniciadores	19
3.1.2.1– Foto-iniciadores	19
3.1.2.2– Iniciadores químicos	20
3.1.3– Inibidores	21

3.1.4– Solventes.....	21
3.1.4.1– Água.....	22
3.1.4.2– Etanol	22
3.1.4.3– Acetona	22
3.1.5– Partículas de Carga	23
3.2– Adesivos em Ortodontia.....	24
3.2.1– Sistemas adesivos	24
3.2.2– Tipos de adesivos	26
3.2.2.1– Resinas compostas	26
3.2.2.2– Cimentos de ionómero de vidro (CIV)	28
3.2.2.3– Cimentos de ionómero de vidro modificados por resina (CIVMR) ..	29
3.2.2.4– Compómeros	31
3.2.3– Preparação de superfície dentária e adesão ortodôntica	32
3.2.3.1– Limpeza	33
3.2.3.2– Condicionamento de esmalte	34
3.2.3.3– Selamento.....	35
3.2.3.4– Colagem	35
3.2.3.5– Fotopolimerização.....	37
3.3– Ligação adesivo/esmalte	38
4– Materiais e Métodos.....	40
4.1– Revisão da literatura.....	40
4.2– Limitações temporais e espaciais	40
4.3– Dentes.....	41
4.4– <i>Brackets</i>	41
4.5– Adesivos e aplicação	42
4.6– Envelhecimento das amostras	42
4.7– Testes de Resistência.....	42
4.8– Avaliação do adesivo remanescente.....	43
4.9– Avaliação das interfaces	43
4.10– Análise estatística dos dados	43
5– Resultados	45
5.1– Resistência ao corte.....	45
5.2– Índice de Adesivo Remanescente.....	50
5.3– Interfaces	53

6– Discussão	59
6.1– Forças adesivas.....	59
6.2– IAR	63
6.3– Interface adesiva.....	65
III. CONCLUSÃO	67
IV. IMPLICAÇÕES CLÍNICAS	68
V. LINHAS FUTURAS DE INVESTIGAÇÃO	69
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1: Vista esquemática de cristal de esmalte.....	9
Figura 2: Base de <i>bracket</i> metálico (Master Series, American Orthodontics, EUA).....	11
Figura 3: Micrografias da interface – Eagle No Drift™ sem fadiga.....	53
Figura 4: Micrografias da interface – Eagle No Drift™ com fadiga.....	54
Figura 5: Micrografias da interface – Gréngloo™ sem fadiga.....	55
Figura 6: Micrografias da interface – Gréngloo™ com fadiga térmica.....	56
Figura 7: Micrografias da interface – Transbond™ Plus sem fadiga térmica.....	57
Figura 8: Micrografias da interface – Transbond™ Plus com fadiga térmica.....	58

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1: Composição química do esmalte.	8
Tabela 2: Testes de normalidade Kolmogorov-Smirnov e Shapiro-Wilk dos valores médios de resistência ao corte.	45
Tabela 3: Análise de variância (ANOVA) para determinação de diferenças significativas entre os adesivos antes e após a fadiga térmica considerando um intervalo de confiança de 95%.	46
Tabela 4: Testes post-hoc Tukey HSD e LSD para determinação dos pares de adesivos que apresentaram diferenças significativas nas médias obtidas com os testes de corte.	47
Tabela 5: Distribuição dos valores médios de resistências ao corte pelos percentis.	48
Tabela 6: Teste T para determinação da significância da influência da fadiga térmica na resistência ao corte dos adesivos usados.	48
Tabela 7: Resumo dos valores médios da resistência ao corte dos 3 adesivos.	50
Tabela 8: Índice de Adesivo Remanescente (IAR)	50
Tabela 9: Teste de Kruskal-Wallis (valores de p para comparação entre valores médios dos adesivos em cada 1 dos 2 momentos).	51
Tabela 10: Teste de Mann-Whitney (valores de p para as comparações entre adesivos em ambos os momentos).	52
Tabela 11: Teste de Mann-Whitney (valores de p para verificação da influência da ciclagem térmica nos valores médios das forças adesivas).	52

ÍNDICE DE GRÁFICOS

Gráfico 1: Valores médios obtidos em MPa nos diferentes adesivos e momentos.	47
Gráfico 2: Diagrama de caixa dos valores obtidos com os testes de resistência ao corte no momento pré fadiga.....	49
Gráfico 3: Diagrama de caixa dos valores obtidos com os testes de resistência ao corte no momento pós fadiga.	49

LISTA DE ABREVIATURAS

4-AETA – 4-acriloiloxietil trimeliato anidrido

4-MET – 4-metacriloxietil trimetílico

4-META – 4-metacriloiloxietil trimeliato anidrido

10-MDP – 10-metacriloiloxildecil dihidrogenofosfato

BHT – Butilhidroxitolueno

Bis-GMA – Bisfenol-A-diglicidil metacrilato

BPDM – Brometo de metacriloiloxildodecilpiridínio

BPO – Peróxido de Benzoila

CIV – Cimento de ionómero de vidro

CIVMR – Cimento de ionómero de vidro modificado por resina

EGDMA – Etilenoglicol dimetacrilato

HAp – Hidroxiapatite

HEMA – 2-hidroxietil metacrilato

IAR – Índice de Adesivo Remanescente

JAC – Junção amelocementária

JAD – Junção amelodentinária

MA – Ácido Metacrílico

MAC-10 – 11-metacrilóiloxil-1,10-ácido dicarboxilato-undecano

MEHQ – Monoetil hidroquinona

MMA – Metacrilato de Metila

MPa – Megapascal

PENTA – Di-pentaeritritol penta acrilato monofosfato fenil-P

Phenyl-P – Fenilfosfato

PMDM – Ácido piromelítico dietilmetacrilato

TCB – Butano-1,2,3,4-ácido tetracarboxílico di-2-éster hidroxietilmetacrilato

TEGDMA – Trietileno glicol dimetacrilato

UDMA – Uretano dimetacrilato

I. INTRODUÇÃO

O objetivo deste trabalho foi comparar adesivos usados em Ortodontia e avaliar as suas capacidades adesivas num estudo experimental entre três adesivos usando o sistema convencional de condicionamento ácido na colagem de *brackets* metálicos a esmalte de dentes humanos”.

Como qualquer profissional na Medicina Dentária, o Médico Dentista especializado em Ortodontia realiza tratamentos que vão ao encontro tanto do que o paciente deseja como do que o próprio ortodontista projeta como ideal, e para isso é mandatório encontrar um equilíbrio em qualquer tipo de tratamento realizado. A constante evolução nos materiais usados é essencial para um contínuo aprimoramento das técnicas aplicadas e na preservação quer da estética, quer dos tecidos moles e duros na cavidade oral. Além disso, cada vez mais os pacientes procuram tratamentos ortodônticos que não afetem negativamente a sua estética facial nem a dos seus dentes. A complacência dos pacientes é, no entanto, um fator major para o sucesso de um tratamento e é esperado deles uma cooperação e hábitos que vão de encontro às sugestões dos seus ortodontistas. Infelizmente a falta de cooperação por parte dos pacientes é um dos maiores problemas que o tratamento ortodôntico enfrenta, o que leva a tratamentos mais longos, destruição dos dentes e periodonto, posterior frustração do paciente e stress adicional para o profissional de ortodontia e sua equipa. Estas razões levam a que seja feito um esforço na direção de serem desenvolvidas novas técnicas e novos materiais para uso na prática clínica, que sejam mais práticos, seguros, e que não afetem os tecidos do paciente.

De facto, e conforme Üşümez e Erverdi (2010, p. 45) argumentam “o desenvolvimento de materiais teve provavelmente o maior impacto na Ortodontia desde a introdução da Ortodontia Moderna por Edward H. Angle” e neles estão incluídos os adesivos usados na colagem de *brackets* na prática da ortodontia fixa.

Existem alguns tipos de sistemas de adesivos e uma grande variedade de adesivos no mercado com as mais diferentes constituições, capacidade de adesão e própria influência no desgaste dos tecidos na cavidade oral. Os sistemas simplificados têm

surgido como forma de poupar tempo de trabalho na colocação dos aparelhos ortodônticos. A comparação entre adesivos em ortodontia tem sido referida baseando-se apenas no sistema (convencional ou simplificado), sendo colocada de parte a influência da composição dos adesivos nos valores obtidos na adesão e mesmo as condições em que são realizados os testes. É importante perceber que dentro do mesmo tipo de sistema, diferentes valores de adesão podem ser obtidos.

Independentemente do sistema de adesivo utilizado, todos eles têm como objetivo fazer uma ligação clinicamente aceitável entre os *brackets* e o esmalte e transmitirem as forças exercidas pelos aparelhos ortodônticos ao dente durante todo o tratamento ortodôntico sem que danifiquem de maneira significativa a estrutura dentária.

No fim do tratamento ou na substituição de componentes do aparelho ortodôntico como os *brackets*, estes têm de ser removidos com o recurso a vários instrumentos, por isso é importante que os sistemas adesivos não dificultem o descolamento com estes instrumentos. Após a descolagem é essencial a remoção do adesivo restante e um correto polimento da superfície usada. Tudo isto para que no final do processo de remoção do adesivo, o dente se encontre na situação o mais próxima possível daquela que se encontrava antes do tratamento sem quaisquer tipos de fraturas, fissuras e o mínimo de perdas de esmalte possível.

Vários estudos têm sido feitos de modo a compreender melhor a forma como estes materiais aderem tanto ao dente como ao *bracket*, até que ponto podem danificar a estrutura dentária, quais as forças de adesão conseguidas com estes adesivos e quais os tipos de adesivos mais indicados nas diferentes situações.

A escolha deste tema para a realização deste trabalho baseou-se na variedade de valores existentes nas resistências adesivas e na importância que os adesivos têm na Medicina Dentária, neste caso na Ortodontia moderna.

Estudo:

Os objetivos deste trabalho foram:

- Comparar diferentes adesivos (Gréngloo™, Transbond™ Plus, Eagle No Drift™), usados em ortodontia, aplicados com o método convencional, de acordo com as suas capacidades adesivas;
- Averiguar a capacidade adesiva do compómero Transbond™ Plus dentro dos valores considerados como clinicamente aceitáveis;
- Avaliar a resistência ao cisalhamento dos adesivos usados com *brackets* metálicos;
- Verificar o efeito da fadiga térmica na resistência dos diferentes adesivos;
- Analisar a quantidade de adesivo restante em ambas as interfaces após a descolagem dos *brackets*;
- Observar ambas as interfaces do esmalte-adesivo e adesivo-*bracket* através da microscopia eletrónica de varrimento;

Revisão da literatura

A revisão de literatura foi realizada com recurso a livros na área da ortodontia e de materiais dentários e a diversos artigos através dos motores de busca B-on e Pubmed utilizando as palavras-chave: “*brackets*”, “*adhesives*”, “*shear bond strenght*”, “*enamel*”, “*thermocycling*”.

Deste modo, foram pesquisados artigos científicos realizados entre 2000 e 2013, que avaliassem e comparassem os valores de adesão dos adesivos usados neste estudo e de outros adesivos utilizados na colagem de *brackets* usando o modo convencional de

condicionamento ácido, a quantidade de adesivo remanescente na superfície de esmalte, o efeito de termociclagem nos adesivos resinosos, e fizessem uma avaliação com base em observações pela microscopia eletrónica. Foram também pesquisados artigos presentes nas bibliografias dos estudos previamente encontrados.

Limitações temporais e espaciais

O estudo foi realizado entre Fevereiro de 2013 e Outubro de 2013, tendo os procedimentos práticos sido efetuados no Campus de Azurém da Universidade do Minho, em Guimarães.

Resultados

O adesivo GrénglooTM foi o que apresentou melhores propriedades adesivas em ambos os momentos (pré e pós fadiga térmica) em relação aos outros dois adesivos utilizados sendo essa diferença estatisticamente significativa. O Eagle No DriftTM após a fadiga térmica apresentou valores de resistência à descolagem clinicamente não aceitáveis. Apenas o adesivo TransbondTM Plus foi influenciado significativamente nos seus valores adesivos pela fadiga térmica.

No que diz respeito ao IAR, os adesivos com maiores valores de resistência à descolagem, permaneceram em maior quantidade na superfície.

Na análise das interfaces, verificou-se uma aparente expansão do adesivo TransbondTM Plus.

II. DESENVOLVIMENTO

Hoje em dia existem inúmeros sistemas adesivos com as mais variadas capacidades de resistência às forças exercidas sobre os aparelhos ortodônticos fixos enquanto material de ligação entre o esmalte dentário e os *brackets*. No entanto, o *gold standard* continuam a ser os sistemas convencionais.

1– Esmalte

O esmalte maduro é um material cristalino e representa o tecido mineralizado mais rígido do corpo humano podendo suportar uma pressão de aproximadamente 100.000 libras (≈ 45359 kg) por polegada quadrada ($\approx 645\text{mm}^2$) distribuindo essas forças para tecidos mais profundos. É um tecido praticamente sem matriz orgânica (1%) e avascular e embora seja o tecido mais mineralizado e duro do corpo, se perdido, não se forma novamente tornando vital a sua preservação (Piesco, 2001; Bath-Balogh, 2012).

A parte mineralizada consiste principalmente em hidroxiapatite (HAp) ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$) disposta em diferentes ângulos por toda a região da coroa e similar à encontrada na dentina, cimento e osso alveolar. O seu peso em percentagem (incluindo água) e densidade é de cerca de 98% e 3 g cm^{-3} respetivamente (Elliott, 1996).

A escassez de componentes orgânicos torna difícil estudar a sua distribuição e propriedades funcionais (Piesco, 2001).

Outros minerais, como carbonato, magnésio, potássio, sódio e flúor também encontram-se presentes em menor quantidade (Bath-Balogh, 2012).

Apresenta-se como uma camada delgada na região cervical, e mais espessa nas áreas mastigatórias tendo as superfícies vestibulares e linguais uma espessura intermédia (Bath-Balogh, 2012; Boyde, 1996).

1.1– Características microscópicas e estruturais do esmalte maduro

O esmalte é constituído essencialmente por prismas alinhados de esmalte, estruturas de aspeto cilíndrico em secções longitudinais com um diâmetro médio de 4 micrómetros com cabeça e cauda nas extremidades e com conteúdo de cristais altamente complexos que são orientados paralelamente ao longo eixo dos prismas e divergem do longo eixo na cauda dos mesmos (Bath-Balogh, 2012). Os prismas inclinam-se para direita ou esquerda em ângulos ligeiramente diferentes de grupos adjacentes, aumentando a resistência mastigatória sendo isso demonstrado pelas **bandas claras e escuras de Hunter-Schreger** em determinadas secções do esmalte. Segundo Boyde (1996), quando o limite do prisma é muito inclinado para a superfície de esmalte em desenvolvimento, alguns limites podem ser unidos transversalmente facilitando a fratura transversal.

Em cada fila, o longo eixo do prisma do esmalte é, geralmente, perpendicular à dentina subjacente com a exceção dos prismas situados junto à **junção amelocementária** (JAC), em que estes se inclinam um pouco em direção à raiz do dente. A maior parte dos prismas estendem-se desde a **junção amelodentinária** (JAD) até à superfície externa com diferentes graus de curvatura o que representa o movimento dos ameloblastos durante a produção do esmalte (Boyde, 1996; Elliott, 1996).

Em redor da parte externa encontra-se a **região interprismática** que é diferente do interior do prisma em secção transversal, em consequência de sua orientação cristalina distinta. É principalmente nesta região que o ataque ácido remove algum conteúdo orgânico dos cristais de esmalte permitindo maior área de contacto com resinas aplicadas dando origem a *tags* de resina. É também aqui que agentes nocivos como o tabaco e o café atuam na alteração da cor do dente (Bath-Balogh, 2012).

A **bainha** orgânica é menos mineralizada contendo mais proteínas e água. A JAD aparece dentada em secção transversal do dente com a face convexa voltada para a dentina o que faz com que aumente a resistência da junção quando os dentes estão em função e aparece assim mais marcada na região coronal onde as forças oclusais são maiores (Bath-Balogh, 2012).

As **linhas de Retzius** aparecem como linhas incrementais e são compostas por bandas ou estrias transversais nos prismas de esmalte. Quando observadas em secções longitudinais parecem atravessar os prismas de esmalte enquanto que em secções transversais estas linhas aparecem como anéis similares aos encontrados no tronco de uma árvore (Bath-Balogh, 2012; Boyde, 1996).

Associadas às linhas de Retzius encontram-se as **linhas de imbricação** e as **periquimácias** observadas clinicamente nas superfícies não mastigatórias especialmente nas regiões cervicais de incisivos centrais, caninos e primeiros pré-molares e que podem ser confundidas com cálculo. Estas linhas surgem durante a produção da matriz do esmalte e parecem demonstrar o padrão de atividade/inatividade do ameloblasto durante a primeira semana da amelogénese. A **linha neonatal** é uma linha incremental de Retzius acentuada e marca o stress sofrido pelo ameloblasto durante o nascimento. Sob o aspeto microscópico, é a linha mais escura e representa o limite entre a matriz de esmalte formada antes e depois do nascimento (Bath-Balogh, 2012; Boyde, 1996).

Os **fusos de esmalte** resultam de odontoblastos que atravessam a membrana basal antes da mineralização da JAD e ficam presos aquando da mineralização da matriz de esmalte. São observados sob as cúspides e nas margens incisais. As implicações clínicas dos fusos de esmalte são desconhecidas bem como a presença de processos odontoblásticos vivos como os observados nos túbulos da dentina (Bath-Balogh, 2012).

Os **tufos do esmalte** são estruturas pequenas e escuras com as bases próximas à JAD e representam áreas de menor mineralização não apresentando importância clínica. São considerados uma anomalia do processo de cristalização e são melhor observados em cortes transversais de esmalte. Já as **lamelas de esmalte** são camadas verticais parcialmente mineralizadas da matriz que se estendem desde a JAD até à superfície sendo mais estreitas e longas do que os tufos e também consideradas anomalias no processo de cristalização não se conhecendo também a sua importância clínica (Bath-Balogh, 2012).

1.2– Características físicas do esmalte maduro

As suas características físicas únicas tornam-o num tecido muito duro, relativamente impermeável e na cobertura perfeita para a coroa dentária, daí ser vital preservá-lo. O esmalte adquire tais características porque, com a maturidade, ganha em conteúdo mineral o que perde tanto em material orgânico como em água (Tabela 1) (Piesco e Simmelink, 2001).

Tabela 1: Composição química do esmalte (adaptado de Piesco e Simmelink, 2001).

Composição	Esmalte
Peso	96% Inorgânico 1% Orgânico 3% Água
Volume	89% Inorgânico 2% Orgânico 9% Água
Matéria Orgânica	Amelogeninas (removidas durante desenvolvimento) Enamelinas (fortemente ligadas aos cristais de esmalte)
Matéria Inorgânica	HAp Carbonato de Cálcio Magnésio Potássio Sódio Fluoreto
Propriedades Físicas	
Cor	Branco-azulado
Dureza	Tecido mais duro do corpo
Força compressiva	Baixa resistência à rutura
Elasticidade	Módulo de elasticidade elevado
Característica Estrutural	Prismas de esmalte
Permeabilidade	Impermeabilidade relativa

Além da HAp encontramos no esmalte também outros minerais como fluorapatite e apatite carbonatada em menor quantidade. É esta apatite carbonatada que se encontra no centro que torna os cristais mais suscetíveis à dissolução ácida (Figura 1) (Piesco e Simmelink, 2001).

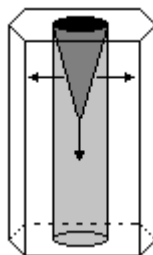


Figura 1: Vista esquemática de cristal de esmalte. A área assombreada indica a presença de apatite carbonatada. O cone na figura representa o eixo de erosão resultante da ação ácida (adaptado de Piesco e Simmelink, 2001).

Com tal matriz dura e altamente mineralizada, poderíamos dizer que o esmalte é altamente quebradiço e suscetível à fratura. A sua resistência deve-se em grande parte ao seu arranjo de grandes cristais de HAp e ao seu apoio firme na dentina subjacente, bem mais flexível. O nível de mineralização permite uma maior defesa contra os ataques ácidos por parte de bactérias cariogênicas (Elliott, 1996).

Os componentes orgânicos parecem ter papéis menores no esmalte maduro. Segundo Piesco e Simmelink (2001) e Boyde (1996), o papel destes componentes, que consistem primeiramente em proteínas e lípidos, no esmalte maduro pode passar por, juntamente com água, cimentar cristais e prismas de HAp e assim diminuir a tendência dos cristais à fratura. Isto pode explicar a aumento de fragilidade no condicionamento ácido em que é removida a matéria orgânica.

2– Brackets

Os *brackets* ortodônticos são aparelhos de suporte fixados à coroa dentária e mediam forças aplicadas por arames e auxiliares ao dente.

Surgiram em meados dos anos 70 como opção às bandas até lá usadas, e segundo Üşümez e Erverdi (2010) e Graber e Vanarsdall (1994) (cit. in Cacciafesta et al. 2012), apresentam várias vantagens em relação a estas, entre elas: não têm estrutura em interproximal o que facilita o acesso para observação de cáries interproximais; são mais fáceis de aplicar e de remover; eliminam a necessidade de separação dentária; podem ser posicionados com maior precisão; são mais estéticos e higiênicos, permitem a realização de *stripping* interproximal, reconstruções coronárias durante o tratamento e podem também ser aplicados a dentes parcialmente erupcionados ou fraturados.

Temos disponíveis *brackets* de diferentes tipos que apresentam diferentes tamanhos e graus de curvatura consoante a anatomia do dente e as necessidades do clínico. Os mais utilizados são os de metal (Cacciafesta et al. 2012).

2.1– Brackets metálicos

Apesar de menos estéticos, os aparelhos com *brackets* metálicos continuam a ser a escolha de eleição em tratamentos ortodônticos. São feitos de aço inoxidável, titânio ou cromo-cobalto sem níquel de modo a diminuir as reações alérgicas (Cobourne e DiBiase 2009). As suas vantagens incluem baixos níveis de atrito entre o arame e o suporte no *bracket*, boa resistência à fratura, mais fáceis de colocar e retirar lesando menos a superfície de esmalte e menor acumulação de placa bacteriana (Gladwin e Bagby, 2013). No entanto apresentam algumas desvantagens: são inestéticos e pode ocorrer corrosão que manifesta-se com manchas pretas ou verdes nas margens do *bracket* (Ceen e Gwinnett 1980, Maijer e Smith 1982 cit. in Cacciafesta et al. 2012). Todavia, segundo Cacciafesta et al. (2012) citando Hixson et al. (1982), estas manchas

ocorrem devido ao tipo de liga de aço inoxidável usado, o design base do *bracket* e sua construção, as condições da cavidade oral, a ação galvânica e reciclagem térmica.

2.1.1– Base do *bracket*

É a componente do *bracket* que se liga através do adesivo ao dente. A maior parte das bases não se ligam quimicamente ao esmalte ou à resina, tornando a interface adesivo-metal a mais fraca na maioria das aplicações clínicas. O melhoramento macromecânico é assim crítico. Torna-se possível com elementos retentivos tais como: malhas, ranhuras, perfurações ou outras características retentivas que permitam uma maior força de ligação (Figura 2). Estas malhas e ranhuras ao serem preenchidas pelo adesivo devem favorecer uma boa resistência às forças mastigatórias mas também não devem provocar uma descolagem que seja de difícil execução e prejudicial para a superfície do esmalte (Shen, 2003).



Figura 2: Base de *bracket* metálico (Master Series, American Orthodontics, EUA) com malha e depressões retentivas (Consultado em julho de 2013 em <http://www.americanortho.com/master-series.html>).

Segundo Ludwig e Glasl (2012), a base deve seguir a curvatura do respectivo dente para um bom ajuste possibilitando ao operador uma colocação segura no local apropriado e sem oscilação e diminuindo a dependência do adesivo para um ótimo ajuste. Tanto a curvatura ocluso-gengival como a mesio-distal devem ser tomadas em consideração. Estas convergências são conseguidas por análises *cross-section* dos dentes. Segundo Shen (2003) a descolagem ocorre a maioria das vezes na interface *bracket*/adesivo.

3– Adesivos/Adesão

Desde que a técnica de condicionamento ácido na superfície de esmalte surgiu em 1955 (Buonocore cit. in IŞMAN et al. 2012) com aplicações de ácido ortofosfórico a 85%, a Medicina Dentária adesiva tem revolucionado a forma como a Medicina Dentária é praticada.

3.1– Composição Química dos Adesivos

A composição química dos adesivos deve ser destinada a cumprir os processos de: adesão micromecânica, onde a remoção dos produtos da desmineralização, bom humedecimento, difusão, penetração e polimerização dos componentes são todos importantes; e adesão química, pela adição de monómeros específicos com afinidade para HAp (Van Landuyt et al., 2007).

Tradicionalmente os adesivos contemporâneos contêm monómeros resinosos acrílicos, iniciadores, inibidores, solventes orgânicos, e partículas de carga. Infelizmente, informações específicas sobre alguns componentes, nomeadamente monómeros, são escassas devido à relutância dos fabricantes em revelar a composição dos adesivos recorrendo muitas vezes a termos descritivos. A pesquisa na composição é também limitada ou nem sempre publicada quando efetuada pelos próprios fabricantes (Van Landuyt et al., 2007).

3.1.1– Componentes resinosos/monómeros

Os monómeros devem ser considerados os componentes mais importantes no adesivo. Podemos distinguir monómeros funcionais e monómeros de cadeia cruzada (melhores

propriedades mecânicas) sendo que fornecem características hidrofílicas e hidrofóbicas respetivamente (O'dian cit. in Van Landuyt et al., 2007).

Alguns pertencem a ambos os grupos como é o caso do PENTA, BPDM, TCB e PMDM, por terem uma estrutura molecular mais complexa e vários grupos polimerizáveis e funcionais (Venz e Dickens 1993).

A estrutura dos monómeros pode ser dividida em 3 partes: um ou mais grupos polimerizáveis ligados a um espaçador, e um grupo funcional.

Grupo polimerizável

Nestes grupos, que geralmente exibem comportamento hidrofóbico, os monómeros acrilatos e especialmente os metacrilatos são os mais comuns. A principal diferença entre ambos é a sua reatividade que é maior nos acrilatos e que cria problemas de durabilidade da sua utilização e biocompatibilidade (Peutzfeldt 1997; O'dian cit. in Van Landuyt et al., 2007). É de referir ainda que os metacrilatos são menos sensíveis à inibição pelo oxigénio (Salz et al. 2005). Ambos são vulneráveis à hidrólise do grupo éster. Em resultado disso, foram criados Metacrilamidas que têm um grupo amida, em vez de grupo éster, que é mais resistente à água (Moszner et al., 2005).

Espaçador

Não apresenta uma função específica além de separar os grupos funcional e polimerizável, mas tem uma influência importante nas propriedades dos monómeros (Nishiyama et al., cit. in Van Landuyt et al., 2007).

A polaridade do espaçador ajuda a determinar a solubilidade do monómero e a suas propriedades hidrofílicas podem causar absorção de água, o que leva a maior hidrólise dos monómeros assim como expansão e descoloração da resina. O tamanho do espaçador determina também a viscosidade dos monómeros e a sua flexibilidade (Peutzfeldt cit. in Van Landuyt et al., 2007).

Grupo funcional

Este grupo apresenta propriedades hidrofílicas e serve a vários propósitos entre eles promover o humedecimento, a libertação de flúor e transmitir as propriedades antibacterianas do monómero (Watanabe et al., 1994). Os grupos funcionais mais usados em monómeros comerciais são: fosfato, ácido carboxílico e álcool. O ácido sulfónico, fosfato, fosfanato e grupos carboxilo dissociam-se para libertar protões em meios aquosos e serem capazes de reagir com reações ácido-base. Aparte da promoção da adesão e do humedecimento, esta libertação é capaz de promover a desmineralização dentária quando aplicada em concentrações suficientes (Salz et al., 2005).

3.1.1.1– Ácido Metacrílico (MA)

Este monómero é raramente usado em adesivos devido a ser muito irritante e corrosivo. (Hayakawa et al., 1998).

3.1.1.2– Metacrilato de Metila (MMA)

Como MA, o metil metacrilato é um dos monómeros mais antigos e raramente é usado em adesivos, pelas mesmas razões que o MA. A sua função nos adesivos restringe-se a dissolução de outros monómeros (Andreasson et al., 2003).

3.1.1.3– Hidroxietil metacrilato (HEMA)

É um monómero muito usado em adesivos, com boa biocompatibilidade apesar do seu potencial alergénico, quando ainda líquido (Paranjpe et al., 2005). Neste estado

apresenta-se como um fluido bem solúvel em água, etanol e acetona o que melhora a estabilidade das soluções contendo componentes hidrofílicos e hidrofóbicos e mantêm os ingredientes na solução (Van Landuyt et al., 2005). Apesar de este monómero não ser utilizado como agente desmineralizante, a sua hidrofiliicidade torna-o um excelente promotor de adesão (Hanning et al., 1999).

Ainda assim após polimerização absorve água, tornando-o mais suscetível à contaminação levando à expansão e descoloração do adesivo (Burrow et al., 1999). Grandes quantidades deste monómero formam polímeros mais flexíveis e com piores qualidades (Tay e Pashley, 2001). Como todos os monómeros, é vulnerável à hidrólise, especialmente em pH básico (Kazantsev et al., 2003).

3.1.1.4– 4-Metacriloxietil trimelítico (4-MET)

Formado a partir da reação de água com pó de 4-META, começou por ser usado como um monómero promotor da adesão e mais tarde como monómero desmineralizante devido aos 2 grupos carboxilo ligados ao grupo aromático. No entanto, este grupo aromático é hidrofóbico e modera a acidez e a hidrofiliicidade dos grupos carboxilo (Chang et al., 2002; Unemori et al., 2003).

A sua popularidade dá-se à sua facilidade de sintetização e por ser livre de patente. A sua adição é conhecida por melhorar a adesão tanto ao esmalte como à dentina (Nakabayashi cit. in Van Landuyt et al., 2007). Recentemente Yoshida et al. (2004) mostraram que este monómero é capaz de fazer uma ligação iónica com o cálcio na HAp, mas o produto desta reação, Ca-4MET, não é muito estável.

É um monómero bem solúvel em acetona, moderadamente solúvel em álcool e pouco solúvel em água. Porém o etanol não é um solvente apropriado especialmente em condições acídicas (Van Landuyt et al., 2005).

3.1.1.5– 4-Acriloiloxietil trimeliato anidrido (4-AETA)

Este monómero difere do 4-META na sua estrutura por ter um grupo acrilato polimerizável em vez de um metacrilato, tornando-o melhor na polimerização. Pensa-se que quanto a forças adesivas, apresenta valores semelhantes (Ikemura e Endo 1998).

3.1.1.6– 10-metacriloiloxildecil dihidrogenofosfato (10-MDP)

Usado principalmente como um monómero de condicionamento em consequência do grupo dihidrogenofosfato, apresenta na sua estrutura longas cadeias de carbonilo o que o torna hidrofóbico (Hayakawa et al., 1998). Como consequência, o etanol e acetona são os solventes mais apropriados. Yoshida et al. (2004) mostraram que este monómero é capaz de criar fortes ligações iónicas com o cálcio, indicando-o como um dos mais promissores monómeros na adesão química quer a esmalte quer a dentina.

3.1.1.7– 11-metacriloiloxil-1,10-ácido dicarboxilato-undecano (MAC-10)

Este monómero apresenta muito pouca informação na literatura. Segundo Van Landuyt et al. (2007), o 10-MDP tem um grupo espaçador de 10 átomos de carbono, o que provavelmente o torna hidrofóbico e hidroliticamente estável.

3.1.1.8- Phenyl-P

Foi usado como um dos primeiros monómeros acídicos em *primers* do tipo *self-etch* (Watanabe et al., 1994; Tani et al., 1993). Tem pouca capacidade de se ligar

quimicamente à HAp. Atualmente, não tem sido usado frequentemente na formulação dos adesivos (Van Landuyt et al., 2005).

3.1.1.9– Di-HEMA-fosfato e HEMA-fosfato

Estes monómeros, e mais provavelmente o HEMA-fosfato são hidroliticamente instáveis. Em soluções aquosas dissociam-se em HEMA e ácido fosfórico forte dando um carácter muito ácido aos adesivos (Salz et al., 2005).

A principal desvantagem desta degradação hidrolítica é a irregular profundidade de penetração e desmineralização da superfície dentária. Segundo Wang e Spencer (cit. in Vand Landuyt et al., 2007), além de uma polimerização incompleta dos monómeros, a continuação de hidrólise e a libertação de ácido fosfórico após polimerização pode provocar continuação de desmineralização na dentina.

3.1.1.10– Di-metacrilatos

Os monómeros de cadeia cruzada mais usados em adesivos são: Bis-GMA, UDMA e TEGDMA. Eles fornecem a força mecânica e viscosidade ao sistema adesivo pela formação de polímeros densos e são caracterizados pelo seu comportamento hidrofóbico, o que previne uma absorção substancial de água (Sideridou et al., 2002; Peutzfeldt et al., 1997). A absorção de água é maior no TEGDMA, seguido de Bis-GMA e UDMA (Sideridou cit. in Van Landuyt et al., 2007).

Devido ao seu alto peso molecular, **Bis-GMA** é altamente viscoso e permite baixa contração na polimerização, rápido endurecimento e ótimas qualidades mecânicas ao adesivo (Peutzfeldt et al., 1997). É um monómero muito rígido devido aos anéis aromáticos volumosos presentes no espaçador, o que pode ser um problema na taxa de

conversão de polimerização, sendo necessária a adição de monómeros de peso molecular mais baixo, como UDMA, EGDMA e TEGDMA (Lu et al., 2005).

O **TEGDMA** é um monómero de alta flexibilidade que normalmente é usado em conjunto com UDMA ou Bis-GMA para compensar a rigidez deste último e a taxa de conversão do adesivo. Tem demonstrado também um aumento na força tênsil mas uma redução da força flexural do polímero resultante (Asmussen e Peutzfeldt 1998).

Apesar do seu peso molecular comparável com Bis-GMA, o **UDMA** exibe propriedades menos viscosas e é mais flexível devido às suas ligações éster. Nos adesivos é muitas vezes usado sozinho ou em combinação com TEGDMA e/ou Bis-GMA (Peutzfeldt 1997).

Existe alguma controvérsia sobre a biocompatibilidade destes monómeros nomeadamente do Bis-GMA, sendo este monómero associado a atividade estrogénica devido à degradação hidrolítica e enzimática dando origem a libertação de Bisfenol A que possivelmente é metabolizado. Alguns autores demonstram a sua presença na saliva enquanto que outros concluem que as quantidades libertadas de Bisfenol A são desprezíveis (Olea et al., Al Hiyasat et al., Lewis et al., Nomura et al., cit. in Van Landuyt et al., 2007).

3.1.1.11– Metacrilamidas

Estes monómeros têm um grupo amida em vez do grupo éster encontrado nos monómeros acrilatos e metacrilatos permitindo uma maior resistência hidrolítica e consequente maior validade em adesivos do tipo *self-etch* (Salz et al., 2005). O grupo amida promove ainda a formação de ligações de hidrogénio entre o grupo carboxílico e amida do monómero com os grupos carboxílicos do colagénio presente na dentina (Nishiyama et al., cit. in Van Landuyt et al., 2007).

3.1.2– Sistemas Iniciadores

Os monómeros polimerizam graças a reações de polimerização de radicais. As reações ocorrem com o consumo de pequenas quantidades de iniciadores. Estes iniciadores são moléculas que possuem ligações atômicas com baixa energia de dissociação e que formam radicais sob certas condições que irão iniciar a reação de polimerização associando-os a alguma citotoxicidade (O'dian cit. in Van Landuyt et al., 2007). A quantidade de iniciador está diretamente ligada à força mecânica da resina.

Em adesivos, os radicais podem ser produzidos por foto-iniciadores e iniciadores químicos. Os foto-iniciadores absorvem energia eletromagnética, enquanto que os iniciadores químicos precisam da mistura com outro componente. A escolha depende da finalidade do adesivo. Os foto-iniciadores normalmente são usados em adesivos que ligam restaurações e *brackets* ortodônticos, enquanto que os iniciadores químicos são usados em cimentos à base de resina. Quando ambos são usados, o adesivo torna-se de polimerização dual (Van Landuyt et al., 2007).

A quantidade de iniciador adicionado a sistemas adesivos depende do tipo de iniciador e de adesivo, mas normalmente encontra-se entre 0,1-1 % do peso total (Hayakawa e Horie 1992).

3.1.2.1– Foto-iniciadores

Estes foto-iniciadores podem se decompor para formar radicais livres (tipo I) ou pode ocorrer uma reação biomolecular onde o estado excitado do foto-iniciador interage com uma segunda molécula (co-iniciador) (tipo II) (O'dian cit.in Van Landuyt et al., 2007).

Os compostos amina alifático e amina aromático são co-iniciadores doadores de hidrogénio eficientes. No entanto vários problemas têm sido associados a co-iniciadores amina em sistemas adesivos. Uma reação ácido-base ocorre entre este iniciador e

monómeros acídicos o que leva a um decréscimo na produção de radicais necessários à polimerização sendo necessário um segundo co-iniciador na presença de adesivos acídicos (Moszner et al., 2005). A sua toxicidade e mutagenicidade são outros problemas. A redução na toxicidade passa pela aplicação de aminas que são também monómeros polimerizáveis (Yoshida e Greener 1994; Nie e Bowman 2002).

O sistema mais popular é o da canforoquinona combinada com um co-iniciador (Taira et al., cit. in Van Landuyt et al., 2007).

A Canforoquinona é um excelente foto-iniciador que absorve um largo espetro de comprimentos de onda (360-510 nm). O seu pico de absorvência encontra-se nos 468 nm. Esta molécula é pouco solúvel em água. Apesar de ser usado em quantidades mínimas (0,03-0,1%), influencia significativamente a cor do adesivo, e tem vindo a ser mostrada citotóxica (Janda et al., 2004; Atsumi et al., 2004).

3.1.2.2– Iniciadores químicos

Como dito anteriormente o seu uso restringe-se a cimentos e a resina que não depende apenas da luz. Adesivos quimicamente polimerizáveis precisam de uma mistura de um iniciador com um co-iniciador para o início da reação. O iniciador mais comum em resinas auto-polimerizáveis é a combinação de peróxido de benzoila (BPO) com uma amina terciária (Salz et al., 2005).

O BPO reage com a amina como co-iniciador libertando radicais. É muito pouco solúvel em água, mas solúvel em etanol e acetona. Por ser um peróxido, quando exposto à luz sofre fotólise. Altas temperaturas também favorecem a formação de radicais. Quando dissolvido em água passa por uma rápida hidrólise, dependendo do pH (maior validade em pH ácido), por isso não deve ser usado em adesivos com água na sua composição. Os mesmos problemas que surgem do uso de aminas com foto-iniciadores, como neutralização em soluções ácidas, descoloração e toxicidade, também ocorrem

neste caso em sistemas autopolimerizáveis com aminas (O'dian cit. in Van Landuyt et al., 2007).

3.1.3– Inibidores

Os inibidores adicionados a resinas dentárias são antioxidantes que eliminam os radicais livres originários de reações prematuras indesejadas dos iniciadores. São importantes para manter a validade no adesivo em condições desfavoráveis no seu armazenamento (O'dian cit. in Van Landuyt et al., 2007).

A concentração requerida depende da instabilidade dos monómeros. O seu efeito na polimerização é desprezível já que uma maior quantidade de radicais são formados sendo eliminados apenas os radicais iniciais. Grandes quantidades de inibidor podem diminuir a taxa de polimerização (Cook e Standish 1983).

Segundo Reed et al., Lapp e Schuster (cit. in Van Landuyt et al., 2007), os inibidores mais usados em adesivos são o butilhidroxitolueno (BHT) (mais usado em adesivos hidrofóbicos) e o éster monoetil hidroquinona (MEHQ) (mais usado em adesivos hidrofílicos).

3.1.4– Solventes

Têm como papel a dissolução dos monómeros aumentando a sua capacidade de fluir nas microrretenções da superfície dentária. Nos adesivos, os solventes mais comuns são: a água, etanol e acetona por serem baratos, terem uma grande disponibilidade e boa biocompatibilidade, ao contrário de outros pequenos monómeros considerados solventes como MMA e HEMA (Pashley et al., 2001).

3.1.4.1– Água

A sua capacidade de dissolução é maioritariamente determinada pela formação de fortes ligações de hidrogénio. No entanto é um solvente fraco para monómeros o que torna necessário um segundo solvente como álcool ou acetona (Van Landuyt, 2005). Em adesivos do tipo *self-etch* o uso de água como solvente é indispensável para garantir a ionização dos monómeros acídicos. Num estudo realizado por Hanning et al., em 1999, a eficiência do condicionamento e penetração não dependerá apenas da acidez inicial do material mas também da capacidade de tamponamento. Segundo este estudo, a evaporação da água leva a uma grande concentração de iões cálcio e fosfato, o que limita a profundidade da desmineralização e contribui para a inativação das moléculas do *primer* reduzindo a capacidade de desmineralização. Em adesivos *etch&rinse*, a água é capaz de re-expandir as fibras de colagénio colapsadas (Carvalho et al., 2003).

3.1.4.2– Etanol

Como a água, o etanol forma ligações de hidrogénio com os seus solutos. Normalmente é usado em conjunto com a água como co-solvente dando origem a uma melhor evaporação destes agregados do que em água pura (Moszner et al. 2005). Este solvente é inapropriado para monómeros com ácido carboxílico porque pode levar à inativação da função acídica do monómero (Carvalho et al., 2003).

3.1.4.3– Acetona

A acetona é um bom solvente para adesivos que combinam componentes hidrofílicos e hidrofóbicos, mas não cria boas ligações de hidrogénio não tendo assim a capacidade de re-expandir o colagénio colapsado. A sua grande força de pressão é uma grande vantagem. No entanto a alta volatilidade pode reduzir a validade do adesivo pela

evaporação do solvente. A acetona é frequentemente usada como solvente único mas em adesivos do tipo *self-etch* junta-se à água como co-solvente (Van Landuyt et al., 2005).

3.1.5– Partículas de Carga

Nem sempre os adesivos apresentam estas partículas, nomeadamente adesivos usados em restaurações (Perdigão et al., 2002). Podem ser adicionados por várias razões. São sugeridos pelo fortalecimento da camada adesiva, apesar das pequenas concentrações aplicadas em resinas adesivas. Os fabricantes muitas vezes usam-nos para modificar a viscosidade do adesivo prevenindo da inibição do oxigénio devido a camadas muito finas de adesivo. Dependendo da sua composição, estas partículas podem fornecer a libertação de flúor (Perdigão et al., 1996; Kim et al., 2005).

Devido ao seu tamanho, pequenas quantidades são apropriadas nos adesivos de modo a não comprometer o humedecimento da superfície dentária. Os sistemas adesivos com os componentes resinosos separados apresentam maiores percentagens de partículas de carga (algumas até 50%), do que os adesivos que combinam resinas hidrofóbicas com monómeros acídicos (Perdigão et al., 1996). A maioria dos adesivos contêm partículas hidrofóbicas de modo a prevenir a sua aglomeração (Van Landuyt et al., 2005).

Em relação à sua composição, passam por sílica, vidros silicatos compostos contendo átomos de metais pesados como bário e estrôncio. Vidros silicatos reativos contendo fluoretos são também adicionados com a intenção da libertação de flúor. Supõem-se que os monómeros acídicos em água podem reagir com os vidros silicatos dando origem a uma reação ácido-base e consequente libertação de flúor (Ferracane et al., 1998; Fong et al., 2005). Geralmente, as partículas são silanizadas para permitir uma ligação química com a matriz resinosa e prevenir de uma degradação prematura (Yoshida et al., 2002).

3.2– Adesivos em Ortodontia

3.2.1– Sistemas adesivos

Nesta era da Medicina Dentária adesiva, a conservação dos tecidos duros e os métodos que se focam na poupança de tempo de trabalho têm substituído os procedimentos convencionais. A busca de sistemas adesivos mais simples, rápidos e fáceis de manipular tem levado ao desenvolvimento de novos sistemas. Hoje em dia temos presentes: sistemas *etch&rinse* de dois passos que combinam *primer* e *bonding* num único frasco; sistemas *self-etch* de dois passos que combinam condicionamento e *primer* num único frasco; e sistemas *all-in-one* que combinam os três elementos (ácido, *primer* e *bonding*) num único frasco (İŞMAN et al., 2012). Independentemente do sistema, todos eles contêm ingredientes similares diferindo na sua proporção (Van Landuyt et al., 2007).

Os sistemas adesivos são usados por Médicos Dentistas em todo o mundo e naturalmente se tornaram indispensáveis na Ortodontia nomeadamente na colagem de *brackets* ao esmalte. Um desafio eterno na ortodontia adesiva é oferecer uma forte e fiável adesão e manter um esmalte imaculado após a descolagem (Campbell et al., Ryf et al., cit. in Su et al., 2011; Paschos et al., 2009).

Os sistemas *self-etch* consistem numa mistura de monómeros autocondicionantes, cadeias cruzadas de monómeros e co-monómeros monofuncionais adicionais, sendo os mais eficientes aqueles que apresentam monómeros mais fortemente acídicos, contendo dihidrogenofosfato, ácido fosfónico ou grupos ácidos carboxílicos. No presente, sérios problemas em adesivos muito acídicos e baseados em água, particularmente em adesivos de frasco único, surgem da instabilidade hidrolítica dos monómeros de metacrilato usados e dos efeitos colaterais dos componentes iniciadores. A aplicação de novos componentes com estabilidade hidrolítica como é o caso de ésteres acrílicos de ácidos fosfónicos ou acrilamidas mono ou disfuncionais podem ajudar neste problema assim como iniciadores mais estáveis e compatíveis (Moszner et al., 2005). Um mecanismo adicional de adesão iónica pelos monómeros acídicos e cálcio na HAp foi

recentemente adicionado, o que pode explicar a boa performance clínica em alguns adesivos *self-etch* de pH mais elevados (Peumans et al., 2005).

A preservação do tecido dentário é melhor conseguida com sistemas adesivos *self-etch* e a força de adesão, com os sistemas *etch&rinse*. No entanto dentro de ambos os sistemas podemos obter variados valores de resistência à descolagem o que sugere maior influência devido à composição do adesivo e à forma de aplicação e não ao tipo de sistema em si (Van Landuyt et al., 2007). Existem porém estudos que indicam maiores forças adesivas por parte de sistemas *etch&rinse* colocando em questão a capacidade adesiva de sistemas *self-etch* (Devarasa et al., 2012) e outros que defendem haver valores similares entre ambos os tipos de sistemas (Di Francescantonio et al., 2007).

O condicionamento com ácido fosfórico previamente à aplicação do adesivo parece continuar a ser a melhor escolha quando se fala de longos tratamentos ortodônticos. A formação de *tags* de resina, com uso de sistemas *self-etch*, que promovam uma adesão adequada ao esmalte intacto não pode ser verificada sendo necessário o pré-condicionamento ácido na superfície (Devarasa et al., 2012).

O esmalte intacto maduro superficial é hipermineralizado e contem mais flúor do que o esmalte profundo o que converte a HAp em fluorapatite. Esta camada mais externa e espessa de esmalte preveni-se da permeabilização de *primers self-etch* e de agentes de união levando a algumas áreas parcialmente condicionadas, o que pode levar à formação de *tags* de resina mais curtos e menos definidos (Kanemura et al., 1999).

O condicionamento com ácido fosfórico faz ultrapassar a dificuldade no esmalte intacto. Com a aplicação ácida é removida a camada mais externa de esmalte resultando na formação de maiores *tags* de resina e assim no aumento da força de adesão (Pashley e Tay 2001). Segundo Hannig et al., 1999 estes *tags* podem apresentar comprimentos entre 5-55µm.

Uma revisão sistemática de ensaios clínicos entre sistemas com *primers* autocondicionantes e sistemas com técnica de condicionamento convencional efetuada

por Fleming et al., (2012) indica uma maior tendência para o fracasso em sistemas com *primers self-etch* (odds ratio, 1.35).

3.2.2– Tipos de adesivos

Existem vários tipos de adesivos ortodônticos disponíveis:

- 1 – Resinas compostas
- 2 – Cimentos de ionômero de vidro (CIV)
- 3 – Cimentos de ionômero de vidro modificados por resina (CIVMR)
- 4 – Compómeros

3.2.2.1– Resinas compostas

Consistem em combinações de partículas de carga inorgânica revestidas e resinas de dimetacrilato. Existe uma grande variedade de materiais na classe das resinas compostas mas a maioria é baseada em Bis-GMA, como a patenteada por Bowen em Janeiro de 1959. Esta substância é o produto obtido da reação de bisfenol A e de metacrilato de glicidilo, e polimeriza pelo processo de adição envolvendo os grupos de metacrilato terminais (McCabe cit. in Nicholson 1998).

Em alguns casos, a fim de reduzir a viscosidade são adicionados diluentes líquidos que compreendem monómeros de massa molar inferior como o TEGDMA. Outros como dietileno glicol dimetacrilato (DGMA) e uretano de dimetacrilato (UDMA) podem também ser usados em resinas compostas (McCabe cit. in Nicholson 1998).

As partículas de carga inorgânica usadas são o vidro de silicato de bário, quartzo ou silicato de zircônio, normalmente combinadas com 5 a 10% em peso de partículas microscópicas de sílica coloidal. A sua polimerização pode ser ativada por luz, quimicamente ou dual (Platt cit. in Ewoldsen e Demke 2001).

As resinas compostas ativadas pela luz constituem-se de componentes únicos tais como os compósitos à base de resina. O tempo requerido à exposição da luz depende dos seus constituintes e da luz usada. Por sua vez, as ativadas quimicamente constituem-se ou em pó e líquido ou em duas pastas. Os dois componentes devem ser misturados e retirado o excesso imediatamente após a colocação. Finalmente os cimentos de polimerização dual devem ser misturados da mesma forma que os ativados quimicamente. Neste caso a ativação química é mais lenta permitindo um maior tempo de trabalho para posterior fotopolimerização (Shen 2003).

Para uso clínico são normalmente fornecidas em sistemas de uma pasta sendo polimerizadas por luz visível, tipicamente azul a 470 nm e têm atividade iônica limitada. A iniciação é feita por uma α -dicetona, como a canforoquinona com um agente redutor de amina que liberta os radicais necessários à polimerização dos monómeros (Anstice cit. in Nicholson 1998).

Os monómeros adesivos incorporados no adesivo incluem HEMA, 4-META e MDP. Como grupo são insolúveis nos fluidos orais, mas atingem uma grande variedade de propriedades de uma para outra marca em consequência da quantidade de variações que existem na sua composição, concentração de solvente e partículas de carga (Shen 2003).

As falhas na adesão destes sistemas devem-se à falta de humedecimento da superfície dentária devido ao seu caráter hidrofóbico e é piorada pela alta contração da matriz polimérica na polimerização (Davidson et al., 1984). A adesão ao esmalte é assim conseguida com uma retenção micromecânica que decorre do tratamento da superfície com ácido fosfórico e não com adesão química. As forças de adesão conseguidas podem ser altas. Forças de 20MPa podem ser obtidas em esmalte humano condicionado (Legler et al., cit. in Nicholson 1998).

Os elementos solúveis em água adicionados difundem-se no meio, mas o seu efeito na inibição de cáries e remineralização parecem ser insignificantes (Ewoldsen e Demke 2001).

São os tipos de adesivos que apresentam melhores propriedades mecânicas e físicas, maiores valores na força de adesão, são melhores de manipular do que os cimentos e são os mais usados (Ewoldsen e Demke 2001; Goldberg cit. in Üşümez e Erverdi 2010).

3.2.2.2- Cimentos de ionómero de vidro (CIV)

Surgem da mistura de pó de vidro fluoroaluminossilicato de cálcio e uma solução de copolímero de ácido poliacrílico e têm a capacidade de se aderirem quimicamente ao esmalte, cimento, dentina, metais não preciosos e plásticos não sendo necessária a aplicação de ácido nem a eliminação de humidade (Hotz et al., cit. in Cacciafesta et al., 2012). O mecanismo de adesão não foi ainda bem esclarecido mas pensa-se que envolve a quelação dos grupos carboxilo dos poliácidos com o cálcio presente na apatite (Shen 2003).

O vidro de aluminossilicato fundido na presença de fluxos de flúor resulta numa composição alcalina que liberta iões de flúor quando em contacto com ácidos (Ewoldsen e Demke 2001). A inibição de cáries tem sido associada com a libertação ligeira de flúor destes cimentos. Pensa-se que as fases de hidrogel presentes nos CIV são responsáveis pelo movimento de cálcio, estrôncio e outros iões associados à remineralização do esmalte e pela captação e libertação de flúor adicionado a partir de dentífricos e géis tópicos. A manipulação destes cimentos é no entanto uma técnica sensível e os hidrogéis ressecam e racham em ambientes secos. O desenvolvimento de CIV em cápsulas tem eliminado este inconveniente (Ewoldsen e Demke 2001; Shen 2003).

Após a polimerização inicial, os CIV continuam a endurecer levemente desenvolvendo uma força compressiva de 180-220 MPa às 24h. Por outro lado a sua força adesiva é

problemática e tipicamente as suas falhas são coesivas, sendo muitos dos valores encontrados em testes de resistência, baixos (3-6 MPa) (Nicholson 1998).

A utilização dos CIV passou pela colagem de *brackets* mas hoje em dia é consensual entre ortodontistas que a sua baixa resistência devido à falta de propriedades físicas necessárias ao tratamento ortodôntico com *brackets*, limita a sua utilização em Ortodontia à cimentação de bandas (Millett e Cabe cit. in Ewoldsen e Demke 2001). A inibição da desmineralização e a sua capacidade de retenção de bandas continuam a ser as principais razões que tornam os CIV úteis a ortodontistas no tratamento de pacientes com suscetibilidade a cáries (Ewoldsen e Demke 2001). O tamanho máximo das partículas no que concerne a agentes de cimentação encontra-se nos 15 μ m (Shen 2003).

Segundo Oliveira et al., Miller et al., (cit. in Cacciafesta et al. 2012), os adesivos de cimentos de ionómero de vidro só devem ser usados em tratamentos limitados por terem um índice de fracasso mais alto.

3.2.2.3- Cimentos de ionómero de vidro modificados por resina (CIVMR)

Para aproveitar as qualidades de ambos os adesivos foram criados os CIVMR de modo a termos a libertação de flúor, baixa sensibilidade à humidade e uma boa força de adesão. São uma mistura dos componentes dos CIV com uma matriz de monómeros orgânicos e fotopolimerizáveis e seu sistema de iniciação que vieram substituir parte do ácido poliacrílico (Shen 2003; Nicholson 1998). Podem ser também chamados de cimentos de ionómero híbridos.

Os materiais poliméricos são misturados com materiais inorgânicos finamente divididos tais como vidros de aluminosilicato de bário ou outros tipos de vidros. Em comparação com os CIV, são adesivos com melhores propriedades físicas e hidrogéis mais estáveis (Ewoldsen e Demke 2001).

A adição de 10% a 20% de monómeros resinosos como HEMA que permite a união de todos os componentes numa única fase, resulta num cimento ativado quimicamente ou com impulso de luz. Apesar desta adição reduzida, a polimerização dos monómeros de resina acelera o endurecimento inicial dos CIVMR sem interferir significativamente com a reação de configuração ácido-base, a libertação de flúor ou a quelação dos grupos carboxilo ao metal e à superfície dentária (Nicholson cit. in Ewoldsen e Demke 2001).

Por outro lado, parecem aumentar de volume em meios aquosos. Segundo Anstice e Nicholson (cit. in Nicholson 1998) isto deve-se ao potencial químico do sistema solvente e é maior em água pura do que por exemplo em solução a 0.9% de cloreto de sódio ou na esperada na saliva.

Em adição à ligação química dos CIVMR, os monómeros de resina presentes penetram nas irregularidades da superfície dentária condicionada permitindo uma adesão micromecânica após a polimerização. Ao controlo de polimerização por parte do operador acrescenta-se reações ácido-base mais rápidas dando origem a propriedades físicas mais precoces nomeadamente, resistência à fratura (Shen 2003).

Segundo Ewoldsen e Herwig, Diaz-Arnold et al. (cit. in Ewoldsen e Demke 2001), o endurecimento, captação e libertação sustentada de flúor, a capacidade de inibição de cáries e a ligação química na presença de humidade são similares quando comparados com os CIV.

Vários estudos têm demonstrado menor perda de esmalte na utilização deste tipo de adesivos e forças de adesão similares às resinas compostas (Wilson e Donley cit. in Cacciafesta et al., 2012).

3.2.2.4- Compómeros

A busca por um material com capacidade de libertar fluor, a quelação carboxílica dos CIV e a durabilidade dos compósitos levou à introdução de compósitos modificados por poliácidos, ou compómeros (Nicholson 1998).

Os compómeros são sistemas de um único componente que consistem em vidro de aluminossilicato na presença de monómeros de resinas modificadas por poliácidos, fluoreto de sódio e monómeros de resina convencionais fotopolimerizáveis. (Nicholson 1998; Ewoldsen e Demke 2001). Na sua composição não se encontra adicionada água, o que segundo Ewoldsen e Demke (2001) torna impossível a reação ácido-base necessária à libertação de flúor. Porém, após a ativação por luz, é referido que a água é absorvida para o compómero, permitindo uma reação ácido-base retardada que leva à libertação de flúor e outros iões remineralizantes do vidro de aluminossilicato para o meio. Desta reação não resulta um aumento das propriedades físicas (Small et al., 1998; Ewoldsen e Demke 2001). A ausência de hidrogéis restringe a captação e libertação de iões (Yip e Smales, Preston et al., cit. in Ewoldsen e Demke 2001).

Apesar da combinação e o componente chave ter grupos funcionais carboxílicos ácidos, estes não são em quantidade suficiente de modo a conferir solubilidade à água. Ainda assim são capazes de apresentar alguma neutralização (Nicholson 1998). Diferem também dos CIV na sua polimerização por ser por luz e na falta de mecanismo de adesão com troca de iões (Shen 2003; Nicholson 1998).

Durante o tempo que se encontra colocado, absorve água da saliva, o que contribui para a reação ácido-base entre os grupos funcionais acídicos na matriz e as partículas de vidro de silicato (Nicholson 1998).

É esta reação que eventualmente sustem a libertação de flúor. No entanto esta libertação é menor do que aquela verificada nos CIV porque contêm menos flúor na sua composição (Chin et al., Rix et al., cit. in Savariz et al., 2012). Ainda assim estudos revelam a diminuição de desmineralização na área adjacente ao *bracket* (Savariz et al., 2012).

A maior parte da libertação de flúor dá-se nas primeiras 24 horas na cavidade oral, seguindo-se de uma estabilização ao longo do tempo. Além disso como nos CIV, as aplicações tópicas de géis e o uso de pastas dentífricas parecem ajudar no recarregamento de flúor neste tipo de materiais (Ahn et al., 2011; Nicholson 1998).

Devido à ausência de água na sua constituição não é possível a sua utilização como o CIV para a adesão química não sendo provada a quelação de grupos carboxilo ao esmalte. Torna-se assim necessário um agente de ligação como o que encontramos nas resinas compostas (Shen 2003; Ewoldsen e Demke 2001).

Os compómeros atuam como as resinas adesivas: aderem primeiramente por interação física com superfícies que devem se encontrar condicionadas com ácido e secas (Tate et al., cit. in Ewoldsen e Demke 2001).

As propriedades físicas são adquiridas rapidamente à medida que os compómeros polimerizam, e as suas forças iniciais de adesão são superiores às dos CIVMR mas inferior à dos adesivos de resina (Abu-Bakr et al., Millett et al. cit. in Ewoldsen e Demke 2001)

3.2.3– Preparação de superfície dentária e adesão ortodôntica

A colagem de *brackets* é uma fase crucial no processo do tratamento ortodôntico. Erros mínimos neste processo irão alterar dramaticamente o tratamento ativo originando alinhamento impróprio dos dentes, falha prematura, o que provocará tempo e custos extra no tratamento e aumento na suscetibilidade para a desmineralização em redor da área de contacto dos *brackets*.

A superfície de esmalte saudável, apresenta propriedades hidrofóbicas e o humedecimento é limitado. Isto torna a adesão num desafio. Como solução, deve ser feito um pré-tratamento da superfície, usualmente executado pelo condicionamento com

o uso de soluções ácidas. A mais frequente solução usada é a de ácido ortofosfórico a 37%, sendo esta substância inorgânica. Algumas características na superfície do esmalte são alteradas por esta solução ácida devido à remoção de esmalte interprismático, o que cria microporosidades entre os prismas de esmalte tornando possível uma adesão micromecânica (Üşümez e Erverdi 2010).

A adesão típica consiste na aplicação de um selante na superfície condicionada de esmalte e de uma resina de carga que se liga à superfície selada de esmalte e à base de esmalte fazendo esta ligação. O adesivo ortodôntico ideal deve possuir duas propriedades principais: ser capaz de garantir força de adesão suficiente para suportar o stress diário da mastigação e por outro lado ser fácil de remover sem danificar o esmalte (Ludwig e Glasl 2012). Como sabemos, estas duas condicionantes são opostas, daí ser necessário encontrar um meio termo de equilíbrio onde possamos ter boas propriedades adesivas mas que ao mesmo tempo não tenhamos um desgaste significativo e prejudicial. Estudos revelam que a força necessária mínima para tratamentos ortodônticos encontra-se entre os 5,9 e os 10 MPa, e que em valores acima dos 20 MPa existe um grande risco de fratura de esmalte aquando da descolagem dos *brackets*. Para uma boa adesão ter sucesso é necessário ter atenção a várias condicionantes: preparação da superfície do esmalte, a congruência da base do *bracket* com a superfície do dente, a posição do *bracket* nos planos vertical e horizontal assim como o posicionamento rotacional, as forças de adesão (cisalhamento, tênsil e de torque) e o agente de adesão (Arhun et al., Holzmeier et al., cit. in Ludwig e Glasl 2012).

Os passos a seguir para uma ótima adesão dos *brackets* são: 1– limpeza, 2– condicionamento do esmalte, 3– selamento, 4– colagem, 5– fotopolimerização.

3.2.3.1– Limpeza

Antes da adesão é essencial remover a película orgânica que normalmente cobre os dentes. Isto pode ser feito usando uma mistura de pedra-pomes e água, ou pasta profilática com taça de borracha ou ainda uma escova de polimento montada num instrumento de baixa velocidade de rotação. O dente é em seguida lavado com água e secado com fluxo de ar. No entanto, tanto em testes *in vitro* como em ensaios clínicos

foi demonstrado que a limpeza com pedra-pomes não apresenta efeito significativo nem na força de adesão nem na taxa de fracasso na adesão quer utilizando compósitos quer utilizando ionómeros de vidro (Üşümez e Erverdi 2010; Barry cit. in Cacciafesta et al. 2012). Pode-se também aplicar jato de areia durante 3 segundos caso haja necessidade de aumentar a força de adesão (Cacciafesta et al., 2012).

3.2.3.2– Condicionamento de esmalte

Após limpeza da superfície é necessário manter a superfície completamente seca para depois criar irregularidades no esmalte removendo uma pequena quantidade de esmalte interprismático. Isto é conseguido cobrindo totalmente a superfície do esmalte que irá receber o *bracket* com ácido ortofosfórico durante algum tempo, que varia de fabricante para fabricante. O tempo médio de aplicação encontra-se nos 30s sendo que qualquer tempo menor que 15s e maior que 60s tem demonstrado um decréscimo na resistência ao cisalhamento (Üşümez e Erverdi 2010).

O condicionamento pode também ser realizado com *primers self-etch*, que condicionam a superfície e ao mesmo tempo deixam um fino revestimento de compósito o que permite uma diminuição nos passos clínicos e um condicionamento menos agressivo. Alguns estudos têm demonstrado que apesar destes *primers* não atingirem a profundidade de ação do ácido ortofosfórico, apresentam resistência ao cisalhamento semelhante (Cal-Neto et al., Cehreli et al., Vicente et al., cit. in Ludwig e Glasl 2012).

Longos períodos de condicionamento provocam uma pior retenção devido à perda de estrutura. Os géis são preferíveis às soluções ácidas porque oferecem melhor controlo do ácido e restrição do campo de trabalho devido a sua viscosidade. (Brannstrom et al., cit. in Cacciafesta et al., 2012).

Após a aplicação do gel ácido e lavagem com água, deve-se aplicar jato de ar de modo a obter uma superfície uniforme e opaca. A superfície de esmalte não deve ser

contaminada com saliva porque promove remineralização imediata o que dificulta a adesão. (Fan et al., cit. in Cacciafesta et al. 2012).

Para minimizar os danos durante o condicionamento do esmalte e a descolagem dos *brackets*, pode ser aplicada uma mistura de ácido fosfórico e fluoreto de fosfato acidulado como um substituto ao ácido convencional sem uma perda significativa na força de ligação entre o *bracket* e o dente (Kim et al., cit. in Cacciafesta et al. 2012).

3.2.3.3– Selamento

Uma resina líquida é aplicada na superfície preparada de esmalte de modo a penetrar nas irregularidades conseguidas com o condicionamento ácido e permitir a ligação do dente à pasta que será aplicada no *bracket*. Os *primers self-etch* que contêm monómeros hidrofílicos acídicos têm se tornado mais evidentes no mercado devido ao seu tempo reduzido de trabalho. Além disso a perda de esmalte e a quantidade de adesivo restante na superfície de esmalte é significativamente menor nos *primers* tipo *self-etch* (Attar et al., Holzmeier et al., cit. in Ludwig e Glasl 2012).

A falha na adesão é muitas vezes atribuída à contaminação e para ultrapassar esse problema têm vindo a ser criados *primers* mais hidrofílicos a fim de permitir uma melhor força de adesão em ambientes húmidos e contaminados. No entanto, segundo Cacciafesta et al. (2012), a contaminação por sangue continua a provocar valores clinicamente não aceitáveis.

3.2.3.4– Colagem

Após a aplicação da resina líquida no esmalte, uma pequena quantidade de adesivo (pasta) é aplicado na base do *bracket*. Este adesivo deve apresentar uma consistência

viscosa para evitar o deslizamento do *bracket* até a polimerização estar completa. De forma a diminuir o tempo na cadeira os ortodontistas também têm utilizado *brackets* cerâmicos e metálicos pré-revestidos de adesivo similar em composição aos usados em *brackets* não pré-revestidos, variando a composição de alguns constituintes. Os *brackets* cerâmicos pré-revestidos apresentam resistência ao cisalhamento semelhante aos que não são pré-revestidos com o mesmo tipo de adesivo. Já no caso dos *brackets* metálicos, os pré-revestidos apresentam uma resistência significativamente menor que os não pré-revestidos. A diferença na força de adesão de *brackets* metálicos e cerâmicos baseia-se tanto no tipo de adesivos usados como no tipo de retenção proveniente das bases dos *brackets*. Segundo Verstryngge et al., cit. in Cacciafesta et al. (2012), todas as combinações *bracket*/adesivo apresentam resistência ao cisalhamento clinicamente aceitáveis.

Existem dois tipos de colagem, direta e indireta.

Colagem direta

A colagem direta é o método de eleição para a colocação de aparelhos ortodônticos. É mais fácil, rápida e barata do que a colagem indireta. Além disso o posicionamento do *bracket* é diretamente visível e o adesivo em excesso pode ser removido imediatamente. Tem como desvantagens o campo de visão ser limitado em situações como limitação de abertura de boca e pouca elasticidade dos lábios (Goldbecher e Bock 2012). Consiste na transferência do *bracket* para o dente, posicionamento (que pode ser feito com o auxílio de uma sonda), ajuste (premindo ligeiramente o *bracket*), remoção dos excessos e a fotopolimerização. A remoção de excessos deve ser bem efetuada uma vez que o adesivo em contacto com a margem gengival pode provocar danos periodontais, hiperplasia e inflamação gengival e descalcificação na periferia da zona de adesão (Zachrisson cit. in Cacciafesta et al. 2012).

Colagem indireta

A colagem indireta apresenta menor tempo do paciente na cadeira, o que para o paciente é mais confortável e a colocação de *brackets* torna-se mais fácil. Contudo, esta

vantagem depende da experiência do operador. Tem como desvantagens a necessidade de construção de modelos para o posicionamento dos *brackets* e custos adicionais ao laboratório na confecção das moldeiras para a transferência dos *brackets*. O compósito pode também verter para o *slot* o que poderá dificultar o encaixe do arame e o seu excesso só poderá ser removido após a polimerização (Goldbecher e Bock 2012).

É feita posicionando previamente os *brackets* em modelos de trabalho no laboratório com resinas provisórias e usando um molde de transferência em silicone de endurecimento rápido ou resina acrílica com braços de transferência para transportar os *brackets* para os dentes sendo colados em simultâneo na posição correta definida nos modelos (Zachrisson e Brobakken cit. in Cacciafesta et al. 2012; Goldbecher e Bock 2012). O molde terá de ser forte e dimensionalmente estável mas elástico o suficiente de forma a facilitar a colocação e remoção sem descolamento dos *brackets*. Existem várias técnicas indiretas sendo as duas principais a técnica com material de impressão e de selamento duplo.

Quer optemos por uma técnica direta ou indireta, a resistência ao cisalhamento em ambas são semelhantes (Klocke et al., Hocevar e Vincent, Deahl et al., cit. in Üşümez e Erverdi 2010; Yi et al., cit. in Cacciafesta et al., 2012). A média de erros de posição na colocação em ambas as técnicas é também idêntica sendo que é maior no plano vertical do que no horizontal e este último maior do que nos erros angulares. Ocorrem também com maior frequência no arco maxilar do que no mandibular (Hodge et al., cit. in Cacciafesta et al., 2012). Hoje em dia a técnica direta é mais utilizada do que a indireta, porém em casos de *brackets* linguais prefere-se a técnica indireta por facilitar a colocação destes (Scholz e Schwarz cit. in Üşümez e Erverdi 2010; Alexander et al., cit. in Cacciafesta et al., 2012).

3.2.3.5– Fotopolimerização

A fotopolimerização é o passo final na colagem de *brackets* e para isso existem vários tipos de instrumentos fotopolimerizadores como a luz de halogéneo convencional, o

díodo emissor de luz ou LED e o arco de plasma. Cacciafesta et al. (2005) avaliaram o efeito dos 3 tipos de fotopolimerizadores a 0, 3 e a 6 mm de distância e concluíram que a luz de halogéneo não apresentava diferenças significativas na força de ligação *bracket*/dente nas diferentes distâncias, já o LED é mais eficaz, quanto mais perto estiver do adesivo. Por outro lado o arco de plasma permitiu maior força de adesão na maior distância, 6 mm. Este último pode ser um bom substituto à luz de halogéneo visto ter o menor tempo de polimerização de todos e a mesma capacidade de adesão. Os LEDs mais recentes têm tempos de polimerização mais curtos, além de terem a vantagem de serem portáteis e de peso reduzido (Ip e Rock, Neugebauer et al., cit. in Cacciafesta et al. 2012).

3.3– Ligação adesivo/esmalte

Um dos pontos essenciais no que concerne à resistência à rutura da ligação do *brackets* aos dentes é a interface esmalte-adesivo. A remoção do *bracket* pode se complicar quando a ligação da resina ao esmalte e ao *bracket* é demasiado forte (Shen 2003).

Os maiores problemas associados à adesão ao dente são a remoção dos detritos do condicionamento e a contaminação por água, saliva ou outro fluido oral. Assim, a completa remoção de água da superfície de esmalte torna-se essencial para uma ótima adesão por parte do adesivo, já que os componentes inorgânicos do esmalte apresentam uma forte afinidade pela água. Em resultado disso, o desenvolvimento de resinas mais hidrofílicas tem aumentado de modo a obtermos uma interface esmalte-adesivo mais forte nestas condições (Nicholson 1998, Ewoldsen e Demke 2001).

Após o condicionamento ácido da superfície, é necessária a aplicação de uma resina que tenha a fluidez suficiente para penetrar nas irregularidades e poros previamente criadas, dando origem a uma retenção micromecânica devido aos *tags* de resina. Microscopicamente este processo chama-se de hibridização (Nakabayashi et al. 1982).

O condicionamento da superfície com ácido fosfórico 37% provoca um padrão irregular na superfície. No entanto a profundidade de ação é maior do que nos adesivos autocondicionantes favorecendo maior força de adesão e maiores *tags* (Bishara et al. 2000).

A camada superficial perdida no condicionamento é de entre 10 e 30 μ m, onde os *tags* de resina podem chegar aos 55 μ m, o que clinicamente não é significativo comparando com a espessura média de esmalte (Wickwire, Buonocore, Fitzpatrick et al., cit. in Bishara et al. 2000).

4– Materiais e Métodos

4.1– Revisão da literatura

A revisão de literatura foi realizada com recurso a livros na área da ortodontia e de materiais dentários e a diversos artigos através dos motores de busca B-on e Pubmed utilizando as palavras-chave: “*brackets*”, “*adhesives*”, “*shear bond strenght*”, “*enamel*”, “*thermocycling*”.

Deste modo, foram pesquisados artigos científicos realizados entre 2000 e 2013, que avaliassem e comparassem os valores de adesão dos adesivos usados neste estudo e de outros adesivos utilizados na colagem de *brackets* usando o modo convencional de condicionamento ácido, a quantidade de adesivo remanescente na superfície de esmalte, o efeito de termociclagem nos adesivos resinosos, e fizessem uma avaliação com base em observações pela microscopia eletrónica. Foram também pesquisados artigos presentes nas bibliografias dos estudos previamente encontrados.

4.2– Limitações temporais e espaciais

O estudo foi produzido entre Fevereiro de 2013 e Outubro de 2013, tendo os procedimentos práticos sido realizados no Campus de Azurém da Universidade do Minho, em Guimarães.

4.3– Dentes

A amostra consistiu em 72 pré-molares humanos com tempo indeterminado de extração aos quais foram retirados quaisquer tecidos moles associados e armazenados à temperatura de 4°C durante 7 dias em água destilada a fim de serem hidratados e prevenirem a sua deterioração (Banhasi, F. et al. 2012). Após este período, os dentes já hidratados foram posicionados com a superfície vestibular paralela a uma mesa encontrando a tangente da superfície vestibular com o auxílio de um aristo e um pouco de resina composta de modo a estabilizar o dente na posição correta. Após encontrar a posição correta fotopolimerizou-se a resina composta. Em seguida, foram distribuídos aleatoriamente em 2 grupos (grupo sem fadiga térmica e grupo com fadiga térmica) com 36 cada, sendo ambos os grupos divididos aleatoriamente em 3 partes iguais de 12 elementos cada. Em cada um dos subgrupos foram retirados aleatoriamente 2 dentes, e após a colagem dos *brackets*, cortados pelo centro do *bracket* pelo longo eixo do dente para posterior avaliação no microscópio eletrónico das interfaces *bracket*/adesivo, adesivo/esmalte e da própria integridade do adesivo. Para pré-condicionamento ácido usou-se o ácido fosfórico Octacid 37% (Clarben S.A.) (valor pH a 20 C° <2) durante 30 segundos na superfície a receber o *bracket* e em seguida lavou-se as amostras durante 10 segundos com água e secou-se ligeiramente com jato de ar até o aparecimento da superfície baixa no dente.

4.4– Brackets

Foram utilizados 72 *brackets* metálicos (Master Series, American Orthodontics, EUA), com malha de 80 micras na base. Foram efetuadas medições, em 3 *brackets* escolhidos aleatoriamente, com o auxílio de um paquímetro digital com precisão de 2 casas decimais e posteriormente calculada a área com o software SolidWorks. A área encontrada foi de 10,31mm².

4.5– Adesivos e aplicação

Em cada grupo foi usado um dos adesivos: Transbond™ Plus Color Change/ Transbond™ XT Primer (3M unitek, EUA); Greengloo™/ Ortho Solo™ Primer, (Ormco Corporation, FRA); Eagle No Drif™ (American Orthodontics, EUA), sendo o primeiro um adesivo do tipo compómero que, segundo o fabricante, liberta flúor. Os sistemas adesivos foram fotopolimerizados com o fotopolimerizador LD-105 (100-240V, Monitex) durante 30 segundos, 10 em distal, 10 em mesial e 10 por cima do *bracket*.

4.6– Envelhecimento das amostras

Os dentes que não iriam passar por fadiga térmica (termociclagem) foram primeiramente embutidos em resina acrílica com a forma de um paralelepípedo com a finalidade de obter estabilidade na máquina usada para os testes de cisalhamento. Os restantes foram submetidos a fadiga térmica usando saliva artificial fusayama às temperaturas de 5°C e 55°C. Foram realizados 4000 ciclos, cada um deles com a duração de 45 segundos, sendo que cada grupo de amostras foi banhado durante 15s em cada recipiente com 15s como tempo de transferência.

4.7– Testes de Resistência

Após a realização da fadiga térmica, as amostras foram embutidas da mesma forma que o grupo sem fadiga térmica e submetidas juntamente com estas à descolagem dos *brackets* usando força vertical de cisalhamento numa máquina de testes universal (Instron 8874, 25kN; Instron Corp., Norwood, Massachusetts, EUA) a uma velocidade de 1mm/min de acordo com a norma ISO/TR 11405, sendo registados os valores

aquando da descolagem em Newton (N) e posteriormente convertidos em MPa através da fórmula $MPa=N/mm^2$ ($mm^2 = \text{área calculada do } bracket$).

4.8– Avaliação do adesivo remanescente

Seguida da descolagem, cada espécime foi observado através de microscópio ótico (Axiotech, Carl Zeiss, USA) para determinação do padrão de fratura da superfície aderida. O adesivo residual na superfície dentária foi avaliado utilizando o índice de adesivo remanescente (IAR) de 4 pontos descrito por Årtun e Bergland (1984), onde 0 indica nenhuma quantidade de adesivo restante no dente, 1 indica menos de metade do adesivo deixado na superfície dentária, 2 indica mais de metade do adesivo deixado no dente e 3 indica toda a superfície de colagem coberta com adesivo após a descolagem.

4.9– Avaliação das interfaces

Foram escolhidas aleatoriamente 6 amostras que não foram submetidas aos testes de cisalhamento, 2 de cada adesivo sendo cada uma destas antes e após a fadiga térmica. Para observação e avaliação das interfaces recorreu-se à microscopia eletrônica de varrimento com diferentes ampliações. As superfícies a observar das amostras foram previamente preparadas com um filme de ouro.

4.10– Análise estatística dos dados

Toda a análise estatística, foi levada a cabo usando o software SPSS® v.21.0 (SPSS Inc., IL. Chicago, EUA). Um nível de significância estatístico de 0,05 foi considerado neste estudo.

Os testes de normalidade Kolmogorov-Smirnov e Shapiro-Wilk e o teste de homogeneidade de variáveis Levene foram usados nos dados obtidos com os testes de resistência ao corte. Com estes testes verificou-se normalidade na distribuição dos valores obtidos, sendo posteriormente utilizada a análise de variância (ANOVA) para avaliação de diferenças significativas entre os adesivos antes e após a fadiga térmica ($p < 0,05$). Tendo-se verificado diferenças significativas no valor médio nos testes de corte em pelo menos um par de adesivos, realizou-se testes *post hoc*, de modo a identificar quais dos pares de adesivos diferiam significativamente, antes e após a fadiga térmica ($p < 0,05$). Verificou-se também diferenças significativas no valor médio dos dois subgrupos do mesmo adesivo, tendo em conta a aplicação de fadiga térmica. Neste caso optou-se pelo Teste T para amostras independentes de modo a perceber qual ou quais os adesivos que tinham sido influenciados significativamente pela ação do envelhecimento ($p < 0,05$).

Em relação ao índice de adesivo remanescente (IAR), por se tratar de dados qualitativos ordinais usou-se o teste de Kruskal-Wallis para verificar se existiam diferenças significativas entre pelo menos 2 dos 3 adesivos em cada 1 dos estados (antes e após fadiga) ($p < 0,05$). Tendo-se verificado diferenças significativas entre pelo menos um par de adesivos em ambos os estados, realizaram-se testes de Mann-Whitney para as diferentes combinações possíveis de 2 adesivos em cada estado de modo a perceber quais os adesivos que diferiam significativamente entre si ($p < 0,05$). Já no efeito significativo ou não da fadiga no índice remanescente de adesivo, realizou-se o teste de Mann-Whitney por se tratar de 2 variáveis independentes ($p < 0,05$).

5– Resultados

Toda a análise estatística dos dados foi levada a cabo usando o software de análise estatística SPSS® v.21.0 (SPSS Inc., IL. Chicago, EUA).

5.1– Resistência ao corte

Na tabela 2 podemos verificar normalidade na distribuição dos valores obtidos com os testes de resistência à descolagem segundo os testes de normalidade de Kolmogorov-Smirnov e Shapiro-Wilk ($p < 0,05$).

Tabela 2: Testes de normalidade Kolmogorov-Smirnov e Shapiro-Wilk dos valores médios de resistência ao corte ($p < 0,05$).

Testes de Normalidade								
Momento			Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
			Statistic	df	Sig.	Statistic	Df	Sig.
pré fadiga	Shear	Gréngloo™	,151	10	,200*	,961	10	,798
		Transbond™ Plus	,134	9	,200*	,943	9	,609
		Eagle No Drift™	,177	9	,200*	,926	9	,442
pós fadiga	Shear	Gréngloo™	,134	10	,200*	,966	10	,850
		Transbond™ Plus	,199	10	,200*	,949	10	,659
		Eagle No Drift™	,194	10	,200*	,946	10	,617

*. Este é um limite inferior da verdadeira significância

a. Correção de Lilliefors

Foram encontradas diferenças significativas nos valores médios entre os adesivos usados no estudo quanto à sua resistência ao corte (ANOVA, $p < 0,001$) e nos 2 momentos (antes e após envelhecimento das amostras) em pelo menos um dos 3 adesivos (ANOVA, $p=0,038$). Não foram encontradas diferenças significativas na alteração da relação das forças adesivas nos diferentes adesivos consoante os momentos da sua avaliação (ANOVA, $p=0,350$) (Tabela 3).

Tabela 3: Análise de variância (ANOVA) para determinação de diferenças significativas entre os adesivos antes e após a fadiga térmica considerando um intervalo de confiança de 95%.

Source	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.	Noncent. Parameter	Observed Power ^b
Corrected Model	256,665 ^a	5	51,333	12,636	,000	63,182	1,000
Intercept	3649,701	1	3649,701	898,433	,000	898,433	1,000
Adesivo	227,539	2	113,770	28,006	,000	56,012	1,000
Momento	18,472	1	18,472	4,547	,038	4,547	,553
adesivo * momento	8,703	2	4,351	1,071	,350	2,142	,228
Error	211,239	52	4,062				
Total	4150,841	58					
Corrected Total	467,904	57					

a. R Squared = ,549 (Adjusted R Squared = ,505)

b. Computed using alpha = ,05

Para determinar quais os pares de adesivos que apresentavam diferenças significativas nas médias obtidas com os testes de corte, foram realizados os testes *post hoc* Tukey HSD e LSD (Tabela 4).

No momento pré fadiga o adesivo GrénglooTM (11,16MPa ± 2,95) apresentou forças adesivas significativamente maiores do que o adesivo TransbondTM Plus (8,41MPa ± 2,06) (p <0,001) e este por sua vez apresentou forças adesivas significativamente maiores do que o adesivo Eagle No DrifTM (5,95MPa ± 1,41) (p=0,031).

No momento pós fadiga o adesivo GrénglooTM (10,02MPa ± 2,41) apresentou forças adesivas significativamente maiores do que o adesivo TransbondTM Plus (6,33MPa ± 1,15) (p <0,001). Já a diferença deste último com o Eagle No DriftTM (5,79MPa ± 1,45) não foi estatisticamente significante (p=0,078). No entanto, com este valor de significância podemos dizer que apresenta tendência para ser significativamente diferente.

Tabela 4: Testes *post hoc* Tukey HSD e LSD para determinação dos pares de adesivos que apresentaram diferenças significativas nas médias obtidas com os testes de corte ($p < 0,05$).

(I) adesivo			Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% Confidence Interval	
						Lower Bound	Upper Bound
Tukey HSD	GrénGloo™	Transbond™ Plus	3,2743*	,64569	,000	1,7165	4,8321
		Eagle No Drift™	4,7232*	,64569	,000	3,1654	6,2810
	Transbond™ Plus	GrénGloo™	-3,2743*	,64569	,000	-4,8321	-1,7165
		Eagle No Drift™	1,4489	,65392	,078	-,1287	3,0266
	Eagle No Drift™	GrénGloo™	-4,7232*	,64569	,000	-6,2810	-3,1654
		Transbond™ Plus	-1,4489	,65392	,078	-3,0266	,1287
LSD	GrénGloo™	Transbond™ Plus	3,2743*	,64569	,000	1,9786	4,5700
		Eagle No Drift™	4,7232*	,64569	,000	3,4276	6,0189
	Transbond™ Plus	GrénGloo™	-3,2743*	,64569	,000	-4,5700	-1,9786
		Eagle No Drift™	1,4489*	,65392	,031	,1368	2,7611
	Eagle No Drift™	GrénGloo™	-4,7232*	,64569	,000	-6,0189	-3,4276
		Transbond™ Plus	-1,4489*	,65392	,031	-2,7611	-,1368

Based on observed means.

The error term is Mean Square(Error) = 4,062.

*. The mean difference is significant at the ,05 level.

Gráfico 1: Valores médios obtidos em MPa nos diferentes adesivos e momentos.

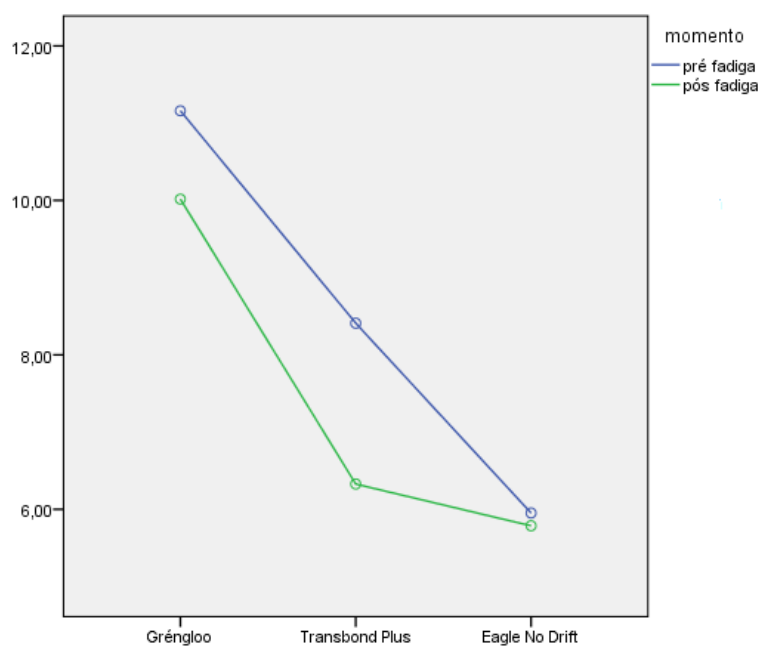


Tabela 5: Distribuição dos valores médios de resistências ao corte pelos percentis.

Adesivo	momento	n	Média	Mediana	P25	P75	Min	Máx
Gréngloo™	pré fadiga	10	11,1600	11,1050	9,0025	12,5700	6,89	17,26
	pós fadiga	10	10,0170	9,6350	8,2475	12,2950	6,29	13,67
Transbond™ Plus	pré fadiga	9	8,4100	8,5500	6,5000	10,4550	5,61	11,30
	pós fadiga	10	6,3280	6,0300	5,7275	7,1950	4,20	8,44
Eagle No Drift™	pré fadiga	9	5,9522	5,7100	4,5100	7,0650	4,32	8,30
	pós fadiga	10	5,7870	5,4400	4,9400	6,7300	3,56	8,87

Pela ANOVA, pelo menos um adesivo foi influenciado na sua força média adesiva com o envelhecimento das amostras. Para determinar qual ou quais os adesivos que foram influenciados significativamente, recorreu-se ao teste t (Tabela 6).

De acordo com o teste t, o adesivo Transbond™ Plus foi o único influenciado significativamente na sua força média de adesão pela fadiga térmica ($p=0,013$). Os adesivos Gréngloo™ ($p=0,355$) e Eagle No Drift™ ($p=0,804$) não foram influenciados significativamente pela fadiga térmica.

Tabela 6: Teste t para determinação da significância da influência da fadiga térmica na resistência ao corte dos adesivos usados ($p < 0,05$).

Adesivo		Levene's Test for Equality of Variances		t-test for Equality of Means						
		F	Sig.	t	df	Sig. (2-tailed)	Mean Difference	Std. Error Difference	95% Confidence Interval of the Difference	
									Lower	Upper
Gréngloo™	Equal variances assumed	,110	,744	,950	18	,355	1,14300	1,20377	-1,38602	3,67202
	Equal variances not assumed			,950	17,298	,355	1,14300	1,20377	-1,39339	3,67939
Transbond™ Plus	Equal variances assumed	3,251	,089	2,757	17	,013	2,08200	,75522	,48862	3,67538
	Equal variances not assumed			2,678	12,295	,020	2,08200	,77753	,39240	3,77160
Eagle No Drift™	Equal variances assumed	,012	,915	,251	17	,805	,16522	,65829	-1,22364	1,55409
	Equal variances not assumed			,251	16,896	,804	,16522	,65707	-1,22172	1,55217

Gráfico 2: Diagrama de caixa dos valores obtidos com os testes de resistência ao corte no momento pré fadiga.

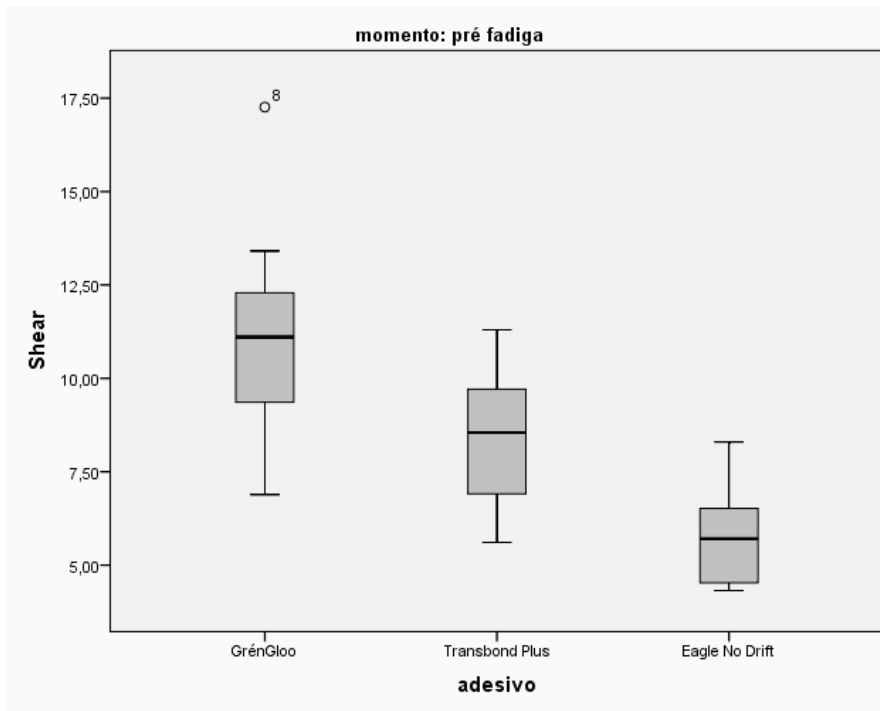
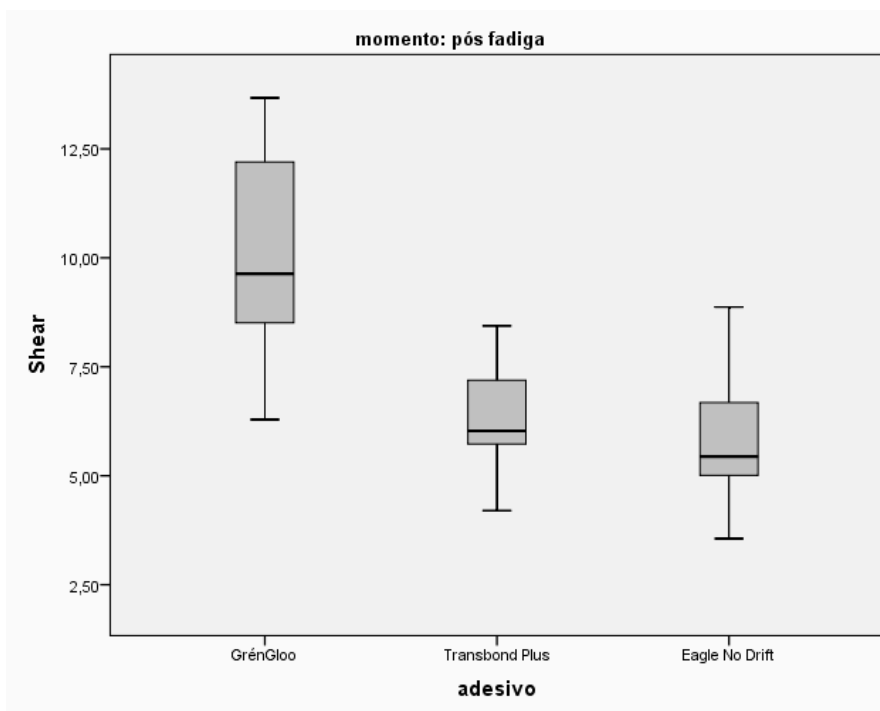


Gráfico 3: Diagrama de caixa dos valores obtidos com os testes de resistência ao corte no momento pós fadiga.



O resumo dos dados obtidos na análise estatística dos testes de resistência ao corte estão disponíveis na Tabela 7. Através do teste ANOVA verificou-se um maior valor médio das forças adesivas no adesivo GréngloTM antes de realizada a fadiga térmica (11,16MPa ± 2,95) e menor valor médio no adesivo Eagle No DriftTM após a fadiga térmica (5,79MPa ± 1,45).

Tabela 7: Resumo dos valores médios da resistência ao corte dos 3 adesivos, desvios padrões, influência da fadiga térmica e diferenças significativas entre adesivos em ambos os momentos (p <0,05).

Adesivo	Shear			p
	pré fadiga	pós fadiga		
Grénglo TM	média	11,16 a	10,02 a	0,355
	desvio padrão	2,95	2,41	
	n	10	10	
Transbond TM Plus	média	8,41 bA	6,33 bB	0,013
	desvio padrão	2,06	1,15	
	n	9	10	
Eagle No Drift TM	média	5,95 c	5,79 b	0,805
	desvio padrão	1,41	1,45	
	n	9	10	
p (adesivo)				<0,001
p (momento)				0,038
p (interação adesivo*momento)				0,350

a,b,c- letras diferentes indicam diferenças significativas entre adesivos; A,B- letras diferentes indicam diferenças significativas entre momentos (para o mesmo adesivo).

5.2- Índice de Adesivo Remanescente

Tabela 8: IAR

	IAR									
	Sem Fadiga Térmica					Com Fadiga Térmica				
	0	1	2	3	TOTAL	0	1	2	3	TOTAL
Eagle No Drift TM	0	7	3	0	10	0	5	5	0	10
Grénglo TM	0	2	6	1	9	0	1	8	0	9
Transbond TM Plus	0	1	7	0	8	0	0	9	0	9

0 indica nenhuma quantidade de adesivo restante na superfície dentária (0%).

1 indica menos de metade do adesivo restante na superfície dentária (<50%).

2 indica mais de metade do adesivo restante na superfície dentária(>50%).

3 indica todo o adesivo restante na superfície dentária (100%).

No IAR, o adesivo Eagle No DriftTM apresentou mais vezes classificação 1 em ambos os momentos. Os adesivos GrénglooTM e TransbondTM Plus apresentaram mais vezes classificação 2 em ambos os momentos. Apenas o adesivo GrénglooTM, no momento pré fadiga, apresentou resultado de classificação 3, em uma das amostras, segundo os parâmetros do IAR descritos por Årtun e Bergland (1984).

O teste de Kruskal-Wallis mostrou diferenças significativas nos valores obtidos entre pelo menos dois dos três adesivos tanto no momento pré fadiga ($p=0,027$) como no momento pós fadiga ($p=0,022$) (Tabela 9). Optou-se por realizar o teste de Mann-Whitney de modo a determinar quais os pares de adesivos que diferiam significativamente nos seus valores do IAR em ambos os momentos (Tabela 10).

Tabela 9: Teste de Kruskal-Wallis (valores de p para comparação entre valores médios dos adesivos em cada 1 dos 2 momentos) ($p < 0,05$).

		IAR						
		n	Median	P25	P75	Min	Máx	p*
pré fadiga	GrénGloo	9	2a	1,50	2,00	1	3	0,027
	Transbond Plus	8	2a	2,00	2,00	1	2	
	Eagle No Drift	10	1b	1,00	2,00	1	2	
pós fadiga	GrénGloo	9	2ab	2,00	2,00	1	2	0,022
	Transbond Plus	9	2a	2,00	2,00	2	2	
	Eagle No Drift	10	1,5b	1,00	2,00	1	2	

Após a realização do teste de Mann-Whitney, verificou-se:

No momento de pré fadiga térmica, o adesivo GrénglooTM apresentou diferenças estatisticamente significativas nos valores obtidos com o IAR em relação ao adesivo Eagle No DriftTM ($p=0,035$). O adesivo TransbondTM Plus apresentou de igual modo, diferenças estatisticamente significativas nos seus valores do IAR em relação ao adesivo Eagle No DriftTM ($p=0,018$). Entre os adesivos GrénglooTM e TransbondTM Plus, não foram encontradas diferenças significativas na quantidade de adesivo remanescente ($p=1,00$).

No momento de pós fadiga térmica, o adesivo Gréngloo™ não apresentou diferenças estatisticamente significativas nos valores do IAR em relação ao adesivo Transbond™ Plus ($p=0,317$) nem com o adesivo Eagle No Drift™ ($p=0,076$). Entre os adesivos Transbond™ Plus e Eagle No Drift™, segundo o teste de Mann-Whitney existem diferenças significativas nos valores do IAR ($p=0,016$).

Tabela 10: Teste de Mann-Whitney (valores de p para as comparações entre adesivos em ambos os momentos) ($p < 0,05$).

Pré fadiga	Transbond™ Plus	Eagle No Drift™	Pós fadiga	Transbond™ Plus	Eagle No Drift™
Gréngloo™	1	0,035	Gréngloo™	0,317	0,076
Transbond™ Plus		0,018	Transbond™ Plus		0,016

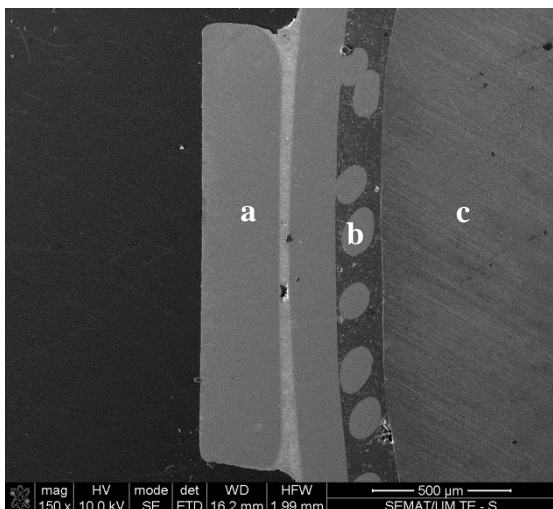
No que concerne à avaliação da influência da fadiga térmica nos valores do IAR dos diferentes adesivos, não se verificaram diferenças significativas segundo o teste de Mann-Whitney ($p > 0,05$) (Tabela 11).

Tabela 11: Teste de Mann-Whitney (valores de p para verificação da influência da ciclagem térmica nos valores médios das forças adesivas) ($p < 0,05$).

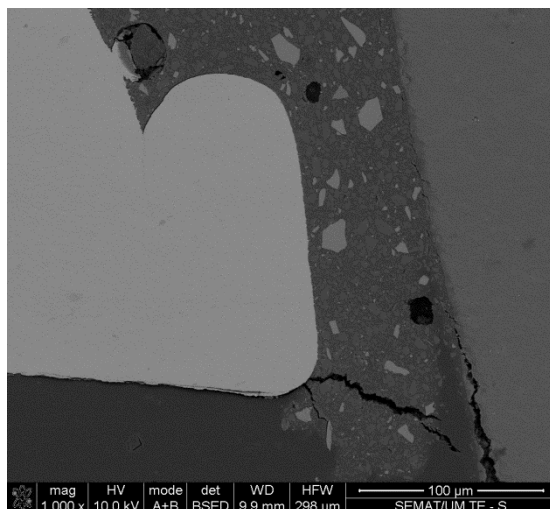
		IAR						
		n	Median	P25	P75	Min	Máx	p*
Gréngloo™	pré fadiga	9	2,00	1,50	2,00	1	3	0,951
	pós fadiga	9	2,00	2,00	2,00	1	2	
Transbond™ Plus	pré fadiga	8	2,00	2,00	2,00	1	2	0,289
	pós fadiga	9	2,00	2,00	2,00	2	2	
Eagle No Drift™	pré fadiga	10	1,00	1,00	2,00	1	2	0,374
	pós fadiga	10	1,50	1,00	2,00	1	2	

5.3– Interfaces

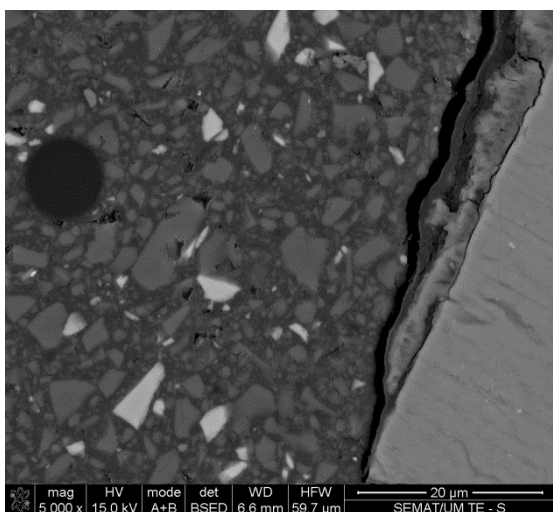
I)



II)



III)



IV)

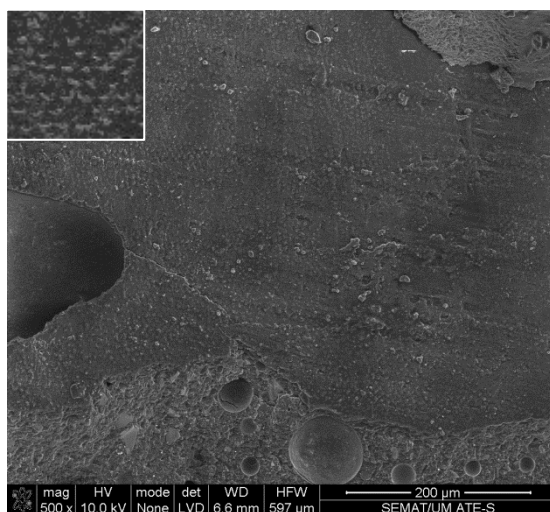


Figura 3: Micrografias da interface – Eagle No Drift™ sem fadiga. I – Visão geral das interfaces *bracket*/adesivo e adesivo/esmalte (magnificação, × 150). a– *bracket*; b– malha; c– dente. II – Área inferior adesiva onde se vê fratura coesiva do adesivo e separação deste com o esmalte (magnificação, × 1000). III – Ponto de fratura entre adesivo e esmalte (as separações das interfaces após descolagem deram-se maioritariamente nesta zona neste adesivo) (magnificação, × 5000). IV – Vista sobre a superfície do adesivo após a descolagem. Há separação total do adesivo ao dente onde podemos observar a impressão deixada pelos prismas de esmalte (magnificação, × 500).

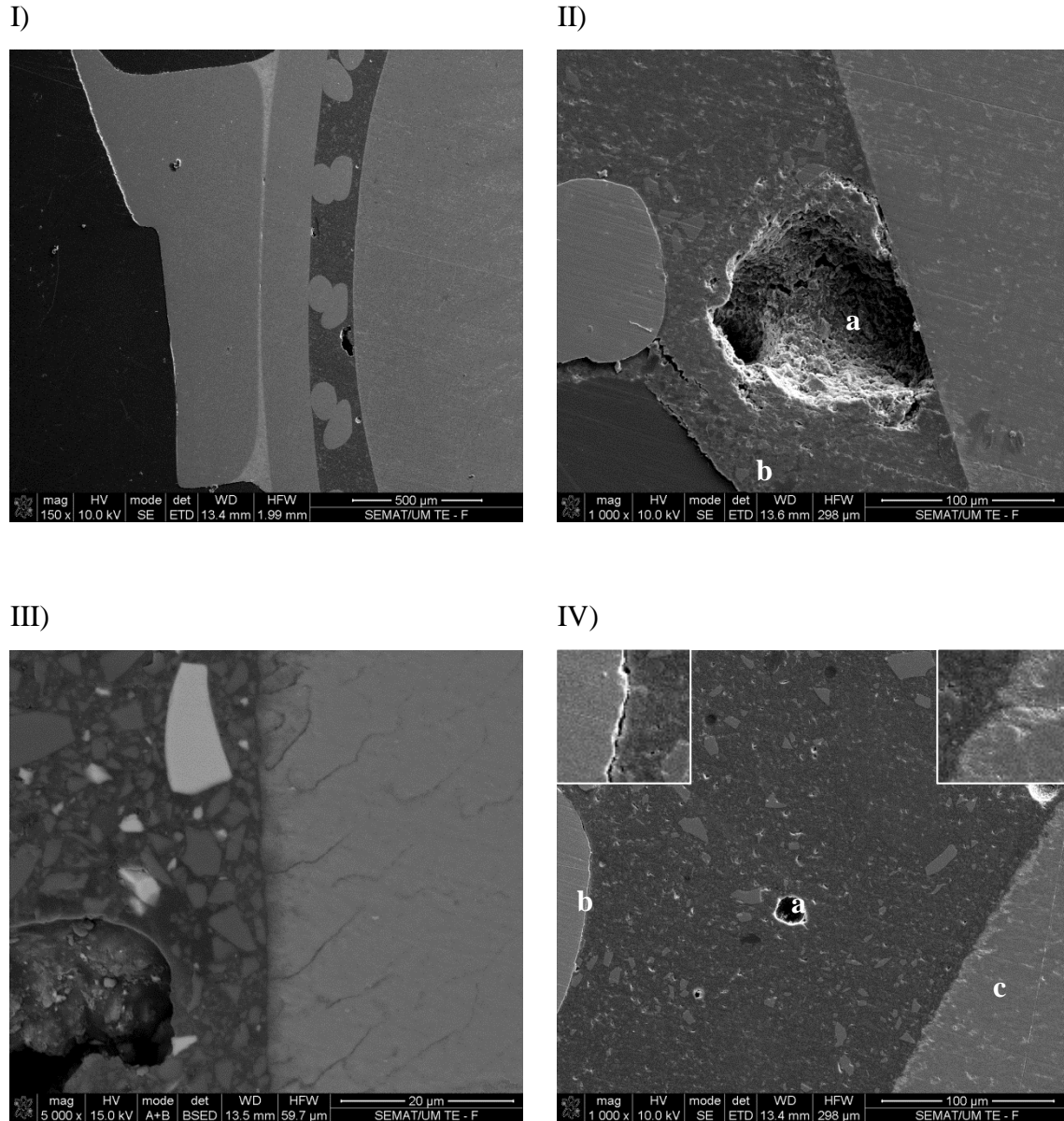


Figura 4: Micrografias da interface – Eagle No DriftTM com fadiga. I – Visão geral das interfaces (magnificação, × 150). II – Área inferior adesiva onde se vê em destaque alguma falta de adesivo (a) provavelmente arrancado no polimento da amostra. (b) Sobre extensão do adesivo da área do *bracket* (magnificação, × 1000). III – Interface adesivo/esmalte. a– *Tags* de resina com menos de 20μm (magnificação, × 5000). IV – Área superior onde é visível a falta de afinidade na interface *bracket*/adesivo, comparada com a interface adesivo/esmalte. a – Bolhas de ar no adesivo; b – *bracket*; c – esmalte (magnificação, × 1000).

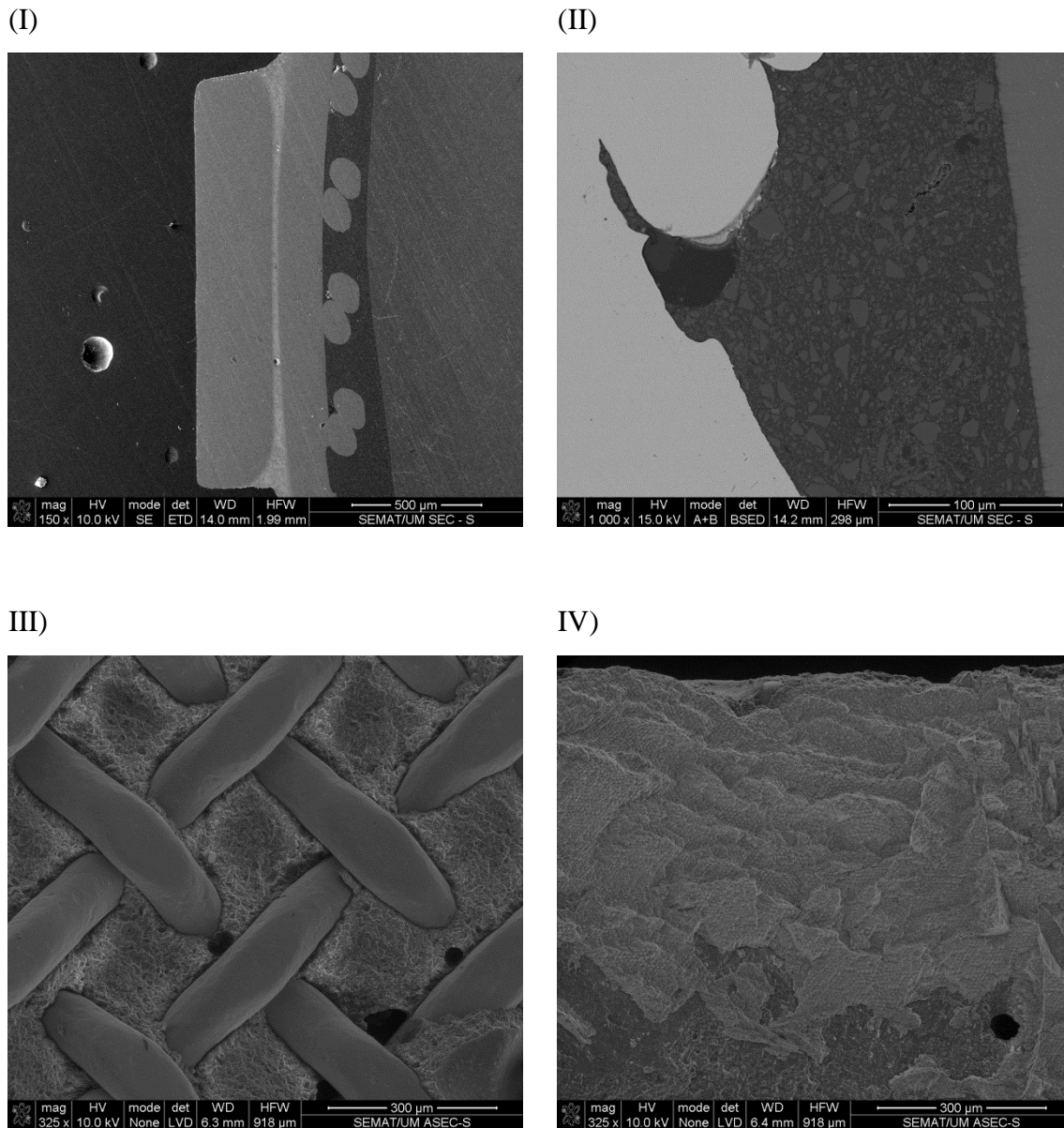
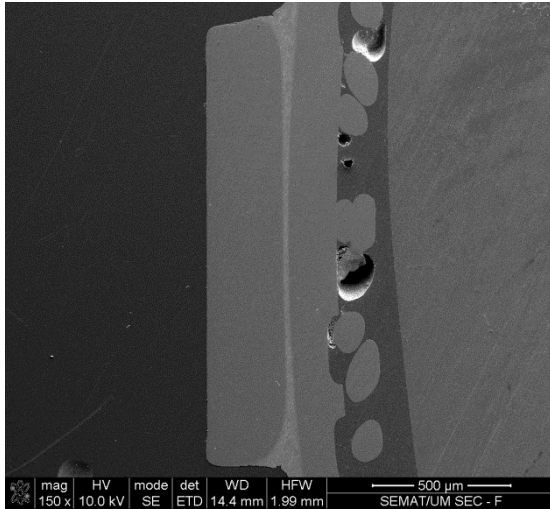
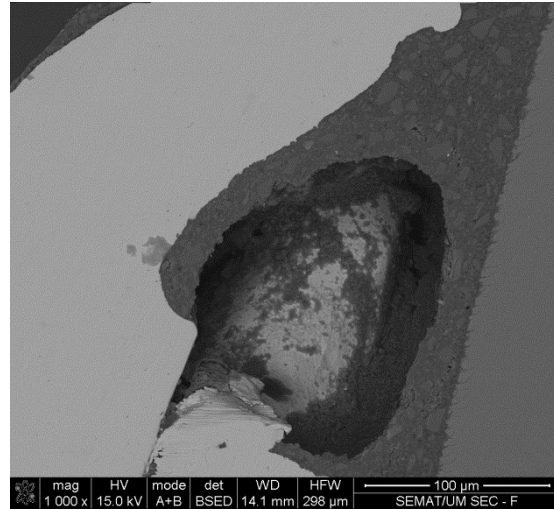


Figura 5: Micrografias da interface – GrénglooTM sem fadiga. I – Visão geral das interfaces *bracket*/adesivo e adesivo/esmalte (magnificação, $\times 150$). II – Zona onde está presente a homogeneidade do adesivo sem quaisquer bolhas. Distinção interfaces (magnificação $\times 1000$). III – Vista sobre a superfície do *bracket* após descolagem onde se vê a retenção possível obtida pela malha metálica (as separações após descolagem deram-se maioritariamente nesta zona) (magnificação $\times 325$). IV – Parte do adesivo que ultrapassou a área de colagem do *bracket*. Nesta zona o adesivo apresentou este aspeto laminado (magnificação $\times 325$).

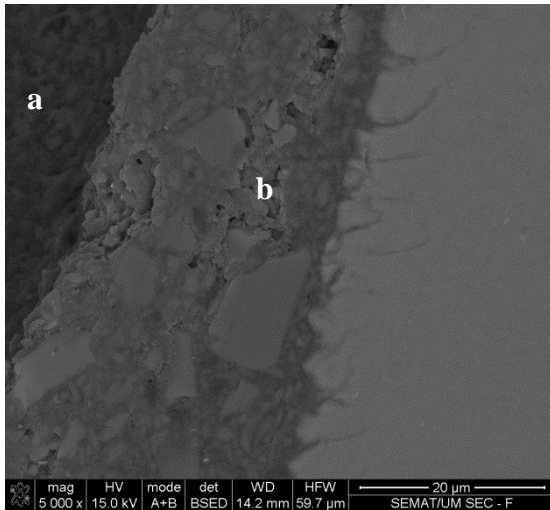
I)



II)



III)



IV)

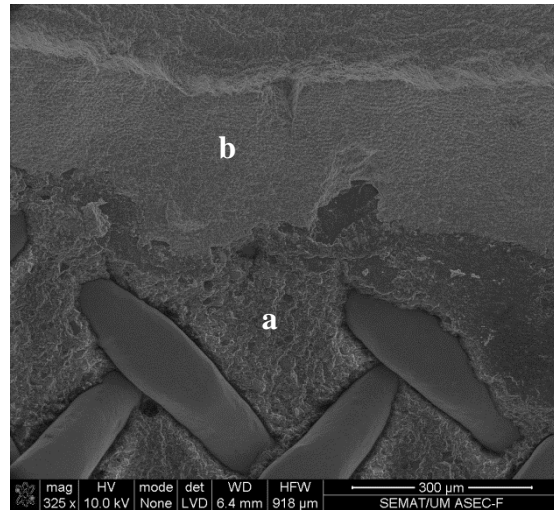
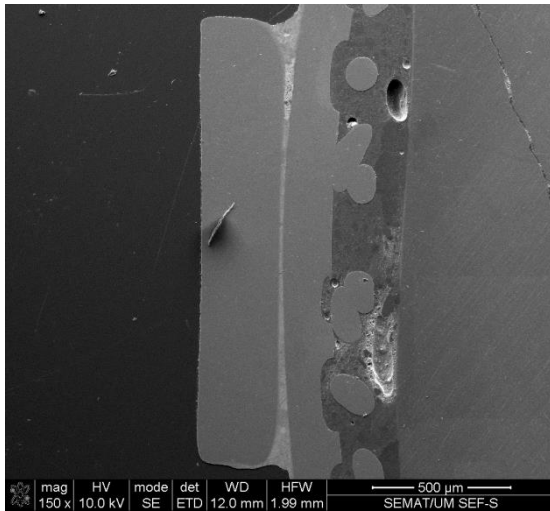
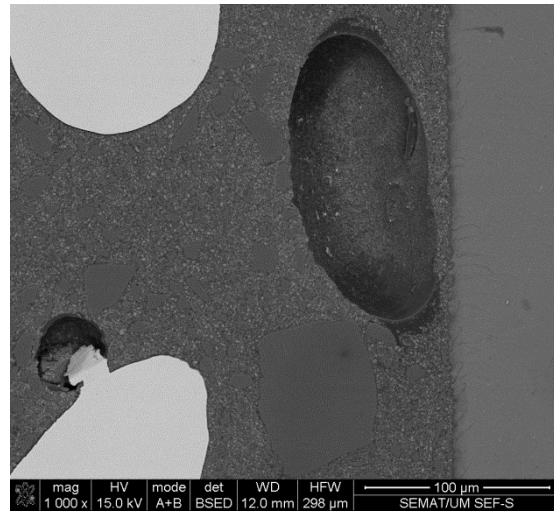


Figura 6: Micrografias da interface – GrénglooTM com fadiga térmica. I – Visão geral das interfaces *bracket*/adesivo e adesivo/esmalte (magnificação, × 150). II – Área superior adesiva onde está presente uma falha na continuidade do adesivo com um diâmetro considerável ($\approx 150\mu\text{m}$) (magnificação, × 1000). III – Área adjacente à falha (a) da figura anterior. Podem ser observadas microfraturas no adesivo (b). O comprimento dos *tags* de resina encontra-se nos $10\mu\text{m}$ (magnificação, × 5000). IV – Local de transição entre a área de descolagem entre o *bracket* e o adesivo (a) e a área de descolagem entre o adesivo e o esmalte (b) (magnificação, × 350).

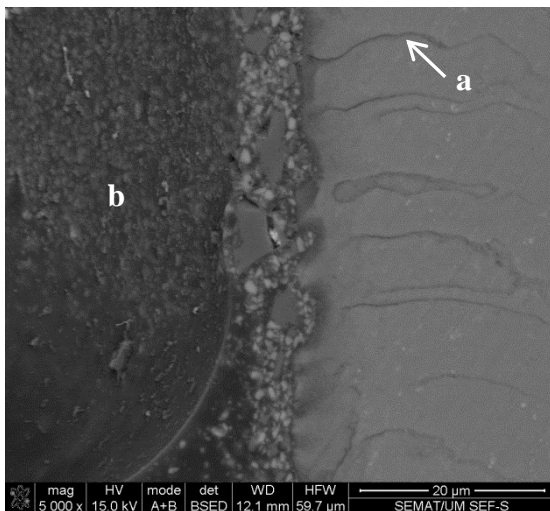
I)



II)



III)



IV)

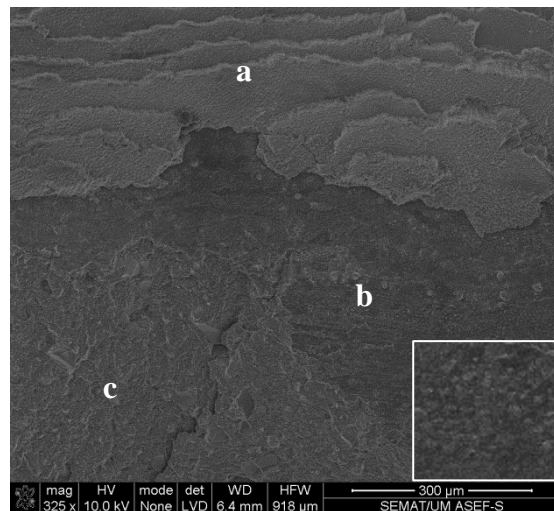


Figura 7: Micrografias da interface – Transbond™ Plus sem fadiga térmica. I – Visão geral das interfaces *bracket*/adesivo e adesivo/esmalte (magnificação, $\times 150$). II – Bolha de ar no adesivo criada no momento da colagem que contribui para uma menor resistência à descolagem (magnificação, $\times 1000$). III – Interface adesivo/esmalte (magnificação, $\times 5000$). a – *Tags* de resina com cerca de $\approx 20\mu\text{m}$; b – bolha de ar da figura anterior no adesivo. IV – Parte superior do *bracket* (magnificação, $\times 325$). a – porção de adesivo que ultrapassou a área de colagem do *bracket*; b – zona de descolagem entre o adesivo e o esmalte onde podemos observar impressões dos prismas de esmalte; c – falha coesiva do adesivo.

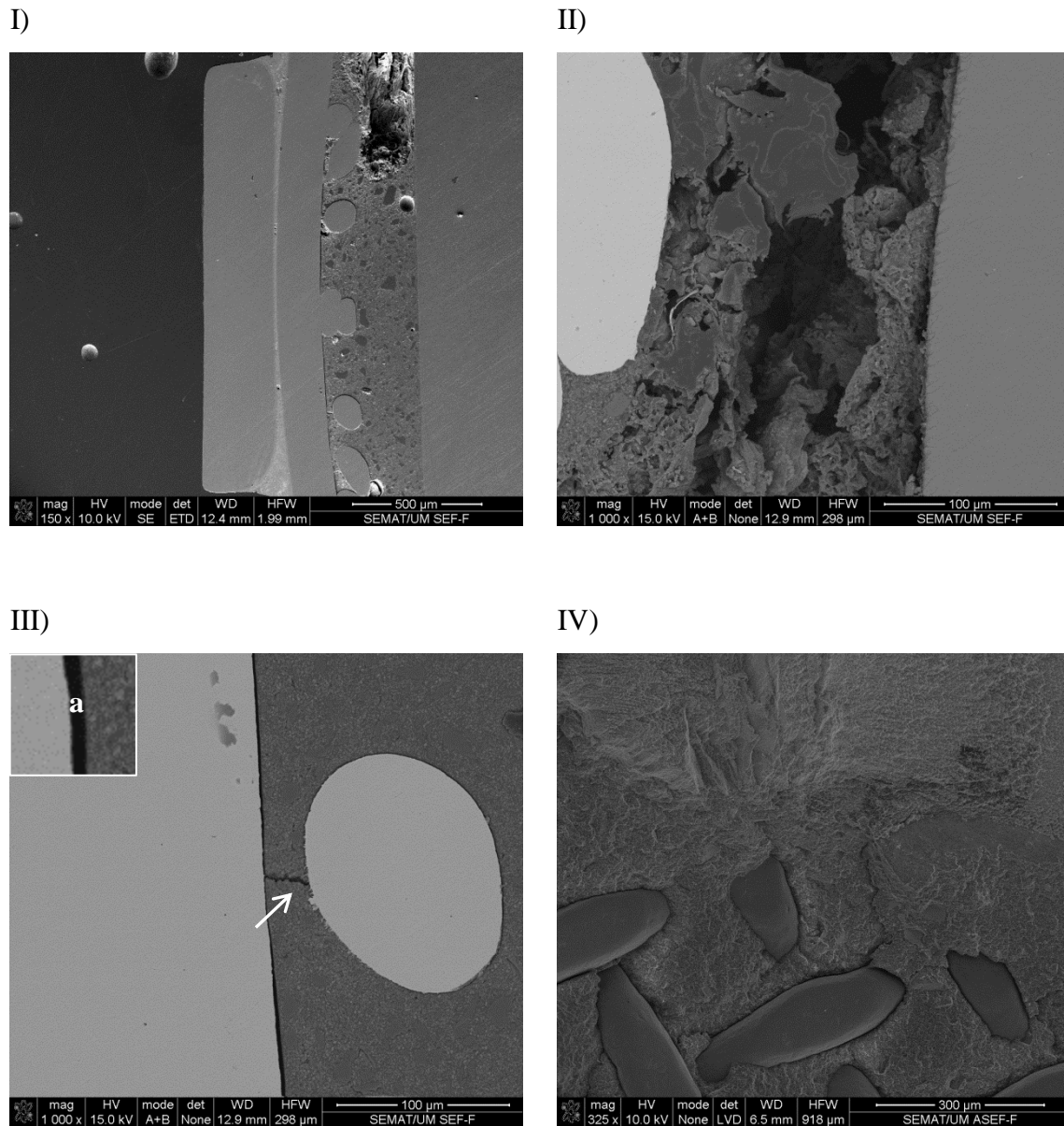


Figura 8: Micrografias da interface – TransbondTM Plus com fadiga térmica. I – Visão geral das interfaces *bracket*/adesivo e adesivo/esmalte (magnificação, × 150). II – Área da fratura ocorrida possivelmente durante o polimento da amostra (magnificação, × 1000). III – Fratura no adesivo na zona entre a malha e o corpo do *bracket* (seta) (magnificação, × 1000); a – interface *bracket*/adesivo. IV – Local de transição entre a área de descolagem entre o *bracket* e o adesivo e a área de descolagem entre o adesivo e o esmalte (magnificação, × 325).

6– Discussão

6.1– Forças adesivas

Apesar de existirem muitas centenas de estudos na literatura que testam as forças de resistência adesivas de diferentes adesivos e sistemas adesivos, não parece existir nenhum que compare estes três. Segundo a pesquisa efetuada, os mais usados em estudos são (por ordem decrescente de utilização): TransbondTM Plus, GrénglooTM e Eagle No DriftTM. Sendo que em relação a este último, não foi encontrado qualquer estudo que o usasse para testes de resistência à descolagem.

Os resultados deste estudo mostram que o adesivo GrénglooTM no momento pré fadiga (11,16 MPa ± 2,95) é o que apresenta maior força adesiva e o adesivo Eagle No DriftTM no momento pós fadiga (5,79 MPa ± 1,45) o que apresenta menos força adesiva.

O adesivo GrénglooTM apresentou os melhores resultados adesivos nos momentos pré e pós fadiga, obtendo 11,16MPa ± 2,95 e 10,02MPa ± 2,41 respetivamente.

Ekhlassi et al. (2011) no seu estudo avaliaram a pasta do adesivo GrénglooTM com o *primer self-etch* TransbondTM Plus aos 15 mins, 24h e uma semana obtendo 12,0 MPa ± 5,9, 11,3 MPa ± 2,8 e 14,3 MPa ± 5,1 respetivamente. No seu estudo utilizaram outros *brackets* (assim como em todos os estudos encontrados) e não realizaram fadiga térmica deixando as amostras de 24h e uma semana a 37°C em água destilada. No presente estudo a descolagem de *brackets* foi realizada sete dias após a sua colagem. Ainda assim os valores de adesão aproximam-se dos encontrados no estudo deste trabalho.

Türkkahraman et al. (2010) usando GrénglooTM, utilizaram o mesmo método de colagem efetuado no presente estudo, com o uso do *primer* Ortho SoloTM. Obteve uma média de 19,2 MPa ± 3,3. No entanto a fotopolimerização deu-se por um período de 40s, a resistência ao corte foi testada passadas apenas 24h sendo armazenadas as amostras em água destilada a 37°C. A velocidade de corte foi 0,5 mm/min. Ao contrário do que se efetuou no nosso trabalho onde a fotopolimerização foi de 20s e a velocidade de corte de 1mm/min.

Já Izadi et al. (2012) usando também o mesmo protocolo de colagem obtiveram para o adesivo Gréngloo™ um valor médio de $62,08\text{N} \pm 16,54$. No estudo não indicaram a área da base dos *brackets* utilizados, daí não terem apresentado os dados em MPa. No entanto comparado com os valores médios em N obtidos no estudo deste trabalho (111N pré fadiga e 101,5N pós fadiga) com o adesivo Gréngloo™, os valores obtidos por Izadi et al. (2012) são bem menores. Além disso e a aplicação das forças de corte foi realizada logo após a colagem.

O adesivo Transbond™ Plus nos momentos pré e pós fadiga teve como resultados dos testes de resistência à descolagem $8,41\text{MPa} \pm 2,06$ e $6,33\text{MPa} \pm 1,15$ respectivamente.

Estes valores vão de encontro aos encontrados por Montasser (2011). Este autor não realizou fadiga térmica e verificou forças médias na adesão do adesivo Transbond™ Plus de cerca de $8,15\text{MPa} \pm 0,89$. Apesar de ter sido usado com *primer* autocondicionante (Transbond™ Plus Self Etching Primer), obteve um valor médio ainda superior ao adesivo de resina convencional Transbond™ XT ($7,39\text{MPa} \pm 1,14$). Os valores de ambos os grupos são ligeiramente inferiores aos encontrados no presente estudo.

Contreras-Bulnes et al. (2013) com velocidade de corte de 0,5 mm/min obtiveram um valor médio de resistência à descolagem sem realizar fadiga térmica no adesivo Transbond Plus com a aplicação do método convencional de $8,2\text{MPa} \pm 4,3$.

Türkkahraman et al. (2010) usaram o mesmo procedimento para a colagem do adesivo Transbond™ Plus. Não realizaram fadiga térmica e obtiveram um valor médio de $16,0\text{MPa} \pm 4,4$. No entanto a fotopolimerização deu-se por um período de 40s, a resistência ao corte foi testada passadas apenas 24h sendo armazenadas as amostras em água destilada a 37°C. A velocidade de corte foi 0,5 mm/min. Apesar das condições do estudo terem sido diferentes, em semelhança com o estudo deste trabalho, o adesivo Gréngloo apresentou forças adesivas ligeiramente superiores ao adesivo Transbond™ Plus usando exatamente o mesmo método de colagem.

Em relação ao adesivo Eagle No Drift™, que obteve a pior prestação na resistência à descolagem ($5,95\text{MPa} \pm 1,41$ – pré fadiga; $5,79\text{MPa} \pm 1,45$), na literatura não foram encontrados artigos que utilizassem este adesivo na avaliação de nenhum dos parâmetros avaliados neste estudo.

Todos apresentaram números aceitáveis segundo os valores definidos como clinicamente aceitáveis (5,9-10 MPa) (Arhun et al., Holzmeier et al., cit. in Ludwig e Glasl 2012) com a exceção do adesivo Eagle No Drift™ no momento pós fadiga térmica (5,79 MPa). Neste estudo as médias das forças adesivas obtidas com a mínima nos 5,79 MPa (Eagle No Drift™ – pós fadiga térmica) e a máxima nos 11,16 MPa (Gréngloo™ – pré fadiga térmica) encontram-se entre os valores obtidos noutros estudos.

Apesar de todos terem seguido o mesmo protocolo com o mesmo ácido, foram obtidos resultados significativamente diferentes entre os 3 o que sugere uma influência significativa da composição dos adesivos e/ou da espessura do adesivo. Estes resultados vão de encontro ao que é defendido por Van Landuyt et al. (2007).

Sendo o adesivo Transbond™ Plus um compómero, quando aplicado condicionamento ácido e o *primer* Transbond™ XT, segundo este estudo, apresenta forças adesivas aceitáveis e que se situam entre os outros dois adesivos de resina composta. Estes resultados não vão de encontro ao estudo realizado por Haydar et al. (1999) em que o compómero usado apresentou forças adesivas significativamente menores ($4,32\text{MPa} \pm 1,75$) do que o adesivo de resina composta usado ($7,06\text{MPa} \pm 1,65$). Por outro lado, Ekhlassi et al. (2011) verificaram valores de adesão semelhantes entre os adesivos de resina composta ($13,5\text{MPa} \pm 5,2$; $14,3\text{MPa} \pm 5,1$) e o compómero que utilizaram (Transbond™ Plus) ($14,7\text{MPa} \pm 4,3$). No estudo concluíram que o adesivo Gréngloo™ apresentou forças adesivas ligeiramente menores em 3 tempos de avaliação diferentes em relação ao Transbond™ Plus. No entanto segundo o fabricante (Gréngloo), o *primer* utilizado, antes da pasta, no estudo não é o mais indicado. Lamper et al. (2012) concluíram no seu estudo que o compómero utilizado (Transbond™ Plus) ($15,5\text{MPa} \pm 4,7$) sem pré-condicionamento ácido apresentou forças similares às obtidas pelos adesivos de resina que usou ($14,1\text{MPa} \pm 4,5$; $15,5 \pm 3,4$).

Os resultados encontrados, diferentes de outros estudos com adesivos similares, podem ser explicados através de variáveis como: testes de termociclagem, máquinas usadas nos testes, direção da força usada para descolar os *brackets*, velocidade de descolagem, tipos de *brackets*, aplicação de humidade, quantidade do produto usado, preparação da superfície, tempo passado desde a colagem até a descolagem e condições de armazenamento (Santos et al. 2010, Mirzakouchaki et al. 2012).

Na literatura não foram encontrados estudos que avaliassem a influência da termociclagem em nenhum destes adesivos. Dos 3 adesivos usados neste trabalho, apenas o Transbond™ Plus foi influenciado significativamente pela fadiga térmica nos seus valores adesivos.

Podemos no entanto observar valores obtidos por outros autores na influência da termociclagem com outros adesivos:

Yuasa et al. (2010) não verificaram influência significativa nos adesivos de resina utilizados nos momentos pré e pós fadiga térmica (6000 ciclos), no entanto o adesivo Beauty Ortho Bond, que como o Transbond™ Plus tem a capacidade de libertar flúor, apresentou um valor médio ligeiramente inferior no momento pós fadiga. No seu estudo concluiu que a termociclagem seria um método apropriado para a compreensão da durabilidade dos materiais adesivos ortodônticos.

Elekdag-Turk et al. (2008) observaram uma redução significativa no valor médio de um dos dois adesivos utilizados, com um *primer self-etch*, após a termociclagem (2000 e 5000 ciclos). No adesivo de resina utilizado de modo convencional, apesar de ter havido uma redução nos valores médios de adesão após a fadiga, esses valores não foram significativos.

Cerekja e Cakirer (2011) usaram um adesivo de resina no seu estudo e verificaram uma redução em todos os grupos de estudo dos valores médios de resistência à descolagem após a ciclagem térmica (7500 ciclos). No entanto só num grupo a redução foi significativa.

Apesar de neste trabalho se terem verificado forças adesivas do Transbond™ Plus inferiores ao adesivo Gréngloo™, estas forças foram superiores ao mínimo que é considerado como clinicamente aceitável. Além disso, um estudo recente publicado por Savariz et al. (2012) comparou, sob influência de uma solução ácida (pH=4,4) aplicada durante 17 dias em dentes humanos, o adesivo de resina Transbond™ XT e o adesivo compómero Transbond™ Plus usados para a colagem de *brackets* metálicos, e as suas eficácias em inibir a desmineralização adjacente à área de colagem. Concluíram que o adesivo Transbond™ Plus foi significativamente melhor que o Transbond™ XT na inibição da desmineralização dentária. Na interpretação visual dos resultados observaram a ausência de desmineralização dentária até 1 mm de distância do *bracket*. Apesar do valor de menos de um milímetro, é de referir que não foi aplicada qualquer tipo de pasta dentífrica durante esses 17 dias na superfície. Além disso, adequadas instruções de higienização oral durante o tratamento ortodôntico podem melhorar estes valores. Outros estudos verificaram a eficácia de outros materiais que libertam flúor durante o tratamento ortodôntico na inibição da desmineralização dentária (Behnan et al. 2010, Chin et al. 2009, Paschos et al. 2009).

6.2– IAR

A quantidade de adesivo remanescente foi outro fator avaliado e para isso usou-se o IAR segundo Årtun e Bergland (1984).

O adesivo Gréngloo™ em ambos momentos apresentou na maioria das amostras pontuação 2 no IAR, ou seja, a maior parte do adesivo permaneceu na superfície de esmalte após a descolagem. Izadi et al. (2012) obtiveram os mesmos resultados registando 8 vezes a pontuação 2 e duas vezes a pontuação 3 com o mesmo adesivo e outros *brackets*. Por outro lado Ekhlassi et al. (2011) obtiveram, nos três momentos de estudo (15 mins, 24h, uma semana em água destilada a 37°C), mais vezes pontuação 1 registando menor quantidade de adesivo (<50%) restante na superfície de esmalte após a descolagem.

O adesivo Transbond™ Plus apresentou resultados semelhantes ao Gréngloo™. Ekhlassi et al. (2011), usando o respetivo *primer self-etch*, obtiveram, nos três momentos de estudo, em mais de metade das amostras, pontuação 3 observando toda a superfície de esmalte usada para colagem, coberta de adesivo nessas amostras após a descolagem. Türkkahraman et al. (2010) verificaram o contrário, com menos de 10% do adesivo restante na superfície de esmalte na maioria das amostras. Contreras-Bulnes et al. (2013) observaram em 60% das amostras, mais de 50% de adesivo restante na superfície.

O adesivo Eagle No Drift™ apresentou mais vezes pontuação 1 no IAR no momento pré fadiga indicando menos de 50% de adesivo restante na superfície na maioria das amostras. No momento pós fadiga, os resultados descreveram um equilíbrio entre pontuação 1 e 2. No entanto a diferença entre ambos os momentos não foi significativa. Na literatura não foi encontrado qualquer artigo que avaliasse o IAR deste adesivo.

Numa observação a outros estudos, em que aplicaram o método convencional para colagem de *brackets*, são encontrados resultados contraditórios. A grande diversidade de condições de testes e materiais pode influenciar esta relação.

Mirzakouchaki et al. (2012) observaram, com o uso do método convencional de colagem e *brackets* metálicos, a maior quantidade de adesivo usado, deixada na superfície de esmalte. Santos et al. (2010), Chu et al. (2011), Izadi et al. (2011), e Hosei et al., cit. in Lamper et al. (2012) registaram os mesmos resultados. Su et al. (2012), usando o método convencional para a colagem de *brackets*, avaliaram as forças adesivas segundo testes de corte, tênsil, e de apertamento na descolagem. Em todos os métodos verificou a maioria do adesivo, aderido ao esmalte após a descolagem (99,5% – apertamento; 77,3% – corte; 98,7% – tênsil).

Por outro lado, Türkkahraman et al. (2010) verificaram em todos adesivos aplicados com método convencional, menos percentagem de adesivo restante na superfície de esmalte. Scougall Vilchis et al. (2007) e Paschos et al., cit. in Lamper et al. (2012) apresentaram a mesma relação de resultados.

Com outro tipo de resultados encontrados, Wendl et al. (2011) e Bahnasi et al. (2012), não observaram uma tendência para a quantidade de adesivo remanescente na superfície dentária, sendo os resultados no IAR equilibrados entre pontuação 1 e 2.

Com os resultados encontrados no IAR observou-se que os adesivos que apresentaram maior resistência à descolagem tiveram na maioria das amostras pontuação 2, ou seja, maior quantidade de adesivo deixado na superfície de esmalte após a descolagem. O adesivo que apresentou menos força adesiva teve na maioria das amostras pontuação 1 apresentando menor quantidade restante de adesivo na superfície de esmalte. Mirzakouchaki et al. (2012) concluíram no seu estudo que as mudanças nas forças adesivas foram paralelas com os resultados no IAR, ou seja, o aumento do valor médio de resistência à descolagem levou ao aumento na pontuação no índice sendo deixado mais adesivo na superfície. No estudo realizado por Santos et al. (2010) podemos observar a mesma relação de valores, onde os grupos avaliados que obtiveram menos forças adesivas, apresentaram mais vezes superfícies de esmalte livres de adesivo após a descolagem. Contreras-Bulnes et al. (2013) obtiveram o mesmo tipo de resultados. Por outro lado Cerekja e Cakirer (2011) não verificaram uma relação entre os valores das forças adesivas e os resultados no IAR.

6.3– Interface adesiva

A qualidade da camada adesiva tem sido considerada como sendo um fator muito importante para a força adesiva a *brackets* ortodônticos. A espessura (Arici et al. 2005, Evans e Powers 1985), o grau de conversão dos monómeros e a integridade do complexo *bracket*-adesivo-esmalte (Ulker et al. 2009) são todos fatores investigados e que influenciam os valores de adesão.

De acordo com o que seria de esperar, a espessura das camadas de adesivo neste estudo variaram ligeiramente em todas as amostras, uma vez que não foi utilizado nenhum método de calibração, apesar de este ter sido aplicado por um profissional experiente. Lamper et al. (2012) utilizaram um calibrador de tensão Correx (Haag-Streit, Bren,

Suíça) para a aplicação de uma força de 300g na colagem dos *brackets* de modo a obter uma espessura uniforme nas camadas de adesivo em todas as amostras. Arici et al. (2005) verificaram que a espessura de 0,25mm apresentou maiores valores de forças adesivas concluindo-a como ideal. Nas micrografias tiradas neste estudo, as seis interfaces avaliadas pela microscopia de varrimento (GrénglooTM pré fadiga, GrénglooTM pós fadiga, TransbondTM Plus pré fadiga, TransbondTM Plus pós fadiga, Eagle No DriftTM pré fadiga, Eagle No DriftTM pós fadiga) apresentam espessuras entre os 0,20 e 0,25mm com a exceção do adesivo TransbondTM Plus no momento pós fadiga (0,40mm), o que sugere, ou uma incorreta aplicação do adesivo por parte do operador, ou uma expansão do material durante a termociclagem, o que poderia justificar a diminuição significativa dos valores médios de adesão no momento pós fadiga deste adesivo.

Na análise das micrografias obtidas, pôde-se observar que em todas elas, o adesivo excedeu a área de colagem do *bracket*, apesar dos excessos terem sido retirados cuidadosamente com uma sonda exploradora no momento que antecedeu a fotopolimerização.

Encontram-se presentes nas micrografias de todos os adesivos, algumas irregularidades de diferentes dimensões que, pela irregularidade da superfície, devem ter sido provocadas pelas lixas na fase do polimento das amostras.

É de salientar a relação de adesão nas diferentes interfaces em que se observou um íntimo contacto entre os adesivos e o esmalte através dos *tags* de resina e o contacto mecânico mais fraco entre os *brackets* e o adesivo. Uma possível abordagem, de modo a melhorar o contacto entre os *brackets* e o adesivo e a aumentar a força adesiva, pode passar pelo tratamento do *bracket* a fim de produzir microrretenções na sua superfície, favorecendo uma adesão micromecânica, tal como é observado no esmalte.

III. CONCLUSÃO

Dentro das limitações deste estudo foi possível concluir que:

- o adesivo de resina GrénglooTM, foi o que apresentou melhores valores de adesão.
- o adesivo do tipo compómero, TransbondTM Plus, foi o único influenciado significativamente pela ciclagem térmica. Ainda assim obteve valores clinicamente aceitáveis.
- com a exceção do adesivo Eagle No DriftTM no momento pós fadiga, todos apresentaram valores médios clinicamente aceitáveis.
- os adesivos que apresentaram maiores valores de força adesiva foram os que permaneceram em maior quantidade na superfície de esmalte após a descolagem.
- pela observação das interfaces foi possível observar uma fraca retenção por parte do *bracket* em relação ao esmalte. Um tratamento da superfície de modo a criar microrretenções e melhorar os valores de adesão pode ser considerado.
- em virtude das evoluções na medicina dentária adesiva e ao aumento do número de estudos sobre forças de adesão, torna-se evidente a necessidade da existência de *guidelines* para a standardização das condições experimentais para estudos deste tipo *in-vitro* e a realização de estudos *in vivo* de modo a confirmar os resultados obtidos nos estudos *in vitro*.

Como visto previamente, os resultados deste estudo coincidem com uns mas também diferem de outros estudos científicos publicados.

IV. IMPLICAÇÕES CLÍNICAS

Neste estudo está refletida a importância do conhecimento na íntegra dos materiais para uso clínico de modo a serem tiradas as melhores capacidades de cada um consoante a situação.

Pela análise de outros estudos científicos percebe-se que não só os adesivos, mas também o tipo de base que o *bracket* apresenta e o protocolo utilizado na colagem são fatores a ter em conta na altura da escolha dos materiais para a realização dos tratamentos.

Adesivos do mesmo tipo do TransbondTM Plus devem ser considerados já que têm apresentado valores de adesão clinicamente aceitáveis e conseguem prevenir mais eficazmente da desmineralização, em comparação com os adesivos de resina composta. Esta aplicação deve ser acompanhada das devidas instruções de higiene oral de modo a potenciar a libertação de flúor por parte destes adesivos.

V. LINHAS FUTURAS DE INVESTIGAÇÃO

Com a constante evolução e divulgação de novos adesivos serão necessários mais estudos que comparem diferentes tipos perante as mesmas condições com a finalidade de perceber que ingredientes mais influenciam os valores de adesão.

O uso de adesivos com a capacidade de libertação de flúor deve ser testado de modo a avaliar o seu raio de ação e perceber até que ponto são influenciados pelas alterações de temperatura. A aplicação de saliva natural durante a ciclagem térmica, a realização de estudos com maiores tamanhos amostrais, o uso de *brackets* com diferentes tipos de bases e o uso da microscopia eletrónica num maior número de amostras devem ser considerados como pontos vantajosos.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Ahn, S. J. et al. (2011). Effects of different fluoride recharging protocols on fluoride ion release from various orthodontic adhesives. *Journal of Dentistry*, 39(3), pp. 196-201.

Andreasson, H. et al. (2003). On permeability of methyl methacrylate, 2-hydroxyethyl methacrylate and triethyleneglycol dimethacrylate through protective gloves in dentistry. *European Journal of Oral Sciences*, 111(6), pp. 529-535.

Arici, S. et al. (2005). Adhesive Thickness Effects on the Bond Strength of a Light-Cured Resin-Modified Glass Ionomer Cement. *The Angle Orthodontist*, 75(2), pp. 254-259.

Asmussen, E. e Peutzfeldt, A. (1998). Influence of UEDMA, BisGMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. *Dental Materials*, 14(1), pp. 51-56.

Atsumi, T. et al. (2004). Comparative radical production and cytotoxicity induced by camphorquinone and 9-fluorenone against human pulp fibroblasts. *Journal of Oral Rehabilitation*, 31(12), pp. 1155-1164.

Banhasi, F. et al. (2012). The impact of recycling and repeated recycling on shear bond strength of stainless steel orthodontic brackets. *Orthodontic Waves*, 72(1), pp. 16-22.

Base de *bracket* metálico Master Series (American Orthodontics, EUA) com malha e depressões retentivas. [Em linha]. Disponível em <<http://www.americanortho.com/master-series.html>>. [Consultado em 02/07/2013].

Bath-Balogh, M. e Fehrenbach, M. (2012). Esmalte *In*: Bath-Balogh, M. e Fehrenbach, M. *Anatomia, Histologia e Embriologia dos Dentes e das Estruturas Orofaciais*, Tradução da 3ª Edição. Rio de Janeiro, Elsevier, pp. 145-150.

Behnan, S. M. et al. (2010). In-vitro evaluation of various treatments to prevent demineralization next to orthodontic *brackets*. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 138(6), pp. 712 e1-7.

Bishara, S. E. et al. (2000). Effect of altering the type of enamel conditioner on the shear bond strength of a resin-reinforced glass ionomer adhesive. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 118 (3), pp. 288-294.

Boyde, A. (1996). Microstructure of enamel *In: Boyde et al. Dental Enamel*. Nova Iorque, John Wiley & Sons, pp. 18-31.

Burrow, M. F. et al (1999). Water sorption of several bondings resins. *American Journal of Dentistry*. 12(6), pp. 295-298.

Cacciafesta, V. et al. (2005). Effect of light-tip distance on the shear bond strengths of composite resin. *The Angle Orthodontist*, 75(3), pp. 386-391.

Cacciafesta, V. et al. (2012). Bonding Problems Related to Adult Rehabilitated Dentitions *In: Melsen, B. Adult Orthodontics*. Reino Unido, Wiley-Blackwell, pp. 163-188.

Carvalho, R. M. et al. (2003). Effects of HEMA/solvent combinations on bond strength to dentin. *Journal of Dental Research*, 82(8), pp. 597-601.

Cerekja, E. e Cakirer, B. (2011). Effect of short curing times with a high-intensity light-emitting diode or high-power halogen on shear bond strength of metal *brackets* before and after thermocycling. *The Angle Orthodontist*, 81(3), pp. 510-516.

Chang, JC. et al (2002). 4-META use in dentistry: a literature review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 87(2), pp. 216-224.

Chin, MY. et al. (2009). Fluoride release and cariostatic potencial of orthodontic adhesives with and without daily fluoride rinsing. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 136(4), pp. 547-553.

Chu, C. et al (2011). Orthodontic bonding with self-etching primer and self-adhesive systems. *European Journal of Orthodontics*, 33(3), pp. 276-281.

Cobourne, M. e DiBiase, A. (2009). Contemporary Fixed Appliances *In: Cobourne, M. e DiBiase, A. Handbook of Orthodontics*. Londres, Mosby Elsevier, pp. 233-263.

Contreras-Bulnes, R. et al. (2013). Evaluation of Self-Etching Adhesive and Er:YAG Laser Conditioning on the Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets. *The Scientific World Journal*, 2013, Setembro 2013.

Cook, W. D. e Standish, P. M. (1983). Polymerization kinetics of resin-based restorative materials. *Journal of Biomedical Materials Research*, 17(2), pp. 275-282.

Davidson, C. L. et al. (1984). The competition between the Composite-Dentine Bond Strength and the Polymerization Contraction Stress. *Journal of Dental Research*, 63(12), pp. 1396-1399.

Devarasa, G. M. et. al. (2012). Self-etching adhesive on intact enamel. *Journal of Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry*, 30(2), pp.133-138.

Di Francescantonio, M. et al. (2007). Bond strength evaluation of self-etch and total-etch adhesive systems on intact and ground enamel. *Brazilian Journal of Oral Sciences*, 6(23), pp.1462-1466.

Ekhlassi, S. et al. (2011). Bond strength comparison of color-change adhesives for orthodontic bonding using a self-etching primer. *Clinical, Cosmetic and Investigational Dentistry*, 3, pp. 39-44.

Elekdag-Turk, S. et al. (2008). Thermocycling Effects on Shear Bond Strength of a Self-etching Primer. *The Angle Orthodontist*, 78(2), pp. 351-356.

Elliott, J. C. (1996). Structure, crystal chemistry and density of enamel apatites *In: Elliott et al. Dental Enamel*. Nova Iorque, John Wiley & Sons, pp. 54-72.

Evans, L. B. e Powers, J. M. (1985). Factors affecting in vitro bond strength of no-mix orthodontic cements. *American Journal of Orthodontics*, 87(6), pp. 508-512.

Ewoldsen, N. e Demke, R. S. (2001). A review of orthodontic cements and adhesives. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 120(1), pp. 45-48.

Ferracane, J. L. et al. (1998). Fluoride Penetration into the hybrid layer from dentin adhesive. *American Journal of Dentistry*, 11(1), pp. 23-28.

Fleming, P. S. et al. (2012). Self-etch primers and conventional acid-etch technique for orthodontic bonding: A systematic review and meta-analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 142(1), pp. 83-94.

Fong, H. et al. (2005). Evaluation of dental restorative composites containing polyhedral oligomeric silsesquioxane methacrylate. *Dental Materials*, 21(6), pp. 520-529.

Gladwin, M. e Bagby, M. (2013). Specialty Materials *In: Gladwin, M. e Bagby, M. Clinical Aspects of Dental Materials*. 4ª Edição. Philadelphia, Lippincott Williams & Wilkins, pp. 174-186.

Goldbecher, H. e Bock, J. (2012). Bonding Techniques *In: Ludwig, B. et. Al. Self-ligating Brackets in Orthodontics: Current Concepts and Techniques*. Estugarda, Editora Thieme, pp. 83-97.

Hanning, M. et al (1999). Self-etching primer vs. phosphoric acid: an alternative concept for composite-to-enamel bonding. *Operative Dentistry*, 24(3), pp. 172-180.

Hayakawa, T. e Horie, K. (1992). Effect of water-soluble photoinitiator on the adhesion between composite and tooth substrate. *Dental Materials*, 8(6), pp. 351-353.

Hayakawa, T. et al. (1998). Influence of self-etching primer treatment on the adhesion of resin composite to polished dentin and enamel. *Dental Materials*, 14(2), pp. 99-105.

Haydar, B. et al. (1999). Comparison of shear bond strength of three bonding agents with metal and ceramic brackets. *The Angle Orthodontist*, 69(5), pp. 457-462.

Ikemura, K. e Endo, T. (1998). Effects of a new 4-acryloxyethyltrimellitic acid in a visible light-cured dental adhesive on adhesion and polymerization reactivity. *Journal of Applied Polymer Science*, 69(6), pp. 1057-1069.

İşman, E. et al. (2012). Inadequate shear bond strengths of self-etch, self-adhesive systems for secure orthodontic bonding. *Dental Materials Journal*, 31(6), pp. 947-953.

Izadi, M. I. et al. (2012). A comparative investigation into relative bond strengths of Damon3, Damon3MX, and APC II brackets using different primer and adhesive combinations. *European Journal of Orthodontics*, 34(6), pp. 778-782.

Janda, R. et al (2004). Color stability of resin matrix restorative materials as a function of the method of light activation. *European Journal of Oral Sciences*, 112(3), pp. 280-285.

Kanemura, N. et al. (1999). Tensile bond strength to and SEM evaluation of ground and intact enamel surfaces. *Journal of Dentistry*, 27(7), pp. 523-530.

Kazantsev, O. A. et al. (2003). Hydrolysis of 2-Hydroxyethyl Methacrylate in Concentrated Aqueous Solutions. *Russian Journal of Applied Chemistry*, 76(8), pp. 1296-1298.

Kim, J. S. et al. (2005). Effect of the hydrophilic nanofiller loading on the mechanical properties and the microtensile bond strength of an ethanol-based one-bottle dentin adhesive. *Journal of Biomedical Materials Research. Part B, Applied Biomaterials*, 72(2), pp. 284-291.

Lamper, T. et al. (2012). Does a reduction of polymerization time and bonding steps affect the bond strength of *brackets*? *Clinical Oral Investigations*, 16(2), pp. 665-671.

Lu, H. et al. (2005). Development of highly reactive mono-(meth)acrylates as reactive diluents for dimethacrylate-based dental resin systems. *Biomaterials*, 26(12), pp. 1329-1336.

Ludwig, B. e Glasl, B. (2012). *Materials In: Ludwig, B. et. Al. Self-ligating Brackets in Orthodontics: Current Concepts and Techniques*. Estugarda, Thieme, pp. 10-33.

Mirzakouchaki, B. et al. (2012). Effect of self-etching primer/adhesive and conventional bonding on the shear bond strength in metallic and ceramic *brackets*. *Medicina Oral, Patologia Oral y Cirurgia Bucal*, 17(1), pp. 164-170.

Montasser, M. A. (2011). Effect of applying a sustained force during bonding orthodontic *brackets* on the adhesive layer and on shear bond strength. *European Journal of Orthodontics*, 33(4), pp. 402-406.

Moszner, N. et al. (2005). Chemical aspects of self-etching enamel-dentin adhesives: a systematic review. *Dental Materials*, 21(10), pp. 895-910.

Nakabayashi, N. et al. (1982). The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *Journal of Biomedical Materials Research*, 16(3), pp. 265-273.

Nicholson, J. W. (1998). Adhesive dental materials – a review. *International Journal of Adhesion and Adhesives*, 18(4), pp. 229-236.

Nicholson, J. W. (1998). Chemistry of glass-ionomer cements: a review. *Biomaterials*, 19(6), pp. 485-494.

Nie, J. e Bowman, C. N. (2002). Synthesis and photopolymerization of N,N'-dimethyl-, N,N'-di(methacryloxy ethyl)-1,6-hexanediamine as a polymerizable amine coinitorator for dental restorations. *Biomaterials*, 23(4), pp. 1221-1226.

Paranjpe, A. et al (2005). Resin monomer 2-hydroxyethyl methacrylate (HEMA) is a potent inducer of apoptotic cell death in human and mouse cells. *Journal of Dental Research*, 84(2), pp. 172-177.

Paschos, E. et al. (2009). Failure rate of *brackets* bonded with antimicrobial and fluoride-releasing, self-etching primer and the effect on prevention of enamel demineralization. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 135(5), pp 613-620.

Paschos, E. et al. (2009). Effect of different bonding agents on prevention of enamel demineralization around orthodontic *brackets*. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 135(5), pp. 603-612.

Pashley, D. H. et al. (2001). Solvent-induced dimensional changes in EDTA-demineralized dentin matrix. *Journal of Biomedical Materials Research*, 56(2), pp. 273-281.

Pashley, D. H. e Tay, F. R. (2001). Aggressiveness of contemporary self-etching adhesives: Part II: etching effects on unground enamel. *Dental Materials*, 17(5), pp. 430-444.

Perdigão, J. et al. (1996). The interaction of adhesive systems with human dentin. *American Journal of Dentistry*, 9(4), pp. 167-173.

Perdigão, J. et al. (2002). The use of flowable composites as filled adhesives. *Dental Materials*, 18(3), pp. 227-238.

Peumans, M. et al. (2005). Clinical effectiveness of contemporary adhesives: a systematic review of current clinical trials. *Dental Materials*, 21(9), pp. 864-881.

Peutzfeldt, A. (1997). Resin composites in dentistry: the monomer systems. *European Journal of Oral Sciences*, 105(2), pp. 97-116.

Philip, E. (2011). Prevention of Demineralization During Orthodontic Treatment with Fluoride-Containing Materials or Casein Phosphopeptide-Amorphous Calcium Phosphate In: Greg, J. et. al. *Evidence-Based Orthodontics*. Reino Unido, Wiley-Blackwell, pp. 149-166.

Piesco, N. P. e Simmelink, J. (2001). Histology of Enamel In: Avery J. K. *Oral Development and Histology*. 3ª Edição. Nova Iorque, Thieme, pp. 153-171.

Salz, U. et al. (2005). Hydrolytic stability of self-etching adhesive systems. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 7(2), pp. 107-116.

Santos, B. M. et al. (2010). Shear bond strength of *brackets* bonded with hydrophilic and hydrophobic bond systems under contamination. *The Angle Orthodontist*, 80(5), pp. 963-967.

Savariz, A. R. M. et al (2012). Preventive effect of an orthodontic compomer against enamel demineralization around *brackets*. *Brazilian Journal of Oral Sciences*, 11(1), pp. 10-13.

Scougall Vilchis, R. J. et al. (2007). Shear bond strength of a new fluoride-releasing orthodontic adhesive. *Dental Materials Journal*, 26(1), pp. 45-51.

Shen, C. (2003). Dental Cements *In: Anusavice KJ. Phillips' Science of Dental Materials*. 11^a Edição. St. Louis, Missouri, Elsevier Science, pp. 443-493.

Sideridou, I. et al. (2002). Effect of chemical structure on degree of conversion in light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials*, 23(8), pp. 1819-1829.

Small, I. C. et al (1998). Water sorption in resin-modified glass-ionomer cements: An *in vitro* comparison with other materials. *Biomaterials*, 19(6), pp. 545-550.

Su, M. Z. et al. (2012). Effect of simulated *debracketing* on enamel damage. *Journal of the Formosan Medical Association*, 111(10), pp. 560-566.

Tani, C. et al (1993). Efficacy of dentin bonding agents combined with self-etching dentin primers containing Phenyl-P. *Dental Materials*, 12(2), pp. 219-224.

Tay. F. R. e Pashley, D. H. (2001). Aggressiveness of contemporary self-etching systems. I: depth of penetration beyond dentin smear layers. *Dental Materials*, 17(4), pp. 296-308.

Türkkahraman, H. et al. (2010). *In vitro* evaluation of shear bond strengths of colour change adhesives. *European Journal of Orthodontics*, 32(5), pp. 571-574.

Ulker, M. et al. (2009). Microleakage under orthodontic *brackets* using high-intensity curing lights. *The Angle Orthodontist*, 79(1), pp. 144-149.

Unemori, M. et al. (2003). Water absorption of poly(methyl methacrylate) containing 4-methacryloxyethyl trimellitic anhydride. *Biomaterials*, 24(8), pp. 1381-1387.

Üşümez, S. e Erverdi, N. (2010). Adhesives And Bonding In Orthodontics *In: Nanda, R. e Kapila, S. Current Therapy In Orthodontics*. 1ª edição. St. Louis, Mosby Elsevier, pp. 45-67.

Van Landuyt, K. L. et al (2005). Monomer-solvent phase separation in one-step self-etch adhesives. *Journal of Dental Research*, 84(2), pp. 183-188.

Van Landuyt, K. L. et al. (2007). Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials*, 28(26), pp. 3757-3785.

Van Landuyt, K. L. et al. (2008). Influence of the chemical structure of functional monomers on their adhesive performance. *Journal of Dental Research*, 87(8), pp. 757-761.

Venz, S. e Dickens, B. (1993). Modified surface-active monomers for adhesive bonding to dentin. *Journal of Dental Research*, 72(3), pp. 582-586.

Watanabe, I. et al (1994). Bonding to ground dentin by a phenyl-P self-etching primer. *Journal of Dental Research*, 73(6), pp. 1212-1220.

Wendl, B. et al. (2011). Comparative bond strength of new and reconditioned *brackets* and assessment of residual adhesive by light and electron microscopy. *European Journal of Orthodontics*, 33(3), pp. 288-292.

Yoshida, K. e Greener E. H. (1994). Effect of photoinitiator on degree of conversion of unfilled light-cured resin. *Journal of Dentistry*, 22(5), pp. 296-299.

Yoshida, Y. et al. (2002). Improved filler-matrix coupling in resin composites. *Journal of Dental Research*, 81(4), pp. 270-273.

Yoshida, Y. et al. (2004). Comparative study on adhesive performance of functional monomers. *Journal of Dental Research*, 83(6), pp. 454-458.

Yuasa, T. et al. (2010). Effects of long-term storage and thermocycling on bond strength of two self-etching primer adhesive systems. *European Journal of Orthodontics*, 32(3), pp. 285-290.