



**INSTITUTO SUPERIOR DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
EGAS MONIZ**

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

**ESTUDO IN VITRO DA RESISTÊNCIA ADESIVA POR MICROTRAÇÃO DE DOIS
SISTEMAS ADESIVOS UNIVERSAIS**

Trabalho submetido por
Sofia de Lurdes de Figueiredo Soares
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

setembro de 2015



**INSTITUTO SUPERIOR DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
EGAS MONIZ**

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

**ESTUDO IN VITRO DA RESISTÊNCIA ADESIVA POR
MICROTRAÇÃO DE DOIS SISTEMAS ADESIVOS UNIVERSAIS**

Trabalho submetido por
Sofia de Lurdes de Figueiredo Soares
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Trabalho orientado por
Prof. Doutor Mário Polido

setembro de 2015

Dedicatória

Aos meus pais.

Aos meus avós maternos.

Agradecimentos

A presente dissertação para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária é o resultado de cinco anos muito intensos, cheios de trabalho e dedicação. Neste período muitas pessoas entraram na minha vida e, cada uma à sua maneira, contribuiu para o meu sucesso. Aqui deixo um muito obrigada a quem participou direta ou indiretamente no meu crescimento académico e pessoal, mesmo que não estejam aqui referidos.

Ao meu orientador *Prof. Doutor Mário Polido* pela paciência, pelo apoio e pela constante disponibilidade e orientação, independentemente, do quão ridículas fossem as minhas dúvidas, que tornou possível a conclusão deste trabalho.

Ao *Professor Doutor José Brito* pela disponibilidade e prontidão em ajudar na realização da análise estatística, parte fundamental do trabalho.

Às *Engenheiras Eliana Órfão e Telma Silva* pela simpatia e ajuda durante as minhas (longas) horas no laboratório.

Aos *meus pais* que fizeram de mim a pessoa que sou hoje, pelo amor e apoio incondicional, e pela confiança que sempre depositam em mim. Espero continuar a deixá-los orgulhosos em todas as etapas da minha vida.

Aos *meus avós maternos* pela sua contribuição para a minha educação, por sempre acreditarem nas minhas capacidades e me amarem incondicionalmente. São os meus modelos de coragem.

Às minhas duas grandes amigas, *Cátia Pires e Raquel Canha*, que me aturam há uma eternidade, pela imensa paciência e afeto, pelos conselhos e apoio em todos os momentos da minha vida. Guardo-vos no meu coração.

A uma pessoa muito especial que entrou na minha vida, que contribuiu em muito para a pessoa que sou hoje e que, apesar das dificuldades, esteve sempre ao meu lado. És o meu porto seguro.

Resumo

Objetivo: Avaliar a resistência adesiva à dentina por microtração (μ TBS) de dois sistemas adesivos universais nas aplicações *etch-and-rinse* e *self-etch* primer.

Materiais e Métodos: 12 molares humanos extraídos, hígidos, foram aleatoriamente distribuídos por quatro grupos: Grupo 1 – Scotchbond Universal (3M ESPE) na aplicação *etch-and-rinse*; Grupo 2 – Scotchbond Universal (3M ESPE) na aplicação *self-etch* primer; Grupo 3 – All-Bond Universal (Bisco Inc.) na aplicação *etch-and-rinse*; e Grupo 4 – All-Bond Universal (Bisco Inc.) na aplicação *self-etch* primer. Após a exposição da dentina superficial e simulação da *smear layer* com um papel abrasivo de 600-grit de carboneto de silício (SiC), construíram-se blocos de resina composta, de 6 a 8 mm, em incrementos de 2 mm, com a resina Filtek Z250 (3M ESPE). Após armazenamento em água destilada a 37°C, durante 24 horas, as amostras foram seccionadas em palitos de 1 mm² e o teste de microtração foi realizado a uma velocidade de 0,5 mm/min numa máquina de testes universal (Shimadzu Autograph AG-IS). Os dados foram analisados pelo ANOVA *two-way* ($p < 0.05$).

Resultados: Os valores de μ TBS para o Scotchbond Universal (3M ESPE) e All-Bond Universal (Bisco Inc.) na aplicação *etch-and-rinse* são estatisticamente semelhantes. Os valores de μ TBS para o Scotchbond Universal (3M ESPE) e All-Bond Universal (Bisco Inc.) na aplicação *self-etch* primer são estatisticamente semelhantes. A aplicação como *etch-and-rinse* obteve valores estatisticamente superiores, independentemente do adesivo utilizado.

Conclusões: A resistência adesiva à dentina do Scotchbond Universal (3M ESPE) e All-Bond Universal (Bisco Inc.) depende apenas da estratégia adesiva. A aplicação *etch-and-rinse* obteve os melhores resultados, com diferenças estatisticamente significativas quando comparada com a aplicação *self-etch* primer.

Relevância Clínica: Os sistemas adesivos universais constituem uma tentativa de criar um produto versátil sem comprometer a eficácia adesiva, possibilitando escolher a estratégia adesiva que melhor se adequa a cada caso clínico.

Palavras-chave: adesão, dentina, sistemas adesivos universais, microtração.

Abstract

Objective: To evaluate the microtensile bond strength (μ TBS) to dentin of two universal adhesive systems applied in *etch-and-rinse* and *self-etch* primer strategies.

Materials and Methods: 12 extracted caries-free human teeth were randomly assigned to four groups: Group 1 – Scotchbond Universal (3M ESPE) applied as *etch-and-rinse*; Group 2 – Scotchbond Universal (3M ESPE) applied as *self-etch* primer; Group 3 – All-Bond Universal (Bisco Inc.) applied as *etch-and-rinse*; and Group 4 – All-Bond Universal (Bisco Inc.) applied as *self-etch* primer. Superficial dentin surface was exposed and then ground with 600-grit SiC paper in order to simulate a *smear layer*. Resin composite build-ups with Filtek Z250 (3M ESPE) were constructed incrementally, in 2 mm increments, up to 6 and 8 mm. After storage in distilled water at 37°C for 24 hour composite/dentin beams were prepared with 1mm² and μ TBS was performed at a crosshead speed of 0,5 mm/min in a universal testing machine (Shimadzu Autograph AG-IS, Tokyo, Japão). Data were analyzed with ANOVA two-way ($p < 0.05$).

Results: For μ TBS Scotchbond Universal (3M ESPE) and All-Bond Universal (Bisco Inc.) in *etch-and-rinse* mode were statistically similar. For μ TBS Scotchbond Universal (3M ESPE) and All-Bond Universal (Bisco Inc.) in *self-etch* primer mode were statistically similar. *Etch-and-rinse* application mode resulted in statistically higher mean μ TBS regardless of the adhesive used.

Conclusions: Microtensile bond strength to dentin of Scotchbond Universal (3M ESPE) and All-Bond Universal (Bisco Inc.) depends only on the adhesive strategy. *Etch-and-rinse* application mode gets better results, with statistically significant differences when compared with *self-etch* primer application mode.

Clinical Relevance: The universal adhesive systems represent an attempt to create a versatile product without compromising its bonding effectiveness, enabling to choose the best adhesive strategy that suits each clinical case.

Key words: adhesion, dentin, universal adhesive systems, microtensile.

Índice Geral

I.	Introdução.....	19
1.	Adesão.....	19
1.1.	Adesão ao esmalte.....	21
1.2.	Adesão à dentina.....	22
2.	Classificação dos sistemas adesivos.....	29
2.1.	Sistemas adesivos <i>etch-and-rinse</i>	31
2.2.	Sistemas adesivos <i>self-etch</i> primer.....	32
2.3.	Dos sistemas adesivos contemporâneos aos universais.....	36
3.	Degradação da interface adesiva.....	38
4.	Preparação do substrato dentário em laboratório.....	39
5.	Testes para avaliação da resistência adesiva.....	40
5.1.	Resistência adesiva à dentina.....	41
5.2.	Microtração.....	41
II.	Objetivos.....	45
1.	Hipóteses experimentais.....	45
III.	Materiais e Métodos.....	47
IV.	Resultados.....	53
1.	Exposição dos dados obtidos.....	53
2.	Estatística Descritiva.....	55
V.	Discussão.....	57
1.	Relevância Clínica.....	62
VI.	Conclusões.....	63
1.	Perspetivas futuras.....	63
	Bibliografia.....	65
	Anexos	

Índice de Figuras

Figura 1 - Imagem obtida por microscopia eletrônica de varrimento do esmalte após aplicação de ácido ortofosfórico, durante 15 segundos (Perdigão, 2007).	22
Figura 2 - Os túbulos na dentina superficial perto da JAD (A) são mais estreitos e dispersos em comparação com os da dentina profunda (B). Os túbulos na porção radicular tanto a nível superficial (C) como profundo (D) são mais estreitos e menos numerosos em comparação com os túbulos da porção coronária (Perdigão <i>et al.</i> , 2013a).	23
Figura 3 - Imagem obtida por microscopia electrónica de varrimento da <i>smear layer</i> e <i>smear plug</i> na dentina (Perdigão, 2007).	26
Figura 4 - Imagem obtida por microscopia eletrónica de varrimento da dentina após aplicação de ácido ortofosfórico a 40%, durante 15 segundos (Perdigão, 2007).	26
Figura 5 - Imagem da interface adesiva onde se consegue observar a camada híbrida e <i>resin tags</i> (Alex, 2015).	28
Figura 6 - Esquema ilustrativo e sumário das estratégias adesivas (Perdigão, 2007). ...	29
Figura 7 - Esquema da adesão à dentina de uma restauração adesiva a resina composta segundo a estratégia <i>etch-and-rinse</i> (Perdigão <i>et al.</i> , 2013a).	31
Figura 8 - Esquema da adesão à dentina de uma restauração adesiva a resina composta segundo a estratégia <i>self-etch</i> primer (Perdigão <i>et al.</i> , 2013a).	33
Figura 9 - Scotchbond Universal (3M ESPE, Seefeld, Alemanha).	47
Figura 10 - All-Bond Universal (Bisco Inc., Schaumburg, IL, EUA).	47
Figura 11 - Dente colado com cera colante à base acrílica.	49
Figura 12 - Polimento para simular a <i>smear layer</i>	49
Figura 13 - Resina Filtek Z250 (3M ESPE, Seefeld, Alemanha).	50
Figura 14 - Após construção do bloco de resina fotopolimerizável.	50
Figura 15 - Fotopolimerizador Optilux 501 (Kerr, Middleton, WI, EUA).	51
Figura 16 - Estufa de incubação (Memmert INE 400, Schwabach, Alemanha).	51
Figura 17 - Micrótomo de tecidos duros (Accutom-50, Struers, Dinamarca).	51
Figura 18 - Máquina de testes universal (Shimadzu Autograph AG-IS, Tóquio, Japão).	51
Figura 19 - Fratura do palito após aplicação de força.	52
Figura 20 - Resumo das médias em MPa e desvio padrão de cada grupo (médias com letras iguais não apresentam diferenças estatisticamente significativas para $p < 0.05$). ...	53

Figura 21 - Gráfico ilustrativo do número e tipo de fraturas dos grupos amostrais..... 54

Índice de Tabelas

Tabela 1 - Composição dos materiais dentários utilizados.....	48
Tabela 2 - Indicações dos fabricantes para aplicação dos sistemas adesivos.....	50
Tabela 3 - Resumo das médias em MPa, desvio padrão e número de amostras de cada grupo (médias com letras em índice iguais não apresentam diferenças estatisticamente significativas para $p<0.05$).	53

Lista de Siglas

4-MET – 4-metacriloxietil trimelítico

10-MDP – 10-metacriloxietil dihidrogenofosfato

Bis-EMA – bisfenol A etoxilado dimetacrilato

Bis-GMA – bisfenol A glicidil metacrilato

EDMAB – 4-etil-dimetilaminobenzoato

HEMA – 2-hidroxietil metacrilato

JAD – Junção amelo-dentinária

MMPs – metaloproteinases da matriz dentinária

SBS – shear bond strength

MSDS – material safety data sheet

phenyl-P – 2-metacriloxietil fenilhidrogenofosfato

UDMA – uretano dimetacrilato

μ TBS – microtração

TEGDMA – trietilenoglicol dimetacrilato

I. Introdução

Atualmente, a Dentisteria Operatória deve basear-se em tratamentos “minimamente invasivos” ou “minimamente interventivos”, ou seja, apenas se deve limitar a substituir a parte do dente que está perdida ou contaminada. Também se advoga uma atitude de “manutenção e reparação” em vez da substituição completa das restaurações que apresentam descoloração marginal e/ou defeitos. Esta nova mentalidade face aos métodos mecânicos tradicionais, defendidos por Black, para reter as restaurações que exigiam preparações muito extensas, levou a uma evolução notória da tecnologia adesiva (Van Meerbeek *et al.*, 1998, 2003; Cardoso *et al.*, 2011).

Não obstante, esta abordagem adesiva e conservadora, ainda acarreta alguns problemas. As técnicas adesivas são extremamente sensíveis e complexas, havendo o risco de cometer erros durante a manipulação e, apesar da retenção a longo prazo já não constituir um problema, ainda não se conseguiu o perfeito selamento das margens das restaurações adesivas de forma a evitar a infiltração, principal fator para a diminuição da respetiva longevidade clínica (Van Meerbeek *et al.*, 2003).

Inicialmente, surgiu a adesão ao esmalte e, posteriormente, à dentina. Os primeiros “agentes adesivos” rapidamente evoluíram para “sistemas adesivos” de vários passos, com protocolos de aplicação mais complexos. Hoje em dia, os sistemas adesivos chamados “universais”, “all” ou “multi-purpose” que permitem a sua utilização em qualquer tipo de material – esmalte, dentina, amálgama, metal e porcelana – tornam difícil a escolha do Médico Dentista na sua prática clínica (Van Meerbeek *et al.*, 1998).

Assim, torna-se importante conhecer as primeiras descobertas ao nível da adesão dentária e perceber como a introdução de novas tecnologias permitiu melhorar cada vez mais as técnicas utilizadas, de forma a que o Médico Dentista consiga decidir qual a melhor estratégia a usar em cada situação clínica.

1. Adesão

Segundo a norma ISO/TS 11405:2015, a adesão é definida como um “estado em que duas superfícies são mantidas juntas por forças químicas ou físicas ou ambas com a ajuda de um adesivo”.

Os adesivos são soluções de monómeros resinosos que unem o material restaurativo ao substrato dentário após a polimerização desses mesmos monómeros (Perdigão, 2007).

A adesão entre o substrato dentário e os materiais à base de resina pode ser mecânica, por adsorção, por difusão ou uma combinação destes três mecanismos. A adesão *mecânica* ocorre quando há a penetração da resina e formação de *resin tags* na estrutura dentária. A adesão por *adsorção* ocorre quando se forma uma ligação química com a componente orgânica (maioritariamente colagénio tipo I) ou inorgânica (hidroxiapatite) da estrutura dentária. A adesão por *difusão* ocorre quando há precipitação de substâncias na superfície dentária às quais monómeros resinosos se ligam mecânica ou quimicamente (Perdigão *et al.*, 2013a).

Para uma boa adesão é necessário que haja um contacto íntimo entre o substrato dentário e o adesivo (Perdigão *et al.*, 2013a), contacto este que depende de vários fatores. O fator mais importante na adesão é a energia de superfície, uma vez que ao ser diminuída a estabilidade do objeto aumenta. Assim sendo, quanto maior for a energia de superfície, mais recetível o objeto se torna para se ligar a outro objeto como, por exemplo, um adesivo. Com base nesta informação, clinicamente, aumenta-se a energia de superfície para melhorar a adesão. Consegue-se isto através da profilaxia com pasta de pedra pomes, do condicionamento com ácidos ou da aplicação de solventes para remoção de contaminantes (Breschi *et al.*, 2013).

Para além disto, existem outras variáveis que podem influenciar a adesão, tais como a rugosidade da superfície do substrato, a presença ou ausência de contaminação, a viscosidade do adesivo, a alteração dimensional do adesivo durante a polimerização e a durabilidade do adesivo e respetiva interface criada. A rugosidade auxilia no aumento da adesão ao aumentar a área de superfície do substrato. O grau de viscosidade do adesivo deve permitir um contacto íntimo ao longo de toda a superfície, não podendo ser, por isso, nem muito viscoso, nem muito fluido; e se a superfície do substrato estiver contaminada o contacto íntimo entre esta e o adesivo vai estar limitado. Durante a polimerização há também uma contração que gera forças que puxam o adesivo do substrato e prejudicam a qualidade da adesão. Por último, a interface deve ser durável e resistente, senão a adesão falha (Breschi *et al.*, 2013).

As técnicas adesivas, como já foi referido anteriormente, trouxeram algumas vantagens face às tradicionais ou não-adesivas. A adesão reduz a microinfiltração ao impedir a

contaminação por fluidos orais e bactérias ao longo das paredes da preparação cavitária o que, por sua vez, diminui a sensibilidade pós-operatória, a descoloração marginal e a recorrência de lesões de cárie, fatores estes que comprometem a longevidade das restaurações. As restaurações adesivas também permitem uma melhor transmissão e distribuição das forças funcionais ao dente, através da interface adesiva. Além disto as restaurações adesivas permitem reparar ou substituir restaurações sem que haja uma perda significativa do remanescente dentário (Van Meerbeek *et al.*, 1998).

São muitos os campos de aplicação das técnicas adesivas. Estas podem ser utilizadas (1) para a reconstrução da estrutura dentária quando cariada ou fraturada, (2) para lesões cervicais de erosão ou abrasão, (3) para a correção da forma, posição, dimensão ou cor da estrutura dentária, (4) para a cimentação de cerâmicas, (5) para a técnica adesiva para amálgama, (6) para a retenção de estruturas metálicas, (7) para a cimentação de coroas e pontes, (8) para a cimentação de *brackets* ortodônticos, (9) para a cimentação de *splints* periodontais ou ortodônticos, (10) para o tratamento da hipersensibilidade dentária, (11) para a reparação de cerâmicas, amálgamas e restaurações com compósito fraturadas, (12) para a colocação de selantes, (13) para a reconstrução de *build-ups* para coroas, (14) para a cimentação de postes endodônticos, (15) para o selamento de canais no tratamento endodôntico, (16) para o selamento apical de restaurações colocadas em cirurgias endodônticas e (17) para reforçar internamente canais fragilizados após tratamento endodôntico (Van Meerbeek *et al.*, 1998; Perdigão *et al.*, 2013a).

1.1. Adesão ao esmalte

O esmalte é uma estrutura homogênea, sendo constituída, principalmente, por matéria inorgânica em cerca de 86%, por 2% de matéria orgânica e 12% de água (McLean *et al.*, 2015).

Inspirado pela indústria metalúrgica, Buonocore, em 1955, reportou o uso de ácido ortofosfórico a 85% para melhorar a retenção da resina acrílica ao esmalte. (Buonocore, 1955; Perdigão, 2007; Ting *et al.*, 2015). Entre a resina acrílica e o esmalte ocorre uma interação micromecânica que resulta da infiltração dos monómeros resinosos nas microporosidades formadas na superfície do esmalte, após a aplicação do ácido que o dissolve, e da subsequente envolvência dos cristais de hidroxiapatite expostos pelos monómeros polimerizados (Perdigão, 2007; Cardoso *et al.*, 2011; Pashley *et al.*, 2011; Alex, 2015). Desde a introdução do condicionamento ácido muitos estudos foram

realizados com o objetivo de melhorar a adesão entre a resina e a estrutura dentária (Perdigão *et al.*, 2013a).

Atualmente, na adesão ao esmalte recorre-se à aplicação de um ácido, normalmente ácido ortofosfórico cuja concentração varia entre 30 a 40%, principalmente a 37%, durante 15 segundos (Fig. 1), para tornar a superfície rugosa e irregular, o que aumenta conseqüentemente a energia de superfície. Após este passo, a resina irá penetrar na superfície do esmalte, formando-se *microtags*, nas microporosidades do esmalte, que permitem a adesão (Perdigão *et al.*, 2013a).

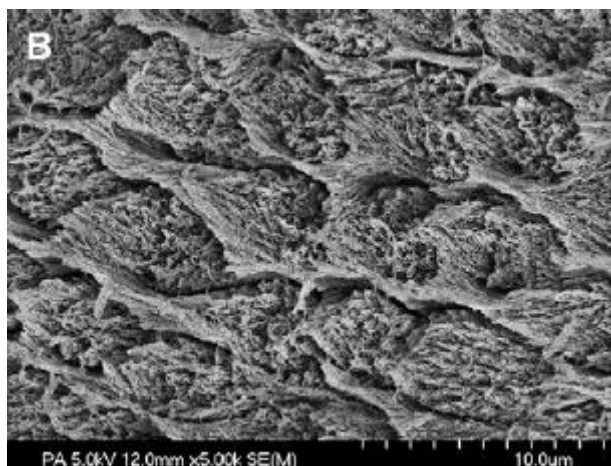


Figura 1 - Imagem obtida por microscopia eletrônica de varrimento do esmalte após aplicação de ácido ortofosfórico, durante 15 segundos (Perdigão, 2007).

O condicionamento ácido do esmalte é afetado pela composição e concentração da solução ácida, pela técnica de aplicação e pelo tempo de exposição (Breschi *et al.*, 2013).

O condicionamento ácido no esmalte resulta na formação de três tipos de padrões morfológicos na sua superfície: (1) o tipo I em que ocorre a dissolução dos núcleos dos prismas de hidroxiapatite; (2) o tipo II em que ocorre a dissolução da periferia dos prismas de hidroxiapatite; (3) e o tipo III em que se distinguem zonas com padrões semelhantes aos anteriores ou outros padrões não relacionados com a morfologia dos prismas de esmalte (Breschi *et al.*, 2013; Perdigão *et al.*, 2013a).

1.2. Adesão à dentina

A adesão ao esmalte é bastante estável a longo prazo, mas estudos *in vivo* e *in vitro* mostram que a adesão à dentina é mais difícil e limitada (Proença *et al.*, 2007; Lehmann

et al., 2009; Liu *et al.*, 2011; Marchesi *et al.*, 2014). Isto acontece porque a dentina é constituída por uma grande quantidade de água e matéria orgânica, contrariamente ao esmalte que é constituído, principalmente, por matéria inorgânica (Duarte *et al.*, 2006; Breschi *et al.*, 2013; Perdigão *et al.*, 2013a; Alex, 2015, Ting *et al.*, 2015).

Para percebermos na totalidade a complexidade da adesão à dentina é importante conhecer a sua estrutura e composição ao pormenor (Tjäderhane, 2015). A dentina é constituída, aproximadamente, por 50% de matéria inorgânica, por 30% de matéria orgânica, principalmente colagénio tipo I, e 20% de água (Marshall *et al.*, 1997; Spencer *et al.*, 2010; Pashley *et al.*, 2011; McLean *et al.*, 2015; Tjäderhane, 2015).

Na dentina encontramos os chamados túbulos dentinários, estruturas em forma de cone com base no limite polpa-dentina, e que se prolongam desde a câmara pulpar até à junção amelo-dentinária (JAD). Como os túbulos convergem a partir da câmara pulpar, a sua densidade e orientação variam de acordo com a sua localização na dentina (Fig. 2). De facto, a densidade destes túbulos a nível radicular é menor que a nível coronário. Dentro destes túbulos encontramos os prolongamentos dos odontoblastos e o fluido dentinário, semelhante ao plasma. A quantidade de túbulos é maior perto da polpa com cerca de $45.000/\text{mm}^2$, diminuindo à medida que se aproxima da JAD para cerca de $20.000/\text{mm}^2$. (Marshall *et al.*, 1997; Spencer *et al.*, 2010; Perdigão *et al.*, 2013a; Ting *et al.*, 2015; Tjäderhane, 2015).

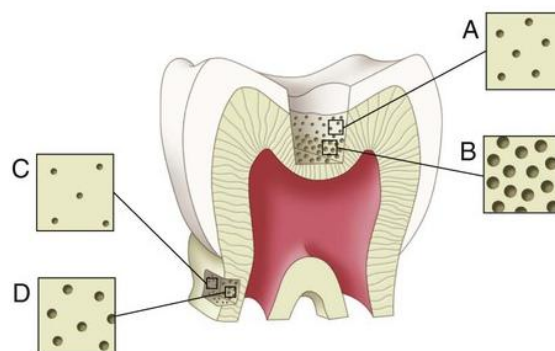


Figura 2 - Os túbulos na dentina superficial perto da JAD (A) são mais estreitos e dispersos em comparação com os da dentina profunda (B). Os túbulos na porção radicular tanto a nível superficial (C) como profundo (D) são mais estreitos e menos numerosos em comparação com os túbulos da porção coronária (Perdigão *et al.*, 2013a).

Ao redor dos túbulos dentinários encontramos a dentina peritubular altamente mineralizada, com quantidades muito pequenas de matriz orgânica. A dentina

intertubular, que separa os vários túbulos, é constituída por fibras de colagénio tipo I mineralizadas, maioritariamente perpendiculares (Marshall *et al.*, 1997; Spencer *et al.*, 2010; Tjäderhane, 2015). A quantidade de dentina intertubular e peritubular também variam consoante a sua localização; na JAD encontramos 96% de dentina intertubular e 3% de dentina peritubular e no limite dentina-polpa encontramos 12% de dentina intertubular e 60% de dentina peritubular (Marshall *et al.*, 1997).

Estas variações estruturais dos vários componentes da dentina resultam em variações na morfologia e propriedades da dentina, tais como a permeabilidade, a humidade e a superfície disponível para a adesão (Marshall *et al.*, 1997; Perdigão, 2010).

Segundo a Teoria Hidrodinâmica, quando há perda da estrutura dentária que exponha a dentina, os estímulos externos são capazes de causar movimentos no fluido dentinário o que leva à ativação dos nervos que se encontram na polpa, provocando dor. Este movimento do fluido dentinário é responsável pela sensibilidade dentária e pela constante humidade da dentina exposta (Pashley & Carvalho, 1997; Perdigão, 2010).

A composição e estrutura da dentina varia consoante a sua localização no dente, idade e presença ou ausência de doença (Marshall *et al.*, 1997; Van Meerbeek *et al.*, 1998; Perdigão, 2010; Spencer *et al.*, 2010; Alex, 2015). Podemos assim distinguir vários tipos de dentina: (1) primária, (2) secundária, (3) terciária ou reparadora, (4) esclerótica, (5) transparente, (6) cariada, (7) desmineralizada, (8) remineralizada e (9) hipermineralizada. Esta informação é importante porque as variações morfológicas e físicas dificultam a formação de interfaces adesivas resistentes e duráveis (Marshall *et al.*, 1997; Van Meerbeek *et al.*, 1998; Perdigão, 2010). Por exemplo, a resistência adesiva imediata à dentina cariada é menor 20 a 50% quando comparada com uma dentina sã, devido à diminuição das propriedades mecânicas e à maior humidade da dentina cariada. (Tjäderhane, 2015).

A adesão à dentina também pode ser afetada pela espessura de dentina remanescente, verificando-se, normalmente, que a resistência adesiva é menor na dentina profunda do que na dentina superficial (Perdigão *et al.*, 2013a). A resistência adesiva imediata à dentina na dentina profunda é menor 30 a 50% que na dentina superficial (Tjäderhane, 2015).

Sempre que fazemos qualquer tipo de instrumentação mecânica ao nível do substrato dentário forma-se uma camada de detritos orgânicos e inorgânicos na superfície chamada de *smear layer* (Marshall *et al.*, 1997; Oliveira *et al.*, 2003; Perdigão, 2010; Spencer *et al.*, 2010; Van Meerbeek *et al.*, 2011; Alex, 2015), que varia em espessura, rugosidade, densidade e interação com a estrutura dentária subjacente de acordo com o método de preparação dentária utilizado (Oliveira *et al.*, 2003; Van Meerbeek *et al.*, 2011).

A composição da *smear layer* é, basicamente, hidroxiapatite e colagénio desnaturado e alterado. Esta composição varia consoante a profundidade, o que reflete as alterações da dentina nas diferentes zonas da estrutura dentária. O colagénio alterado pode ainda adquirir uma consistência de gelatina como resultado da fricção e calor provocados pelo procedimento de preparação do substrato dentário (Perdigão, 2010).

Estes detritos que se formam ocluem os túbulos dentinários, formando os *smear plugs* o que diminui a permeabilidade da dentina em cerca de 90% (Fig. 3). A aplicação de um ácido, durante 15 segundos, remove a *smear layer* e os *smear plugs* e, conseqüentemente, permite a infiltração do adesivo na dentina (Fig. 4). A porosidade da *smear layer* ainda permite, contudo, a difusão do fluido dentinário. A aplicação do ácido leva ao aumento do fluxo do fluido dentinário para a superfície de dentina exposta o que interfere na adesão (Oliveira *et al.*, 2003; Perdigão, 2010), uma vez que as resinas compostas são hidrofóbicas e não se conseguem ligar a substratos hidrofílicos (Perdigão, 2010).

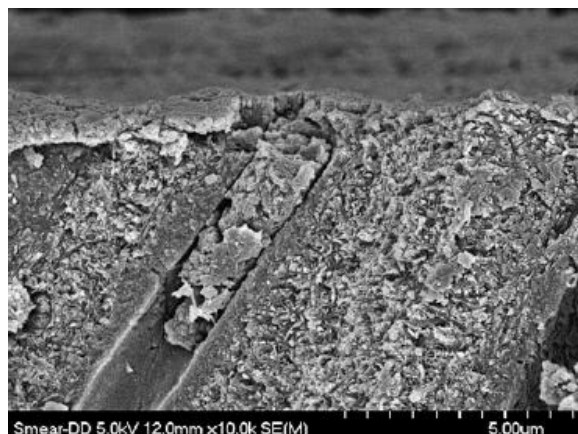


Figura 3 - Imagem obtida por microscopia electrónica de varrimento da *smear layer* e *smear plug* na dentina (Perdigão, 2007).

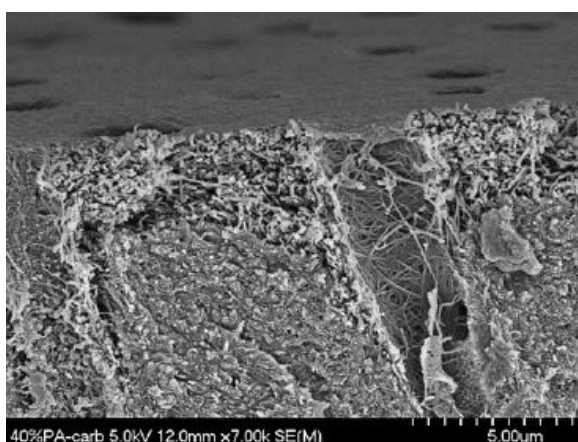


Figura 4 - Imagem obtida por microscopia eletrônica de varrimento da dentina após aplicação de ácido ortofosfórico a 40%, durante 15 segundos (Perdigão, 2007).

Após a aplicação do ácido, a estrutura dentária deve ser lavada para remover o ácido na sua totalidade. Após este passo, a humidade da dentina é uma consideração clínica muito importante para a adesão. Inicialmente, a adesão era feita a uma dentina desidratada, ou seja, em que se removia por completo a água por secagem. Esta técnica provou-se ser ineficaz, uma vez que levava ao colapso das fibras de colagénio. A remoção completa da água da rede de colagénio reduzia a sua permeabilidade, impedindo uma penetração adequada do adesivo (Pashley & Carvalho, 1997; Pashley *et al.*, 2011). Verificou-se também que a resistência adesiva à dentina, segundo esta técnica, era insuficiente para resistir às forças exercidas pela contração de polimerização, o que levava à falha da restauração adesiva. Esta série de eventos resultavam em sensibilidade dentinária, microinfiltração, cáries secundárias e, em última instância, levavam à perda das restaurações adesivas (Pashley *et al.*, 2011; Breschi *et al.*, 2013).

Atualmente recorre-se a uma técnica em que se mantém a dentina hidratada de forma a resolver os problemas criados pelo colapso das fibras de colagénio, uma vez que a água não é totalmente removida da dentina. Os resultados da resistência adesiva à dentina, segundo esta técnica, apoiam que uma dentina hidratada mantém uma rede de colagénio mais porosa o que permite uma melhor infiltração do adesivo (Pashley & Carvalho, 1997; Spencer *et al.*, 2010; Pashley *et al.*, 2011), e, conseqüentemente, melhora o selamento marginal e reduz a sensibilidade pós-operatória (Pashley *et al.*, 2011; Breschi *et al.*, 2013;).

A humidade da dentina depende de vários fatores: (1) da habilidade do operador; (2) da interpretação das instruções do fabricante; e (3) da composição do solvente no sistema adesivo (Loguercio *et al.*, 2015a). Não obstante, ainda não se conseguiu determinar qual a quantidade adequada de água na rede de colagénio, fazendo-se apenas uma confirmação visual da dentina que deverá ter um aspeto brilhante e hidratado (Cardoso *et al.*, 2011; Breschi *et al.*, 2013).

A adesão à dentina pode ser mecânica, química ou ambas, baseando-se, principalmente, na penetração dos monómeros do adesivo na rede de fibras de colagénio, após o condicionamento ácido. Alguns materiais restauradores, como os cimentos de ionómero de vidro e alguns sistemas adesivos *self-etch* primer à base de fosfato, não necessitam que haja a aplicação prévia de ácido, uma vez que ocorre uma ligação química através de grupos fosfato ou policarboxílicos à hidroxiapatite (Perdigão *et al.*, 2013a).

A penetração dos monómeros do adesivo na rede de fibras de colagénio, após o condicionamento ácido, leva à formação de uma banda resistente chamada camada híbrida, descrita em 1982 por Nakabayashi *et al.*, como uma zona de interdifusão entre a dentina e o polímero de resina do adesivo, que se forma após a penetração e polimerização dos monómeros na dentina peritubular e intertubular (Fig. 5) (Nakabayashi *et al.*, 1982; Nakabayashi & Takarada, 1992; Breschi *et al.*, 2008; Pashley *et al.*, 2011; Hass *et al.*, 2013; Alex, 2015).

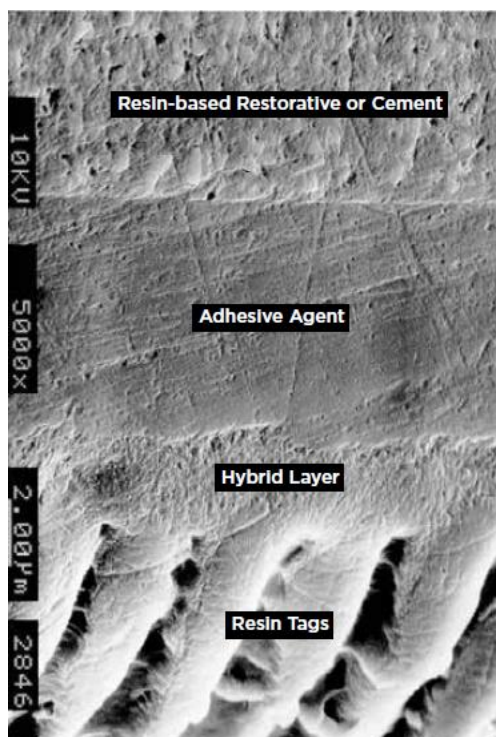


Figura 5 - Imagem da interface adesiva onde se consegue observar a camada híbrida e *resin tags* (Alex, 2015).

A camada híbrida permite melhorar o ajuste marginal, diminuir a sensibilidade pós-operatória e cárie secundária, e amortecer as tensões geradas pela contração de polimerização (Pashley & Carvalho, 1997; De Munck *et al.*, 2005; Duarte *et al.*, 2006; Salvio *et al.*, 2013).

Não obstante, a evidência científica existente mostra que ainda não se consegue obter uma camada híbrida ideal, que seja resistente e que consiga manter continuamente a sua resistência adesiva (Perdigão *et al.*, 2013a; Spencer *et al.*, 2014). Há autores que até referem que a camada híbrida é o “elo mais fraco” na adesão entre a dentina e o adesivo (Spencer *et al.*, 2010).

A longevidade da camada híbrida vai depender de vários fatores, tanto físicos como químicos (Breschi *et al.*, 2008; Chiaraputt *et al.*, 2011). Relativamente aos físicos podemos referir as forças oclusais e as alterações dimensionais por alterações da temperatura da cavidade oral. Quanto aos químicos podemos referir os agentes bacterianos e ácidos presentes no fluido dentinário, saliva, comida e bebidas, que podem degradar tanto as fibras de colagénio como a resina e eluir os monómeros de resina (Breschi *et al.*, 2008, 2013).

2. Classificação dos sistemas adesivos

Os sistemas adesivos podem ser classificados segundo quatro métodos: (1) pela geração à qual pertencem; (2) pelo solvente do sistema adesivo; (3) pelo mecanismo de remoção da *smear layer*; (4) e pelo número de passos clínicos (Breschi *et al.*, 2013).

A classificação relativa à geração agrupa os sistemas adesivos segundo a sua introdução no mercado e respetivas características, refletindo a evolução dos produtos quanto às suas propriedades da 1ª até à 7ª geração. Quanto à classificação do sistema adesivo pelo solvente faz-se uma separação segundo o tipo e concentração do mesmo, podendo ser ele acetona, álcool ou água com uma concentração de 8 a 49% (Breschi *et al.*, 2013).

Pelo mecanismo de remoção da *smear layer*, ou seja, segundo a estratégia adesiva, os sistemas adesivos são agrupados em sistemas *etch-and-rinse* – que removem por completo a *smear layer* – ou *self-etch* primer – que tornam a *smear layer* permeável, sem a remover completamente. Por sua vez, os sistemas *etch-and-rinse* podem ser sistemas de três ou dois passos e os sistemas *self-etch* primer podem ser sistemas de dois ou um passo (Fig. 6) (Van Meerbeek *et al.*, 2003; Perdigão, 2007; Cardoso *et al.*, 2011; Coelho *et al.*, 2012). Os sistemas adesivos *etch-and-rinse* de dois passos e os *self-etch* primer de um passo são considerados sistemas adesivos simplificados (Van Meerbeek *et al.*, 2003; Perdigão, 2007; McLean *et al.*, 2015).

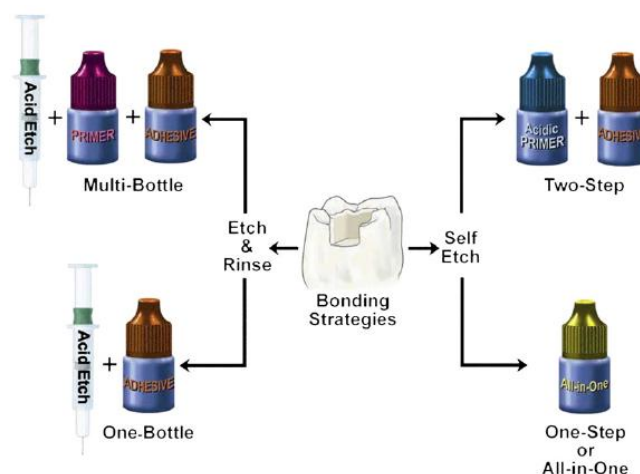


Figura 6 - Esquema ilustrativo e sumário das estratégias adesivas (Perdigão, 2007).

Estes sistemas adesivos simplificados tornaram as técnicas adesivas menos sensíveis e mais *user-friendly*, mas, em contrapartida, a sua performance ficou comprometida (Ting *et al.*, 2015).

Os sistemas adesivos *etch-and-rinse* de três passos pertencem à 4ª geração e os de dois passos à 5ª geração; os sistemas adesivos *self-etch* primer de dois passos pertencem à 6ª geração e os de um passo pertencem à 6ª e 7ª gerações (Coelho *et al.*, 2012; McLean *et al.*, 2015). Os sistemas adesivos da 1ª, 2ª e 3ª gerações já não são utilizados e esta classificação vai sofrendo atualizações à medida que vão surgindo novos sistemas adesivos no mercado (Coelho *et al.*, 2012).

Os sistemas adesivos são constituídos por três componentes, aplicados pela seguinte ordem: ácido, primer e *bond*. O ácido altera ou remove o *smear layer* e desmineraliza tanto o esmalte como a dentina, preparando os substratos dentários para a adesão. O primer é uma solução que contém monómeros anfipáticos, ou seja, com propriedades hidrofílicas e hidrofóbicas, o que faz com que tenham afinidade pelas fibras de colagénio exposto e permite a copolimerização com o *bond*. Alguns exemplos destes monómeros são o 2-hidroxietil metacrilato (HEMA), o trietilenoglicol dimetacrilato (TEGDMA), o bisfenol A glicidil metacrilato (Bis-GMA) e o uretano dimetacrilato (UDMA). Noutras palavras, é o primer que torna a superfície da dentina hidrofílica em hidrofóbica, o que, por sua vez, permite a incorporação do *bond* na rede de colagénio (Van Meerbeek *et al.*, 1998; Breschi *et al.*, 2013). Os monómeros do primer estão normalmente dissolvidos em solventes orgânicos que, devido às suas características voláteis, afastam a água da superfície da dentina e mantêm a rede de colagénio hidratada. O *bond* tem como função a estabilização da recém-formada camada híbrida e a formação de *resin tags* nos túbulos dentinários (Van Meerbeek *et al.*, 1998).

Nos sistemas adesivos *etch-and-rinse* de três passos aplicam-se o ácido, primer e *bond*, separadamente e consecutivamente; nos de dois passos a aplicação do primer e do *bond* é simultânea e posterior à aplicação do ácido. Nos sistemas adesivos *self-etch* primer de dois passos aplicam-se os monómeros ácidos e primer em simultâneo, seca-se e, de seguida, aplica-se o *bond*; nos de um passo a aplicação dos três componentes é feita de uma só vez (Breschi *et al.*, 2013; Perdigão, 2010).

É importante notar que há diferenças significativas entre os sistemas adesivos mesmo dentro da mesma geração ou grupo de classificação (McLean *et al.*, 2015).

2.1. Sistemas adesivos *etch-and-rinse*

Os sistemas adesivos *etch-and-rinse* baseiam-se na aplicação de um ácido forte normalmente ácido ortofosfórico a 37% com um $\text{pH} \approx 0.9$, que condiciona o esmalte e a dentina, seguindo-se a aplicação de água para remover o ácido da superfície e manter a dentina desmineralizada hidratada (Perdigão, 2007; Breschi *et al.*, 2008; Pashley *et al.*, 2011). A adesão ao esmalte e dentina acontece como explicado nos capítulos anteriores. Após a remoção do excesso de água, o primer e *bond* aplicados subsequentemente preenchem as porosidades criadas após o condicionamento ácido, formando a camada híbrida. Além disto, também penetram nos túbulos dentinários formando as *resin tags* (Fig. 7) (Perdigão, 2007; Coelho *et al.*, 2012; Muñoz *et al.*, 2013; Chen *et al.*, 2015; Rosa *et al.*, 2015).

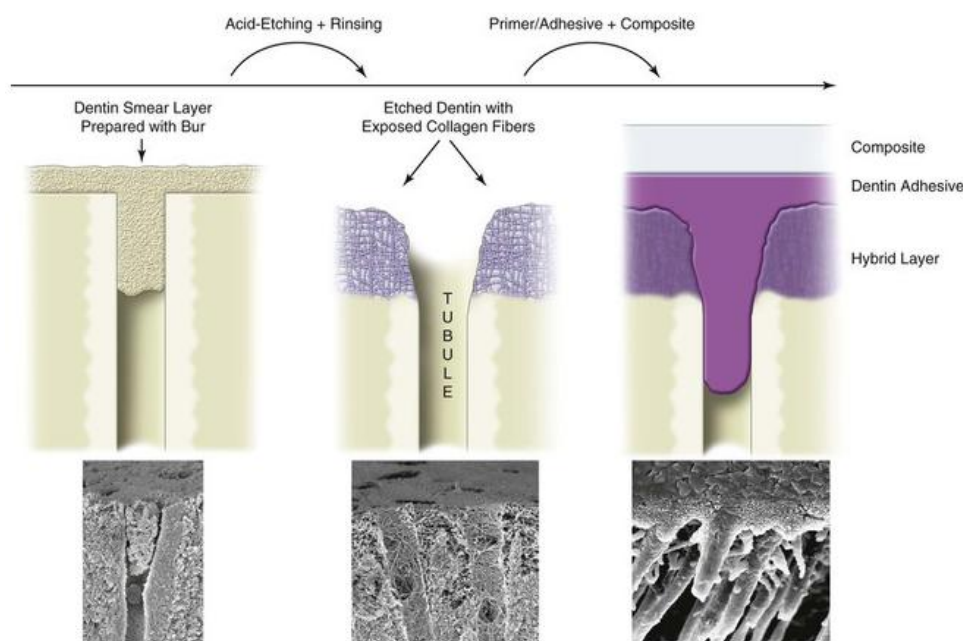


Figura 7 - Esquema da adesão à dentina de uma restauração adesiva a resina composta segundo a estratégia *etch-and-rinse* (Perdigão *et al.*, 2013a).

Esta interação micromecânica entre os monómeros de resina e a dentina desmineralizada diminui a sensibilidade pós-operatória, permite um melhor ajuste marginal e compensa o *stress* provocado pela contração de polimerização da resina composta usada na restauração (Perdigão, 2007).

É importante referir que as fibras de colagénio expostas, após a desmineralização, são, numa situação ideal, totalmente infiltradas pela aplicação subsequente dos monómeros

de resina do sistema adesivo (Van Meerbeek *et al.*, 2003). Se a desmineralização provocada pelo ácido for demasiado profunda – *over etching* – a probabilidade dos monómeros de resina conseguirem infiltrar completamente a dentina é menor o que, conseqüentemente, diminui a resistência adesiva (Breschi *et al.*, 2013; Strobel & Hellwig, 2015).

O principal problema associado aos sistemas adesivos *etch-and-rinse* é o possível colapso das fibras de colagénio, durante o passo de secagem da dentina desmineralizada, que prejudica a infiltração do sistema adesivo e, conseqüentemente, a formação da camada híbrida. Como consequência da desidratação excessiva a resistência adesiva diminui. Por esta razão é importante manter a dentina suficientemente hidratada (Muñoz *et al.*, 2013; Van Meerbeek *et al.*, 2003; Chen *et al.*, 2015).

Os sistemas adesivos *etch-and-rinse* de dois passos, embora simplifiquem a técnica adesiva, apresentam piores resultados face à performance dos sistemas adesivos *etch-and-rinse* de três passos (Cardoso *et al.*, 2011; Pashley *et al.*, 2011).

Estudos, a longo prazo, *in vivo* e *in vitro* mostraram que a camada híbrida dos sistemas adesivos *etch-and-rinse* sofre degradação entre os 6 meses e os 3-5 anos. (Pashley *et al.*, 2011; Rosa *et al.*, 2015).

Apesar dos sistemas adesivos *etch-and-rinse* serem considerados o *gold standard* na adesão, a tendência é simplificar-se a técnica adesiva (Cardoso *et al.*, 2011; Coelho *et al.*, 2012; Rosa *et al.*, 2015).

2.2. Sistemas adesivos *self-etch primer*

Os sistemas adesivos *self-etch primer* vieram simplificar a técnica adesiva, uma vez que exigem um menor tempo de aplicação e número de passos, o que, por sua vez, diminui a sensibilidade da técnica pela menor probabilidade de serem cometidos erros durante a sua aplicação e manipulação (Van Meerbeek *et al.*, 2003; Perdigão, 2007; Proença *et al.*, 2007; Ülker *et al.*, 2010; Coelho *et al.*, 2012; Salvio *et al.*, 2013; Marchesi *et al.*, 2014; Muñoz *et al.*, 2013, 2015).

A incidência de sensibilidade pós-operatória destes sistemas adesivos, comparando com os sistemas adesivos *etch-and-rinse*, não existe ou é menor (Van Meerbeek *et al.*, 2011; Muñoz *et al.*, 2015).

Os sistemas adesivos *self-etch primer* baseiam-se na aplicação de uma solução com monómeros ácidos, que desmineralizam e infiltram a dentina e o esmalte em simultâneo. A *smear layer* é parcialmente dissolvida e a camada híbrida que se forma com este tipo de sistemas adesivos incorpora a *smear layer* na sua constituição (Fig. 8) (Cardoso *et al.*, 2011; Coelho *et al.*, 2012; Perdigão *et al.*, 2013b, 2014). Com o aumento da profundidade, os monómeros ácidos perdem a capacidade de condicionar a dentina, uma vez que são, gradualmente, tamponados pelo conteúdo mineral do substrato (Cardoso *et al.*, 2011; Van Meerbeek *et al.*, 2011; Coelho *et al.*, 2012).

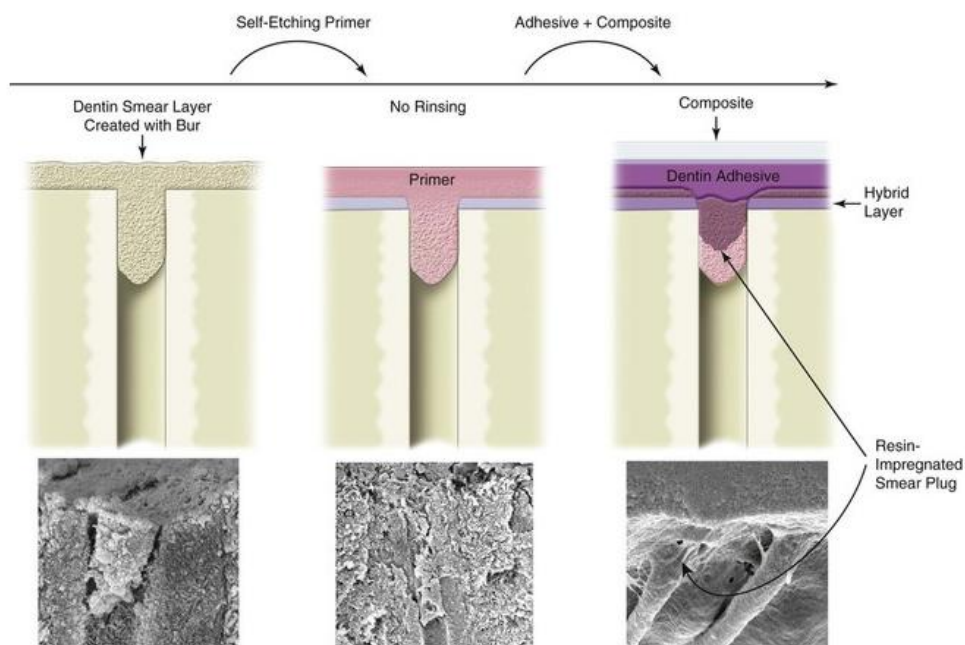


Figura 8 - Esquema da adesão à dentina de uma restauração adesiva a resina composta segundo a estratégia *self-etch primer* (Perdigão *et al.*, 2013a).

A incorporação dos monómeros ácidos na camada híbrida vai enfraquecer a integridade da interface adesiva, podendo afetar a polimerização dos monómeros de resina ou potenciar a infiltração das restaurações adesivas mesmo que não haja um defeito nas margens (Van Meerbeek *et al.*, 2003). Este fenómeno chama-se nanoinfiltração e acontece num espaço nanométrico entre a camada híbrida e a fibras de colagénio que não foram totalmente infiltradas. Este espaço não permite a passagem de

bactérias, mas é suscetível à degradação hidrolítica e proteolítica (Pashley & Carvalho, 1997; Van Meerbeek *et al.*, 2003).

Os sistemas adesivos *self-etch* primer, independentemente do número de passos, são compostos por soluções aquosas ricas em monómeros acídicos funcionais, com um pH superior aos dos géis de ácido ortofosfórico (Perdigão, 2007), em que a água é o componente que permite a ionização dos primers acídicos (Perdigão, 2007; Van Meerbeek *et al.*, 2011; Luque-Martinez *et al.*, 2014; Chen *et al.*, 2015) e gera os iões de hidrogénio necessários para a desmineralização do tecido dentário (Coelho *et al.*, 2012).

Os monómeros funcionais à base de ácidos carboxílicos, como o 4-MET (4-metacriloxietil trimelítico), e à base de fosfatos, como o phenyl-P (2-metacriloxietil fenilhidrogenofosfato) e o 10-MDP (10-metacriloxietil dihidrogenofosfato), têm a capacidade de se ligarem quimicamente ao cálcio residual da hidroxiapatite (Inoue *et al.*, 2005; Ülker *et al.*, 2010; Cardoso *et al.*, 2011; Van Meerbeek *et al.*, 2003, 2011; Marchesi *et al.*, 2013; Wagner *et al.*, 2014), o que resulta na formação de uma boa camada híbrida e *resin tags* nos túbulos dentinários (Marchesi *et al.*, 2013; Wagner *et al.*, 2014; Tjäderhane, 2015). Podemos referir ainda que o 10-MDP se mostrou bastante eficaz e resistente na adesão à dentina, devido à baixa solubilidade dos sais de cálcio que se formam na superfície da hidroxiapatite, pela sua forte ligação química (Inoue *et al.*, 2005; Nunes *et al.*, 2007; Van Meerbeek *et al.*, 2011; Marchesi *et al.*, 2013; Wagner *et al.*, 2014). Vários estudos mostraram também que os sistemas adesivos que contêm o monómero 10-MDP, face ao 4-MET e ao phenyl-P, tornam a interface adesiva mais resistente à biodegradação (Cardoso *et al.*, 2011; Van Meerbeek *et al.*, 2011; Breschi *et al.*, 2013). Contudo é importante referir que nem todos os sistemas adesivos *self-etch* primer têm estes monómeros funcionais (Marchesi *et al.*, 2013).

Os sistemas adesivos *self-etch* primer foram reduzidos dos dois passos iniciais (primer acídico e *bond*) para apenas um passo em que todos os componentes estão presentes numa única formulação (Duarte *et al.*, 2006; Perdigão, 2007; Hashimoto *et al.*, 2009; Marchesi *et al.*, 2013, 2014; Wagner *et al.*, 2014; Rosa *et al.*, 2015). Contudo, a diminuição de tempo despendido na técnica adesiva nos sistemas adesivos *self-etch* primer de um só passo compromete a qualidade da adesão, já que isso implica uma composição constituída por uma grande quantidade de monómeros hidrofílicos, que atuam como uma membrana semipermeável, permitindo a passagem de água o que

potencia a degradação hidrolítica (Perdigão, 2007; Proença *et al.*, 2007; Coutinho *et al.*, 2011; Luque-Martinez *et al.*, 2014).

Comparando com todos os outros sistemas adesivos existentes no mercado, os *self-etch* primer de um só passo são os que obtêm piores resultados de resistência adesiva imediata e estabilidade da interface adesiva, o que torna questionável o seu uso clinicamente (Perdigão, 2007; Van Meerbeek *et al.*, 2011).

É importante notar que os vários sistemas adesivos *self-etch* primer existentes no mercado variam em composição, mesmo que sejam aplicados segundo uma mesma técnica adesiva (Van Meerbeek *et al.*, 2011; Marchesi *et al.*, 2014), e que é a sua composição que determina a sua performance clínica (Chiaraputt *et al.*, 2011; Van Meerbeek *et al.*, 2011). A acidez é, por exemplo, um componente que tem um papel importante na formação da interface adesiva (Marchesi *et al.*, 2014) e que varia de acordo com a composição e concentração dos ácidos polimerizáveis e monómeros acídicos de resina (Proença *et al.*, 2007). Os sistemas adesivos podem ser, por isso, classificados segundo o seu pH em ligeiros ($\text{pH} > 2$), moderados ($1 < \text{pH} < 2$) e agressivos ($\text{pH} < 1$) (Perdigão, 2007; Marchesi *et al.*, 2014). A formação de *resin tags* é apenas possível em *self-etch* primers agressivos. Os restantes apenas conseguem desmineralizar parcialmente e, conseqüentemente, a infiltração do adesivo é limitada (Van Meerbeek *et al.*, 2011; Breschi *et al.*, 2013).

A adesão ao esmalte nos sistemas adesivos *self-etch* primer, principalmente quando a acidez é classificada como ligeira ou moderada, é mais fraca comparando com os sistemas adesivos *etch-and-rinse* (Van Meerbeek *et al.*, 2011). Vários estudos concluíram que a resistência adesiva ao esmalte dos sistemas adesivos *self-etch* primer, tanto de dois como de um passo, é bastante baixa, principalmente quando o esmalte não é preparado mecanicamente (Perdigão, 2007). Este problema pode ser resolvido através da aplicação de ácido ortofosfórico no esmalte antes da aplicação do adesivo – *selective enamel etching* (Perdigão, 2007; Van Meerbeek *et al.*, 2011; Wagner *et al.*, 2014; Muñoz *et al.*, 2013, 2015; Loguercio *et al.*, 2015a, 2015b). Esta técnica é indicada, principalmente, quando o sistema adesivo é classificado como moderado quanto à acidez (Wagner *et al.*, 2014), mas a sua popularidade deve-se, principalmente, ao facto dos fabricantes a sugerirem (Loguercio *et al.*, 2015a).

Nos sistemas adesivos *self-etch* primer a possibilidade de causar uma lesão iatrogénica na polpa é reduzida, uma vez que não há o passo de acondicionamento ácido seguido de lavagem e secagem devido à sua constituição por primers acídicos (Marchesi *et al.*, 2014; Muñoz *et al.*, 2013, 2015). Assim, com exceção de sistemas adesivos *self-etch* primer muito acídicos, a questão da sensibilidade da técnica não se coloca, uma vez que os monómeros de resina conseguem preencher na totalidade a profundidade de dentina desmineralizada (Marchesi *et al.*, 2013; de Alexandre *et al.*, 2014; Anchieta *et al.*, 2015; Muñoz *et al.*, 2013, 2015; Strobel & Hellwig, 2015).

2.3. Dos sistemas adesivos contemporâneos aos universais

Os sistemas adesivos universais são descritos pelos fabricantes como sistemas constituídos, idealmente, por um frasco, em que não é necessário fazer a mistura dos seus componentes (Alex, 2015).

Com a adição de novos sistemas adesivos chamados de “universais” ou “multimodo”, que podem ser utilizados tanto como sistemas adesivos *etch-and-rinse* (de dois passos) ou como sistemas adesivos *self-etch* primer (de um passo) (Marchesi *et al.*, 2014; Perdigão *et al.*, 2014; Wagner *et al.*, 2014; Loguercio *et al.*, 2015a; McLean *et al.*, 2015; Muñoz *et al.*, 2013, 2015), conseguiu-se combinar as vantagens da técnica *etch-and-rinse* no esmalte, com a aplicação simplificada como *self-etch* primer na dentina – técnica *selective enamel etching* (Marchesi *et al.*, 2014; McLean *et al.*, 2015; Muñoz *et al.*, 2013, 2015). Estes sistemas adesivos permitem que a estratégia adesiva seja escolhida pelo Médico Dentista de acordo com o caso clínico em causa (Alex, 2015; Loguercio *et al.*, 2015a).

Os sistemas adesivos universais podem ser utilizados na adesão de restaurações à base de metacrilato, de cimentos e de materiais selantes à dentina, esmalte e ionómero de vidro (Breschi *et al.*, 2013). Além disto, outros componentes incorporados nestes adesivos, permitem que a aplicação de primers acessórios seja desnecessária para a adesão a substratos indiretos, incluindo metais, cerâmicas de vidro à base de sílica ou zircónia, alumina e dissilicato de lítio (Breschi *et al.*, 2013; Alex, 2015; Chen *et al.*, 2015).

Estes sistemas adesivos universais, à semelhança dos sistemas adesivos *self-etch* primer, contêm água na sua formulação para ionizar os monómeros acídicos hidrofílicos (Luque-Martinez *et al.*, 2014).

Além disto, também incorporam na sua composição monómeros acídicos funcionais que permitem a formação de uma adesão química à estrutura dentária, principalmente o monómero 10-MDP, segundo o mecanismo explicado anteriormente (Breschi *et al.*, 2013; Alex, 2015; Muñoz *et al.*, 2015). Algumas formulações novas contêm também na sua constituição agentes de acoplamento de silano para auxiliar na adesão a algumas cerâmicas (Breschi *et al.*, 2013).

O pH dos sistemas adesivos universais que existem no mercado varia entre 2,2 e 3,2. Classificam-se estes sistemas adesivos como ligeiros (pH>2) ou ultraligeiros (pH>2.5) quanto à capacidade de condicionar a estrutura dentária. Neste intervalo de acidez, a adesão à dentina é considerada como boa, mas a adesão ao esmalte é mais difícil, especialmente quando este substrato dentário não é instrumentado. Ultrapassou-se este problema através da técnica *selective enamel etching* (Alex, 2015).

Atualmente, a informação disponível acerca de sistemas adesivos universais é reduzida, sendo providenciada, principalmente, pelos fabricantes. Relativamente à adesão à dentina pouco se sabe, colocando-se questões quanto à equivalência de performance comparando apenas técnicas adesivas iguais ou se esta é superior aos restantes sistemas adesivos existentes no mercado (Chen *et al.*, 2015).

Tão pouco existe evidência científica suficiente sobre qual o melhor protocolo adesivo a ser utilizado e os períodos de *follow-up* ainda são curtos (Rosa *et al.*, 2015) mas, segundo os fabricantes, não há compromisso na eficácia adesiva, independentemente da técnica adesiva utilizada (Chen *et al.*, 2015). A evidência científica quanto à longevidade destes sistemas adesivos ainda é escassa (Muñoz *et al.*, 2015).

Os fabricantes sugerem que a adesão à dentina pode ser feita com a mesma hidratada ou desidratada. Contudo, são poucos os estudos, a curto prazo, *in vitro* e clínicos publicados que analisam esta variável, não sendo ainda possível fazer uma recomendação precisa (Loguercio *et al.*, 2015a).

Além disto, os fabricantes também reportam que estes sistemas adesivos universais não necessitam de refrigeração e que podem ser armazenados à temperatura ambiente, durante um período de dois anos (McLean *et al.*, 2015).

3. Degradação da interface adesiva

Apesar do constante desenvolvimento de novos materiais e técnicas adesivas, a longevidade das restaurações adesivas e das respectivas interfaces continua a ser um desafio (Breschi *et al.*, 2008; Coutinho *et al.*, 2011), uma vez que estão constantemente sujeitas a alterações de temperatura, à mastigação e ataques químicos por ácidos e enzimas, na cavidade oral (Osorio *et al.*, 2008).

Existe evidência científica de que os sistemas adesivos obtêm excelentes resultados relativamente à adesão imediata e a curto prazo, contudo a longevidade e estabilidade da interface adesiva ainda é questionável nalguns casos. Estudos recentes mostram que a adesão imediata à dentina nem sempre se correlaciona com estabilidade a longo prazo, já que a degradação na interface adesiva acontece rapidamente (Breschi *et al.*, 2008).

A estabilidade da interface adesiva depende da criação de uma camada híbrida compacta e homogênea. Para isto acontecer, é necessário que nos sistemas adesivos *etch-and-rinse* a infiltração do *bond* seja completa e que nos sistemas adesivos *self-etch primer* a infiltração e desmineralização sejam simultâneas (Breschi *et al.*, 2008, 2013).

Como a camada híbrida é constituída por vários componentes – matriz orgânica da dentina, cristais de hidroxiapatite residuais, monómeros de resina e solventes – todos eles podem sofrer a ação do envelhecimento ou sinergicamente sofrer degradação (Breschi *et al.*, 2008).

A biodegradação da matriz de colagénio e/ou monómeros hidrofílicos dentro da camada híbrida relaciona-se com: (1) a infiltração incompleta da resina na dentina; (2) a distribuição heterogênea dos monómeros de resina através da zona de interdifusão; (3) a polimerização incompleta na presença de água; (4) as alterações da matriz orgânica durante o procedimento preparatório; (5) a hidrólise dos componentes poliméricos ou do colagénio exposto (Osorio *et al.*, 2008).

Estudos *in vitro* mostram que a deterioração da adesão entre a resina e a dentina, a longo prazo, se deve à degradação da camada híbrida, através da degradação hidrolítica

dos monómeros do adesivo e da degradação proteolítica das fibras de colagénio pelas metaloproteinases da matriz dentinária (MMPs), o que, conseqüentemente, leva à diminuição da resistência adesiva (Perdigão *et al.*, 2013b). Além disto, pensa-se que a degradação da camada híbrida resulta de um conjunto de eventos consecutivos que se iniciam durante o passo de condicionamento ácido da dentina (Spencer *et al.*, 2010).

Estudos *in vivo* mostram também que ocorre degradação hidrolítica do colagénio, a longo prazo (Perdigão *et al.*, 2013b), e que a resistência adesiva na dentina diminui após armazenamento em água e *in vivo*. Outros sugerem ainda que a degradação da interface adesiva ocorre mesmo se a dentina não estiver diretamente exposta a fluidos (Osorio *et al.*, 2008).

Também existe evidência científica de que nos sistemas adesivos *self-etch* primer de um só passo o condicionamento ácido tem um efeito residual mesmo após a polimerização (Breschi *et al.*, 2013).

Os materiais poliméricos utilizados em restaurações adesivas deveriam ser insolúveis, com elevada estabilidade química e térmica, mas o que se verifica é que a maioria deles absorve água e químicos do meio envolvente (Malacarne *et al.*, 2006).

4. Preparação do substrato dentário em laboratório

A preparação do substrato dentário permite remover as lesões de cárie e criar a forma da cavidade de forma a possibilitar a colocação do material restaurador. Esta preparação pode ser mecânica ou manual e leva à formação de uma *smear layer* que deverá ser removida ou alterada, posteriormente, de acordo com o sistema adesivo utilizado (Sattabanasuk *et al.*, 2007).

Alguns estudos mostraram que a natureza e espessura da *smear layer*, e topografia da dentina subjacente após a sua remoção, criada por diferentes abrasivos, afetam a adesão do sistema adesivo (Oliveira *et al.*, 2003; Ermis *et al.*, 2008; Mine *et al.*, 2014). Uma *smear layer* criada durante os procedimentos clínicos com uma broca diamantada ou multilaminada é mais compacta e espessa do que as criadas por papéis abrasivos, o que compromete a adesão à dentina, especialmente quando se utilizam sistemas adesivos *self-etch* primer. Este tipo de *smear layer* também pode ser porosa o que enfraquece as suas propriedades mecânicas (Perdigão, 2010; Mine *et al.*, 2014).

Assim sendo, por questões de standardização, em muitos estudos em que a variável em análise é a eficácia da adesão, utilizam-se papéis abrasivos de carboneto de sílica (Oliveira *et al.*, 2003; Mine *et al.*, 2014).

5. Testes para avaliação da resistência adesiva

A interface adesiva, de uma restauração *in vivo*, encontra-se exposta a diversas forças que atuam em simultâneo. Ainda durante a construção da restauração a resina composta, o adesivo sofre os efeitos da contração de polimerização que o puxam das paredes da cavidade. Para além disto, as forças que atuam durante os movimentos mastigatórios, as diferenças de pH e temperatura podem condicionar a integridade do adesivo ao potenciarem a sua degradação (Van Meerbeek *et al.*, 2003).

A qualidade da adesão ao substrato dentário pode ser avaliada por vários testes que nos permitem determinar a resistência adesiva. Com este tipo de testes pretende-se, principalmente, prever qual será a sua performance clínica. Além disto, também são úteis no estudo de novos produtos e de variáveis que possam influenciar a adesão (Armstrong *et al.*, 2010; Van Meerbeek *et al.*, 2010; De Munck *et al.*, 2012).

Por definição, o teste de resistência adesiva ideal deve ser fácil de executar, ou seja com baixa sensibilidade técnica, e rápido (Van Meerbeek *et al.*, 2010).

Atualmente, a enorme quantidade de testes disponíveis para avaliar a resistência adesiva levaram à necessidade de standardizar os seus protocolos de forma a possibilitar uma correta interpretação e comparação dos valores obtidos entre diferentes estudos. Não obstante, ainda não é consensual qual a melhor forma de interpretar a informação obtida nem como qual ou quais os melhores métodos a serem utilizados. É importante perceber quais as vantagens e desvantagens associadas a cada teste para que os resultados sejam mais fiáveis (Armstrong *et al.*, 2010; Braga *et al.*, 2010; Scherrer *et al.*, 2010; De Munck *et al.*, 2012).

A lógica por detrás dos testes de resistência adesiva é que quanto maior for a capacidade de adesão de um adesivo melhor será a sobrevivência da restauração a longo prazo *in vivo*. Este tipo de testes é relativamente fácil de executar, rápido e não exige a utilização de equipamento especial, o que torna este tipo de testes bastante popular para determinar *in vitro* a eficácia da adesão (Van Meerbeek *et al.*, 2003).

A medição da resistência adesiva, em testes que se baseiam na aplicação de forças, não quantifica uma característica inerente ao sistema adesivo. A medição obtida vai depender de falhas entre ou dentro dos materiais, do tamanho e geometria da amostra, das características dos vários componentes do sistema adesivo e do método de aplicação da força (Van Meerbeek *et al.*, 2003; Armstrong *et al.*, 2010).

Uma revisão sistemática concluiu que os testes mais utilizados hoje em dia são a microtração (μ TBS) e o cisalhamento (*shear bond strength* – SBS), que perfazem um total de 83%, sendo melhor a microtração na previsão quanto à performance clínica (De Munck *et al.*, 2012). Isto provavelmente acontece uma vez que amostras de menores dimensões são mais “fortes” que as de maiores dimensões devido à baixa probabilidade de terem algum defeito ou fratura (Armstrong *et al.*, 2010).

5.1. Resistência adesiva à dentina

Os resultados obtidos de resistência adesiva à dentina têm aumentado com a introdução e desenvolvimento de novas técnicas adesivas bem como pela formulações dos agentes adesivos mais hidrofílicos. Vários estudos mostram que os valores de resistência adesiva dos sistemas adesivos utilizados atualmente, são superiores aos seus primórdios, tanto *in vivo* como *in vitro*, rondando os 20-25 MPa. Valores inferiores a estes (15-20 MPa) pensa-se terem origem numa distribuição não homogênea da força aplicada com os testes convencionais de resistência adesiva (Pashley & Carvalho, 1997).

5.2. Microtração

A microtração (μ TBS) foi introduzida por Sano *et al.*, em 1994, e permitiu a avaliação da resistência adesiva utilizando amostras com superfícies muito pequenas e de diferentes regiões da dentina de uma mesma amostra, contrariamente aos testes de tração convencionais. Com este teste verificam-se mais fraturas adesivas que coesivas, devido a uma melhor distribuição de *stress* durante a aplicação da força (Sano *et al.*, 1994; Van Meerbeek *et al.*, 2003; Neves *et al.*, 2008; Armstrong *et al.*, 2010; Braga *et al.*, 2010; Scherrer *et al.*, 2010; Van Meerbeek *et al.*, 2010).

Segundo a norma ISO/TS 11405:2015 este teste deve ser realizado em palitos com aproximadamente 1 mm², uma vez que uma menor área adesiva terá menos defeitos e, consequentemente, os resultados obtidos serão mais válidos.

Segundo a Teoria do Defeito de Griffith, como os defeitos internos das amostras são potenciais zonas de concentração de *stress*, amostras de menores dimensões irão conter menos defeitos e, conseqüentemente, obter-se-ão valores de resistência adesiva superiores uma vez que a distribuição do *stress* é mais homogênea (Neves *et al.*, 2008; Gallusi *et al.*, 2009).

É impossível evitar completamente estas zonas de concentração de *stress*, mas concluiu-se que a introdução de microfraturas ou defeitos era menor em amostras cortadas apenas em palitos do que aquelas que eram ainda posteriormente alteradas para outras formas com talhes (Neves *et al.*, 2008). Por esta razão, deve-se ter cuidado durante a preparação e manuseamento das amostras de forma a reduzir e prevenir a introdução de microfraturas, uma vez que elas podem enfraquecer a adesão e, conseqüentemente, reduzir a resistência adesiva (Van Meerbeek *et al.*, 2003).

No entanto, há autores que defendem que, *in vivo*, a utilização de brocas diamantadas durante o polimento da restauração a resina composta, pode levar à introdução destas microfraturas e, portanto, a preparação das amostras para a microtração permite uma melhor simulação das circunstâncias clínicas (Van Meerbeek *et al.*, 2003).

A relação inversa entre a área adesiva e a resistência adesiva foi descrita, inicialmente, sem qualquer evidência experimental. Mais tarde, percebeu-se que uma maior resistência adesiva associada a áreas adesivas menores se devia aos encaixes laterais das amostras aos jigs, que tornavam a força dependente das dimensões das amostras (Neves *et al.*, 2009).

A microtração é calculada através da divisão entre a força em que ocorreu a fratura da amostra e a área da interface adesiva da mesma (Neves *et al.*, 2009; Armstrong *et al.*, 2010). Espera-se que a força aplicada seja uniforme e axial o que permite obter valores de resistência adesiva considerados como verdadeiros entre o substrato dentário e o material dentário e, conseqüentemente, a força nominal obtida pode ser usada como critério para prever o fracasso da interface adesiva (Neves *et al.*, 2008).

Poitevin *et al.* descreveu um jig especialmente concebido com um entalhe a 45° usado para amostras em palitos cuja utilização permitiu a obtenção de valores de resistência adesiva superiores, gráficos stress-tempo mais lineares e uniformes, e um coeficiente de variação reduzido. Não obstante, ainda são poucos os estudos que utilizam estes jigs e

que corroboram estas conclusões estatisticamente (Poitevin *et al.*, 2007; Neves *et al.*, 2008).

Enquanto desvantagens podemos referir que é um teste tecnicamente exigente, que as amostras são frágeis (Van Meerbeek *et al.*, 2003; Armstrong *et al.*, 2010), ficando facilmente desidratadas, e que é difícil a medição de valores de resistência adesiva baixos (<5 MPa) (Armstrong *et al.*, 2010).

É consensual em múltiplos estudos, em que a microtração foi aplicada à dentina, que os sistemas adesivos *etch-and-rinse* de três passos obtêm valores de adesão muito superiores a todos os outros. Contudo, também se verificou que a performance adesiva dos sistemas adesivos *etch-and-rinse* de dois passos e *self-etch* de dois passos é semelhante (Van Meerbeek *et al.*, 2003). Os piores valores de resistência adesiva acontecem nos sistemas adesivos *self-etch* de um passo (Van Meerbeek *et al.*, 2003; Coelho *et al.*, 2012).

Na preparação das amostras para a microtração é frequente acontecerem “falhas pré-teste”. São várias as opiniões sobre o que fazer com este tipo de informação, uma vez que representam lacunas ao nível da análise estatística. A exclusão destas amostras da análise estatística pode levar a uma superestimação da resistência adesiva, mas a sua inclusão como valores de 0 MPa pode conduzir a uma subestimação. Também há a opção de atribuir a cada uma destas amostras o valor mais baixo obtido dentro do grupo em que se incluía (Van Meerbeek *et al.*, 2010; Breschi *et al.*, 2013).

II. Objetivos

O objetivo deste estudo *in vitro* é estudar a resistência adesiva por microtração à dentina de dois sistemas adesivos universais nas componentes de aplicação *etch-and-rinse* e *self-etch* primer.

1. Hipóteses experimentais

Hipótese Nula 1: não existem diferenças significativas entre a resistência adesiva à dentina dos sistemas adesivos universais testados, na componente de aplicação *etch-and-rinse*.

Hipótese Nula 2: não existem diferenças significativas entre a resistência adesiva à dentina dos sistemas adesivos universais testados, na componente de aplicação *self-etch* primer.

Hipótese Nula 3: não existem diferenças significativas entre a resistência adesiva à dentina nas componentes de aplicação *etch-and-rinse* e *self-etch* primer dentro do mesmo sistema adesivo universal testado.

Hipótese Alternativa 1: existem diferenças significativas entre a resistência adesiva à dentina dos sistemas adesivos universais testados, na componente de aplicação *etch-and-rinse*.

Hipótese Alternativa 2: existem diferenças significativas entre a resistência adesiva à dentina dos sistemas adesivos universais testados, na componente de aplicação *self-etch* primer.

Hipótese Alternativa 3: existem diferenças significativas entre a resistência adesiva à dentina nas componentes de aplicação *etch-and-rinse* e *self-etch* primer dentro do mesmo sistema adesivo universal testado.

III. Materiais e Métodos

Foram utilizados 12 molares humanos hígidos, sem cáries e/ou restaurações, extraídos por motivos periodontais ou ortodônticos e cedidos pelo Banco de Dentes do ISCSEM. Após a exodontia, os dentes foram limpos, utilizando curetas gracey e escova profilática com pasta pedra-pomes, e desinfetados numa solução de Cloramina-T tri-hidratada a 0,5%, num período máximo de uma semana (ISO/TS 11405:2015).

Em seguida as amostras foram armazenadas em água destilada a uma temperatura de 4°C, até ao momento da sua utilização. Apenas foram utilizados dentes com data de extração anterior a 6 meses uma vez que, após este período, as proteínas da dentina podem sofrer alterações degenerativas (ISO/TS 11405:20015).

Para este estudo foram utilizados 2 sistemas adesivos universais – Scotchbond Universal (3M ESPE, Seefeld, Alemanha) (Fig. 9) e All-Bond Universal (Bisco Inc., Schaumburg, IL, EUA) (Fig. 10) – nas suas duas componentes de aplicação: *etch-and-rinse* e *self-etch* primer, segundo as indicações do fabricante (ver tabela 1 e 2).



Figura 9 - Scotchbond Universal (3M ESPE, Seefeld, Alemanha).



Figura 10 - All-Bond Universal (Bisco Inc., Schaumburg, IL, EUA).

As amostras foram divididas, aleatoriamente, em 4 grupos de 3 dentes:

Grupo 1 (n=3): com aplicação do sistema adesivo Scotchbond Universal (3M ESPE, Seefeld, Alemanha) na sua componente *etch-and-rinse*.

Grupo 2 (n=3): com aplicação do sistema adesivo Scotchbond Universal (3M ESPE, Seefeld, Alemanha) na sua componente *self-etch primer*.

Grupo 3 (n=3): com aplicação do sistema adesivo All-Bond Universal (Bisco Inc., Schaumburg, IL, EUA) na sua componente *etch-and-rinse*.

Grupo 4 (n=3): com aplicação do sistema adesivo All-Bond Universal (Bisco Inc., Schaumburg, IL, EUA) na sua componente *self-etch primer*.

Material	Composição química	Lote	Validade	pH
Scotchbond Universal (3M ESPE, Seefeld, Alemanha)	10-MDP, Bis-GMA, HEMA, resinas de dimetacrílico, copolímero de ácido poliquenóico, etanol, água, iniciadores, silano, partículas de preenchimento	570308	2016-10	2.7
All-Bond Universal (Bisco Inc., Schaumburg, IL, EUA)	10-MDP, Bis-GMA, HEMA, etanol, água, iniciadores	1400007843	2016-10	2.5-3.5
Scotchbond Etchant (3M ESPE, Seefeld, Alemanha)	Ácido ortofosfórico a 35%, água, sílica amorfa sintética, polietieno glicol, óxido de alumínio	N257517	2014-03	1
Filtek Z250 (3M ESPE, Seefeld, Alemanha)	Bis-EMA, UDMA, TEGDMA, partículas de preenchimento (zircónio/sílica), óxido de alumínio, benzotriazol, EDMAB	N564756	2017-01	Não aplicável
Abreviaturas: Bis-GMA, bisfenol A glicidil metacrilato; Bis-EMA, bisfenol A etoxilado dimetacrilato; EDMAB, 4-etil-dimetilaminobenzoato; 10-MDP, 10-metacriloxietil dihidrogenofosfato; HEMA, 2-hidroxietil metacrilato; TEGDMA, trietilenoglicol dimetacrilato; UDMA, uretano dimetacrilato.				

Tabela 1 - Composição dos materiais dentários utilizados.

Primeiramente, as amostras foram coladas com cera colante a bases acrílicas (Fig. 11) e seccionadas, no micrótomo de tecidos duros, Accutom-50 (Struers, Ballerup, Dinamarca). Foram realizados 2 cortes perpendiculares ao longo eixo do dente, um abaixo da junção amelo-cimentária, de forma a separar a raiz da porção coronária, e outro ao nível do esmalte de forma a expor a dentina superficial. Removeu-se a polpa da câmara pulpar com uma colher de dentina que, depois, foi preenchida com cola de cianoacrilato (Wurth, Künzensaul, Alemanha). Em seguida, fez-se o polimento da dentina superficial das amostras seccionadas na máquina de polir LaboPol-4 (Struers, Ballerup, Dinamarca), com um papel abrasivo de 600-grit de carboneto de silício (SiC), sob água corrente, para remover o esmalte remanescente e simular a *smear layer* (Fig. 12).

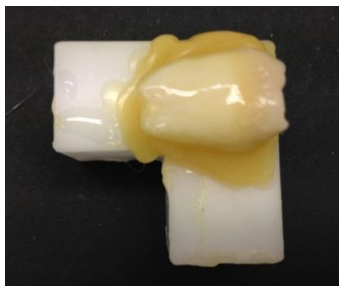


Figura 11 - Dente colado com cera colante à base acrílica.

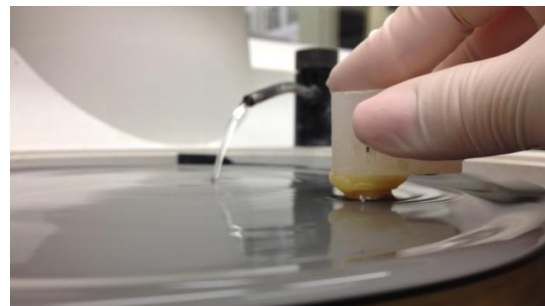


Figura 12 - Polimento para simular a *smear layer*.

Após a preparação inicial das amostras, nos grupos 1 e 3, fez-se, previamente o acondicionamento com ácido ortofosfórico a 35%, durante 15 segundos, (Scotchbond Etchant; 3M ESPE, Seefeld, Alemanha) (ver tabela 1) e depois foram aplicados os sistemas adesivos, na componente *etch-and-rinse*, de acordo com as indicações do fabricante (ver tabela 2); nos grupos 2 e 4 foram apenas aplicados os sistemas adesivos, na componente *self-etch primer*, de acordo com as indicações do fabricante (ver tabela 2). Após a aplicação dos sistemas adesivos foram construídos blocos de resina com resina composta Filtek Z250 (3M ESPE, Seefeld, Alemanha) (Fig. 13), em incrementos de 2 mm até se atingir uma altura de 6 a 8 mm (ver tabela 1) (Fig. 14). Cada incremento foi fotopolimerizado durante 20 segundos, segundo as indicações do fabricante, com o fotopolimerizador Optilux 501 (Kerr, Midleton, WI, EUA), com uma intensidade de 600 mW/cm² (Fig.15), medida a cada 10 utilizações com um radiômetro (Demetron 100, Demetron Research Corporation, Danbury, EUA).



Figura 13 - Resina Filtek Z250 (3M ESPE, Seefeld, Alemanha).



Figura 14 - Após construção do bloco de resina fotopolimerizável.

Adesivo	<i>Etch-and-rinse</i>	<i>Self-etch primer</i>
Scotchbond Universal (3M ESPE, Seefeld, Alemanha)	<ol style="list-style-type: none"> 1. Aplicar o ácido durante 15 segundos, depois lavar e secar, sem desidratar. 2. Aplicar o adesivo e esfregar durante 20 segundos. 3. Aplicar um sopro de ar leve durante 5 segundos, até haver ausência de movimento e evaporação completa do solvente. 4. Polimerizar durante 10 segundos. 	<ol style="list-style-type: none"> 1. Aplicar o adesivo e esfregar durante 20 segundos. 2. Aplicar um sopro de ar leve durante 5 segundos, até haver ausência de movimento e evaporação completa do solvente. 3. Polimerizar durante 10 segundos.
All-Bond Universal (Bisco Inc., Schaumburg, IL, EUA)	<ol style="list-style-type: none"> 1. Aplicar o ácido durante 15 segundos, depois lavar e secar, sem desidratar. 2. Aplicar 2 camadas de adesivo e esfregar durante 10 a 15 segundos. 3. Aplicar um sopro de ar leve durante pelo menos 10 segundos, até haver ausência de movimento. 4. A superfície deve ter uma aparência acetinada, caso contrário repetir passos 1 e 2. 5. Polimerizar durante 10 segundos. 	<ol style="list-style-type: none"> 1. Aplicar 2 camadas de adesivo e esfregar durante 10 a 15 segundos. 2. Aplicar um sopro de ar leve durante pelo menos 10 segundos, até haver ausência de movimento. 3. A superfície deve ter uma aparência acetinada, caso contrário repetir passos 1 e 2. 4. Polimerizar durante 10 segundos.

Tabela 2 - Indicações dos fabricantes para aplicação dos sistemas adesivos.

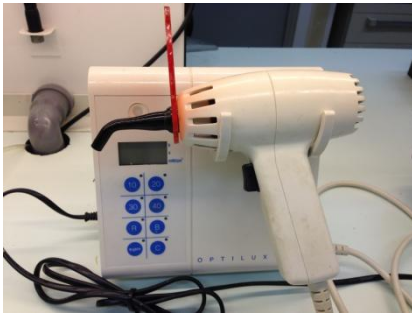


Figura 15 - Fotopolimerizador Optilux 501 (Kerr, Midleton, WI, EUA).



Figura 16 - Estufa de incubação (Mettler INE 400, Schwabach, Alemanha).

Depois as amostras foram mergulhadas em água destilada e colocadas numa estufa de incubação a 37°C (Mettler INE 400, Schwabach, Alemanha) (Fig. 16), durante 24 horas. Após este tempo foram seccionadas novamente, a baixa rotação, no micrótomato de tecidos duros, Accutom-50 (Struers, Ballerup, Dinamarca) (Fig. 17), para obtenção de palitos com uma secção transversal de $1 \pm 0,2 \text{ mm}^2$. De seguida, os palitos foram colados com cola de cianoacrilato (Zapid, Dental Ventures of America, Corona, CA, EUA) a jigs de aço inoxidável e sujeitos a forças de microtracção a uma velocidade de 0,5 mm/min, numa máquina de testes universal (Shimadzu Autograph AG-IS, Tóquio, Japão) (Fig. 18), utilizando uma célula de carga de 5 kN, até à sua fratura. Os palitos mais periféricos foram descartados.



Figura 17 - Micrótomato de tecidos duros (Accutom-50, Struers, Dinamarca).

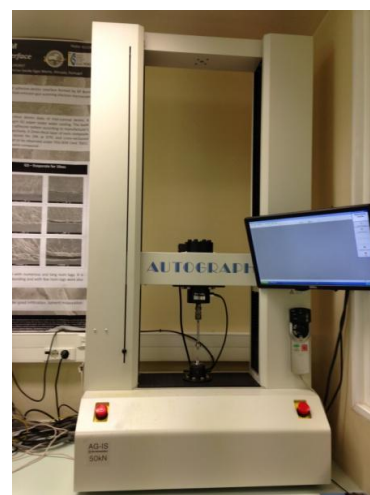


Figura 18 - Máquina de testes universal (Shimadzu Autograph AG-IS, Tóquio, Japão).

Após a fratura (Fig. 19), os palitos foram retirados dos jigs e a parte da dentina foi medida com uma craveira digital (Storm Digital Caliper CDC/N 0-150 mm, Pontoglio, BS, Itália) de forma a obter-se a área aderida. A força de microtração foi expressa, posteriormente, em MPa. Também se analisou o tipo de fratura dos vários palitos, sendo classificadas em fraturas adesivas, coesivas ou mistas ao microscópio ótico Leica ATC 2000 (Reichert Inc., Buffalo, NY, EUA) com ampliação 20x.

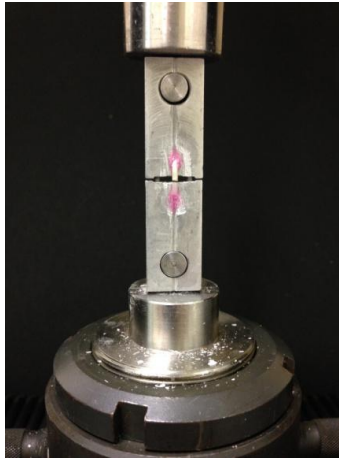


Figura 19 - Fratura do palito após aplicação de força.

Os resultados obtidos foram validados estatisticamente ($p < 0.05$) (SPSS 20.0, Armonk, NY, EUA). As amostras pré-falhas foram excluídas da análise estatística.

IV. Resultados

Para facilitar a exposição dos dados obtidos recorre-se aos acrónimos com os seguintes significados:

- **SBU** – Scotchbond Universal;
- **ABU** – All-Bond Universal;
- **EAR** – *Etch-and-rinse*;
- **SEP** – *Self-etch* primer.

1. Exposição dos dados obtidos

Grupos	Média MPa	Desvio Padrão	N
SBU-EAR	45,1 ^A	18,1	33
SBU-SEP	18,5 ^B	11,4	30
ABU-EAR	34,4 ^A	18,4	31
ABU-SEP	22,2 ^B	12,0	30

Tabela 3 - Resumo das médias em MPa, desvio padrão e número de amostras de cada grupo (médias com letras em índice iguais não apresentam diferenças estatisticamente significativas para $p < 0.05$).

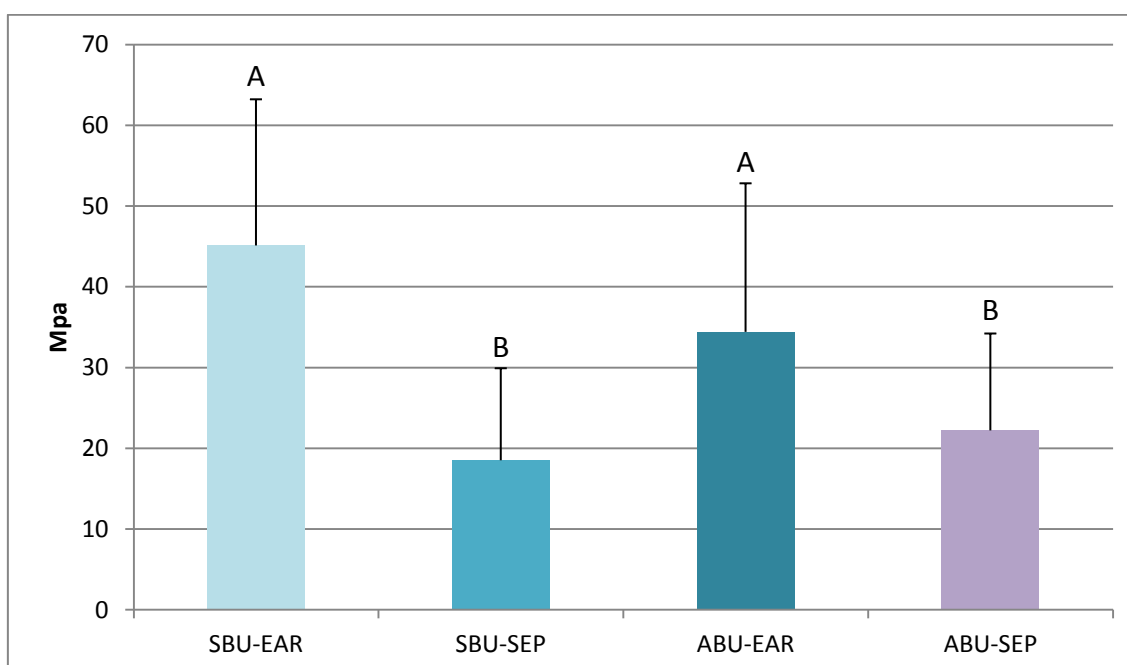


Figura 20 - Resumo das médias em MPa e desvio padrão de cada grupo (médias com letras iguais não apresentam diferenças estatisticamente significativas para $p < 0.05$).

Como se pode verificar pela observação do gráfico acima (Fig. 20) não existem diferenças estatisticamente significativas entre os dois sistemas adesivos universais utilizados, SBU e ABU, mas a aplicação do sistema adesivo segundo a componente EAR é estatisticamente superior à aplicação do mesmo sistema adesivo segundo a componente SEP. Por outras palavras, a resistência adesiva à dentina por microtração é semelhante entre os dois sistemas adesivos universais utilizados, mas a sua aplicação, dentro do mesmo sistema adesivo, segundo a componente EAR obtém melhores resultados com diferenças estatisticamente significativas do que a sua aplicação segundo a componente SEP.

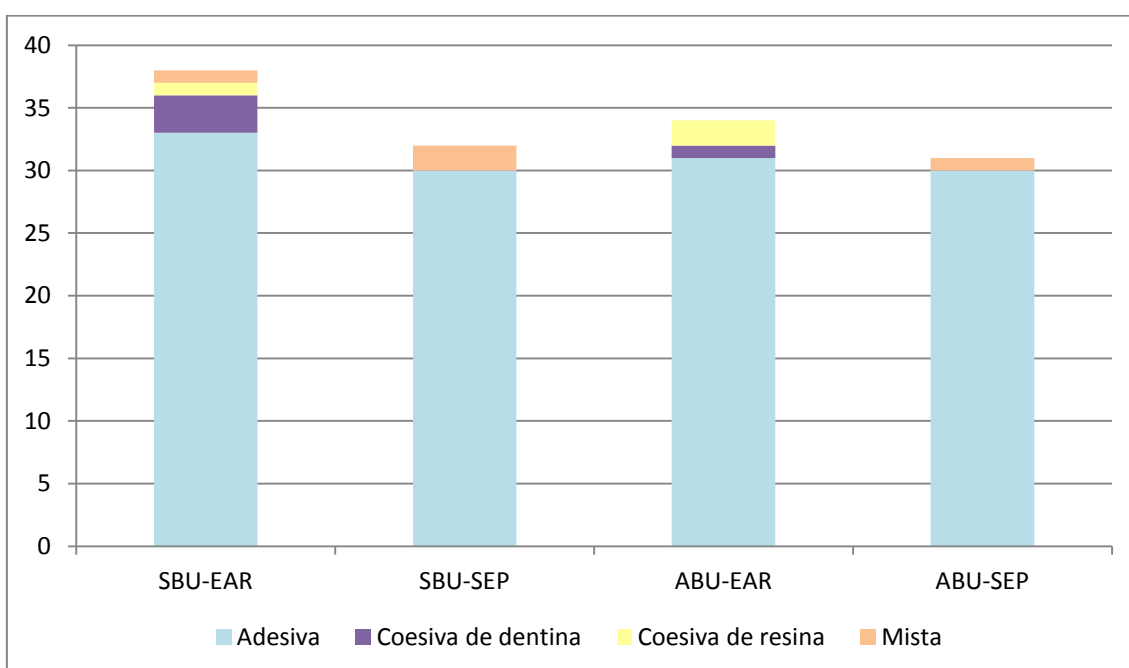


Figura 21 - Gráfico ilustrativo do número e tipo de fraturas dos grupos amostrais.

Após a análise do gráfico acima (Fig. 21) pode observar-se que em todos os grupos as fraturas adesivas ocorreram em maior número. No grupo SBU-EAR registaram-se 3 fraturas adesivas, 1 fratura coesiva de dentina, 1 fratura coesiva de resina e 1 fratura mista. No grupo SBU-SEP registaram-se 2 fraturas mistas. No grupo ABU-EAR registaram-se 3 fraturas coesivas, 1 de dentina e 2 de resina. No grupo ABU-SEP registou-se apenas 1 fratura mista.

É interessante destacar que em ambos os adesivos, quando aplicados segundo a estratégia adesiva SEP, apenas se registaram fraturas mistas para além das adesivas.

2. Estatística Descritiva

Ajustou-se um modelo ANOVA *two-way* aos dados, no qual a resistência adesiva, expressa em MPa, é a variável dependente, e o adesivo e modo de aplicação são os fatores independentes, ambos a dois níveis. Previamente à ANOVA *two-way*, aplicou-se o teste de Shapiro-Wilk para normalidade e o teste de Levene para homogeneidade de variância da variável dependente, com base nos quais se detetaram desvios à normalidade em alguns grupos ($p < 0.05$) e variâncias heterogéneas ($p < 0.05$). Estas violações não impedem a aplicação da ANOVA *two-way*, uma vez que a razão F é robusta contra desvios da normalidade e heterogeneidade no caso de grupos com dimensões comparáveis, como é o caso. No anexo 1 são apresentados os resultados da ANOVA *two-way*.

Dos resultados da ANOVA *two-way* podemos concluir que:

1. Existe interação significativa entre os fatores independentes ($p = 0.01$);
2. A resistência adesiva depende do modo de aplicação ($p < 0.001$), mas não do adesivo ($p = 0.215$).

Face a estes resultados, aplicaram-se contrastes planeados de forma a comparar, separadamente por adesivo, as amostras tratadas de forma diferente, sendo de concluir o seguinte:

1. Para o adesivo SBU, a resistência das amostras tratadas pelo método EAR é significativamente maior do que a resistência das amostras tratadas pelo método SEP ($p < 0.001$);
2. Analogamente, para o adesivo ABU, com $p < 0.003$.

Estes dados podem ser visualizados no gráfico do anexo 2, que se apresenta a título meramente ilustrativo.

V. Discussão

Com a introdução de novos materiais dentários, nomeadamente, de novos sistemas adesivos, tornou-se importante, ou até mesmo fundamental, estudá-los e testá-los de forma a aperfeiçoar as estratégias adesivas e, conseqüentemente melhorar a longevidade das restaurações adesivas.

Para estudar a performance dos sistemas adesivos e ser possível fazer uma correlação entre os resultados obtidos *in vitro* e a performance clínica, é necessário padronizar os procedimentos laboratoriais para que a qualidade da adesão de um material dentário à estrutura dentária possa ser fundamentada.

Tendo isto em conta, esta investigação laboratorial foi realizada segundo a norma ISO/TS 11405:2015 que fornece orientações quanto à seleção, armazenamento, manipulação do substrato dentário e características essenciais dos diferentes testes que avaliam a qualidade da adesão.

Neste estudo utilizaram-se molares permanentes humanos hígidos, sem cáries e/ou restaurações e/ou tratamento endodôntico, utilizados num período inferior a 6 meses, após a data de extração para evitar alterações degenerativas ao nível das proteínas dentinárias. Após a extração, os dentes foram limpos e desinfetados numa solução de Cloramina-T tri-hidratada a 0,5%, num período máximo de uma semana. Até ao momento da sua utilização, os dentes foram mantidos em água destilada a uma temperatura de 4°C.

Relativamente à preparação da estrutura dentária, obteve-se uma superfície plana com recurso a um papel abrasivo de 600-grit de carboneto de silício (SiC), sob água corrente, de acordo com a norma ISO 6344-1:1998. A aplicação do sistema adesivo foi realizada segundo as indicações do fabricante.

As amostras foram armazenadas em água destilada a uma temperatura de 37°C, durante 24 horas, até à realização da microtração numa máquina de testes universal. Para este tipo de teste aplicou-se uma taxa de deformação a uma velocidade de 0,5 mm/min.

A maioria dos estudos *in vitro* que avaliam a resistência adesiva por microtração utilizam papéis de SiC de 600-grit para simular a *smear layer*, armazenam as amostras

em água destilada por 24 horas e fazem a aplicação de uma força de 0,5 ou 1 mm/min até ocorrer a fratura (Oliveira *et al.*, 2003; Scherrer *et al.*, 2010).

Os papéis de SiC criam *smear layers* pouco compactas e com uma menor oclusão dos túbulos dentinários, sendo mais fácil a sua remoção antes da aplicação do sistema adesivo. Dependendo do grão utilizado formam-se *smear layers* com espessuras diferentes. Este fator é mais importante ao nível da adesão em sistemas adesivos *self-etch* primer (Sattabanasuk *et al.*, 2007; De Munck *et al.*, 2012).

Relativamente à forma de armazenamento das amostras antes do teste de microtração, um artigo de revisão afirma que o modelo de incubação clinicamente relevante, para estudar a resistência adesiva por microtração, consiste em colocar a amostra intacta em água destilada a 37°C, por vários períodos de tempo, e só imediatamente antes de realizar o teste fazer o corte em palitos (Pashley *et al.*, 2011). Este também foi o protocolo seguido pelo nosso estudo, ou seja, o corte das amostras apenas foi feito após o armazenamento.

Um outro artigo de revisão, relativo à resistência adesiva de sistemas adesivos universais, concluiu que na maioria dos estudos, tal como no nosso, as amostras são armazenadas, durante 24 horas, em água destilada a 37°C (Rosa *et al.*, 2015).

Atualmente, a realização de estudos *in vitro*, que estudem a resistência adesiva, tem como objetivo não só prever qual será a performance clínica do sistema adesivo utilizado, mas também comparar novos produtos e perceber quais os fatores que podem influenciar a adesão. Além disto, pretende-se que estes estudos sejam executados de forma simples e rápida.

Assim sendo, para este estudo, escolheu-se realizar o teste de microtração, face aos outros testes que avaliam a resistência adesiva, uma vez que se utilizam amostras de pequenas dimensões o que leva a uma melhor distribuição da força e a uma menor probabilidade de ocorrerem defeitos na interface adesiva – bolhas ou *cracks* – o que, consequentemente, leva a resultados mais credíveis e aproximados da realidade (Sano, 2006; Ghassemieh, 2008; Hamouda *et al.*, 2011).

Com a microtração obtemos um maior número de fraturas adesivas que coesivas ou mistas, sendo as fraturas adesivas as únicas que nos dão informação viável quanto à resistência adesiva, e também é possível registar valores mais elevados de resistência

adesiva. Nos outros testes convencionais utilizam-se áreas de maiores dimensões e é bastante frequente ocorrerem fraturas coesivas, registrando-se valores de resistência adesiva menores (Ghassemieh, 2008; Hamouda *et al.*, 2011).

Segundo a literatura existente, as amostras cujas fraturas sejam classificadas como coesivas ou mistas devem ser rejeitadas. Isto acontece porque uma fratura coesiva se deve a erros de alinhamento da amostra na máquina de teste utilizada ou à introdução de *microcracks* durante o corte da mesma; e porque uma fratura mista não é conclusiva, uma vez que não permite saber exatamente qual o tipo de fratura que ocorreu (Scherrer *et al.*, 2010). Com base nesta informação, no nosso estudo fizemos a classificação das fraturas em adesivas, coesivas ou mistas, bem como a exclusão das amostras cujas fraturas não foram adesivas.

Há autores que defendem que a resistência à fratura da interface adesiva depende das propriedades dos materiais utilizados e da preparação da estrutura dentária, antes da aplicação do sistema adesivo. O tipo de sistema adesivo utilizado e a sua interação com o substrato dentário e material restaurador é um fator determinante na resistência adesiva, ou seja, a medição obtida não quantifica uma característica inerente ao sistema adesivo (Ghassemieh, 2008; Armstrong *et al.*, 2010).

Além disto, pensa-se que as variações na formulação dos diferentes sistemas adesivos universais fazem com que os resultados de resistência adesiva sejam diferentes (Lee *et al.*, 2013; Muñoz *et al.*, 2013, 2014; Rosa *et al.*, 2015; Sezinando *et al.*, 2015). No caso dos adesivos usados no nosso estudo, torna-se difícil tirar muitas conclusões uma vez que a informação na *material safety data sheet* (MSDS) do All-Bond Universal (Bisco Inc., Schaumburg, IL, EUA) quanto à formulação é escassa comparativamente com a informação na MSDS do Scotchbond Universal (3M ESPE, Seefeld, Alemanha).

Ambos os sistemas adesivos universais utilizados contêm 10-MDP na sua formulação, um monómero funcional que se liga quimicamente ao cálcio da hidroxiapatite remanescente, como já foi explicado anteriormente. Esta ligação química aumenta a resistência mecânica da interface adesiva. Além disto, o monómero 10-MDP é o monómero funcional mais hidrofóbico utilizado nos sistemas adesivos. É compreensível que a utilização de monómeros hidrofóbicos seja privilegiada, uma vez que esta característica o torna mais estável em solução, o que é importante em termos de validade do sistema adesivo (Muñoz *et al.*, 2013; Marchesi *et al.*, 2014; Alex, 2015;

Chen *et al.*, 2015). Com base nesta informação compreende-se porque a performance adesiva foi semelhante entre o Scotchbond Universal (3M ESPE, Seefeld, Alemanha) e o All-Bond Universal (Bisco Inc., Schaumburg, IL, EUA).

O Scotchbond Universal (3M ESPE, Seefeld, Alemanha) contém também o copolímero de ácido poliquenóico que, em combinação com o monómero 10-MDP, mostrou resultados contraditórios, quando aplicado segundo a sua componente *self-etch* primer, na literatura existente. Há autores que obtiveram valores menores de resistência adesiva, quando comparados com sistemas adesivos que apenas continham o 10-MDP na sua formulação, ao contrário de outros que obtiveram valores maiores de resistência adesiva. Pensa-se que o copolímero de ácido poliquenóico possa competir com o monómero 10-MDP na ligação ao cálcio da hidroxiapatite e impedir a aproximação do monómero durante a polimerização, devido ao seu alto peso molecular (Muñoz *et al.*, 2013, 2014; Wagner *et al.*, 2014; Chen *et al.*, 2015).

Segundo os estudos *in vitro* realizados até ao momento, a performance dos sistemas adesivos universais depende da estratégia adesiva utilizada (Lee *et al.*, 2013; Muñoz *et al.*, 2013, 2014; Rosa *et al.*, 2015; Sezinando *et al.*, 2015). Após a análise estatística, verificou-se que a performance dos sistemas adesivos utilizados no nosso estudo depende da estratégia adesiva e não do sistema adesivo, obtendo-se valores superiores de resistência adesiva para a aplicação como *etch-and-rinse* tanto para o Scotchbond Universal (3M ESPE, Seefeld, Alemanha) como para o All-Bond Universal (Bisco Inc., Schaumburg, IL, EUA).

Rosa *et al.*, 2015 concluiu, com base na literatura existente sobre os sistemas adesivos universais, que o condicionamento ácido prévio à aplicação do sistema adesivo universal não influencia os valores de resistência adesiva à dentina quando a acidez é classificada como ligeira, como é o caso do Scotchbond Universal (3M ESPE, Seefeld, Alemanha) utilizado no nosso estudo, e concluiu ainda que este passo apenas mostra melhorias significativas na resistência adesiva do All-Bond Universal (Bisco Inc., Schaumburg, IL, EUA), também utilizado no nosso estudo, provavelmente devido à sua acidez ser classificada como ultraligeira. No nosso estudo concluímos que a aplicação do ácido melhora significativamente a performance adesiva em ambos os sistemas adesivos universais utilizados.

Ainda relativamente à aplicação prévia do ácido à dentina, há autores que defendem que esta permite a penetração dos adesivos *self-etch* primer em maior profundidade, criando-se *resin tags* mais longos e camadas híbridas mais espessas, atribuindo valores de resistência adesiva baixos a uma incompleta infiltração da rede de colagénio desmineralizada pelos monómeros resinosos (Muñoz *et al.*, 2013, 2014; Wagner *et al.*, 2014; Alex, 2015; Sezinando *et al.*, 2015). O aumento da resistência adesiva com a aplicação de ácido a sistemas adesivos *self-etch* primer de um passo sugere que a incorporação da *smear layer* na interface adesiva reduz a eficácia adesiva, uma vez que esta atua como uma barreira o que dificulta a penetração dos monómeros de resina (Proença *et al.*, 2007; Muñoz *et al.*, 2014; Sezinando *et al.*, 2015).

Nos estudos de Muñoz *et al.*, 2013, Muñoz *et al.*, 2014, Luque-Martinez *et al.*, 2014, Muñoz *et al.*, 2015 e Sezinando *et al.*, 2015, o protocolo usado foi semelhante ao nosso, apresentando algumas diferenças a saber: inclusão dos valores das amostras pré-falhas, que foram excluídas do nosso estudo; tempo de polimerização superior (40 segundos); e utilização de palitos com uma área de secção seccional inferior (aproximadamente 0,8 mm²). Estes estudos obtiveram resultados de resistência adesiva semelhantes aos nossos para o Scotchbond Universal (3M ESPE, Seefeld, Alemanha) quando aplicado como *etch-and-rinse*, mas quando aplicado como *self-etch* primer os resultados obtidos foram superiores aos nossos. Relativamente ao All-Bond Universal (Bisco Inc., Schaumburg, IL, EUA) obtiveram valores semelhantes aos nossos tanto na aplicação como *etch-and-rinse* como *self-etch* primer.

Comparando com o nosso estudo, Marchesi *et al.*, 2014 obteve resultados semelhantes para o Scotchbond Universal (3M ESPE, Seefeld, Alemanha) na sua componente de aplicação *etch-and-rinse*, mas na sua componente de aplicação *self-etch* primer os resultados foram superiores. Não obstante, o protocolo diferiu do nosso no meio de armazenamento utilizado (saliva artificial), na abrasividade do papel de SiC para simular a *smear layer* (180-grit), no tempo de polimerização da resina composta (40 segundos), na área da secção transversal dos palitos (0,9 mm²), e na velocidade de tração da força no teste de microtração (1 mm/min). À semelhança do nosso estudo as amostras pré-falhas foram excluídas.

Wagner *et al.*, 2014 obteve valores semelhantes aos nossos para o Scotchbond Universal (3M ESPE, Seefeld, Alemanha) e o All-Bond Universal (Bisco Inc.,

Schaumburg, IL, EUA) na sua componente de aplicação *etch-and-rinse*, mas na componente de aplicação *self-etch* primer ambos os adesivos obtiveram melhores resultados. O protocolo deste estudo diferiu do nosso na construção dos blocos de resina com incrementos de 1 mm até se atingir uma altura de 5 mm. À semelhança do nosso estudo as amostras pré-falhas foram excluídas.

Por último, gostaríamos de salientar que a evidência científica que estuda os sistemas adesivos universais ainda é escassa, devido à sua recente introdução no mercado, o que dificultou a comparação dos resultados obtidos.

1. Relevância Clínica

Os sistemas adesivos universais constituem uma tentativa de criar um produto versátil sem comprometer a eficácia adesiva, possibilitando ao Médico Dentista escolher qual a estratégia adesiva que melhor se adequa a cada caso clínico.

À semelhança dos sistemas adesivos contemporâneos, a aplicação do sistema adesivo universal segundo a componente *etch-and-rinse* obteve melhores resultados de resistência adesiva à dentina do que a componente *self-etch* primer.

Não obstante, são necessários mais estudos *in vitro* e *in vivo* para conhecermos melhor estes novos sistemas adesivos e compreender qual a melhor forma de serem aplicados na prática clínica.

VI. Conclusões

Com base nos resultados obtidos neste estudo *in vitro* podemos concluir que:

1. O Scotchbond Universal (3M ESPE, Seefeld, Alemanha) na aplicação *etch-and-rinse* apresentou melhores resultados, com diferenças estatisticamente significativas, de resistência adesiva à dentina por microtração do que na aplicação *self-etch* primer;
2. O All-Bond Universal (Bisco Inc., Schaumburg, IL, EUA) na aplicação *etch-and-rinse* apresentou melhores resultados, com diferenças estatisticamente significativas, de resistência adesiva à dentina por microtração do que na aplicação *self-etch* primer;
3. O Scotchbond Universal (3M ESPE, Seefeld, Alemanha) é semelhante ao All-Bond Universal (Bisco Inc., Schaumburg, IL, EUA) quando aplicado segundo a mesma estratégia adesiva.
4. O Scotchbond Universal (3M ESPE, Seefeld, Alemanha) na aplicação *etch-and-rinse* apresentou os melhores resultados de microtração quando comparado com o All-Bond Universal (Bisco Inc., Schaumburg, IL, EUA) na aplicação *etch-and-rinse*, embora sem diferenças estatisticamente significativas.

Com base nestas conclusões, aceitam-se as hipóteses nulas 1 e 2, rejeitando-se as hipóteses alternativas 1 e 2. Por último, rejeita-se a hipótese nula 3, aceitando-se a hipótese alternativa 3.

1. Perspetivas futuras

Tendo em conta os resultados obtidos neste estudo e nos estudos realizados até ao momento torna-se importante prosseguir o estudo dos sistemas adesivos universais, através de estudos que:

- a. Avaliem a performance adesiva e degradação da interface adesiva, após diferentes métodos de envelhecimento e tempos de envelhecimento, nas diferentes componentes de aplicação;
- b. Comparem os vários sistemas adesivos universais existentes no mercado quer *in vitro* quer *in vivo*;
- c. Avaliem a performance adesiva em diferentes substratos dentários – com e/ou sem cárie –, à semelhança do que acontece, clinicamente.

Bibliografia

- Alex, G. (2015). Universal Adhesives: The Next Evolution in Adhesive Dentistry? *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 36(1), 15–26.
- Anchieta, R. B., Machado, L. S., Martini, A. P., dos Santos, P. H., Giannini, M., Janal, M., Tovar, N., Sundfeld, R. H., Rocha, E. P., & Coelho, P. G. (2015). Effect of long-term storage on nanomechanical and morphological properties of dentin–adhesive interfaces. *Dental Materials*, 31(2), 141–153. <http://doi.org/10.1016/j.dental.2014.11.010>
- Armstrong, S., Geraldeli, S., Maia, R., Raposo, L. H. A., Soares, C. J., & Yamagawa, J. (2010). Adhesion to tooth structure: A critical review of “micro” bond strength test methods. *Dental Materials*, 26(2), e50–e62. <http://doi.org/10.1016/j.dental.2009.11.155>
- Braga, R. R., Meira, J. B. C., Boaro, L. C. C., & Xavier, T. A. (2010). Adhesion to tooth structure: A critical review of “macro” test methods. *Dental Materials*, 26(2), e38–e49. <http://doi.org/10.1016/j.dental.2009.11.150>
- Breschi, L., Ferracane, J. L., Cadenaro, M., Mazzoni, A., & Hilton, T. J. (2013). Adhesion to Enamel and Dentin. In T. J. Hilton, J. L. Ferracane, & J. C. Broome (Eds.), *Summit's Fundamentals of Operative Dentistry: A Contemporary Approach* (4th Edition, pp. 207–242). Carol Stream, Illinois: Quintessence Publishing Company.
- Breschi, L., Mazzoni, A., Ruggeri, A., Cadenaro, M., Di Lenarda, R., & De Stefano Dorigo, E. (2008). Dental adhesion review: Aging and stability of the bonded interface. *Dental Materials*, 24(1), 90–101. <http://doi.org/10.1016/j.dental.2007.02.009>
- Buonocore, M. G. (1955). A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *Journal of Dental Research*, 34(6), 849–853. <http://doi.org/10.1177/00220345550340060801>

- Cardoso, M. V., de Almeida Neves, A., Mine, A., Coutinho, E., Van Landuyt, K., De Munck, J., & Van Meerbeek, B. (2011). Current aspects on bonding effectiveness and stability in adhesive dentistry. *Australian Dental Journal*, *56*(Suppl 1), 31–44. <http://doi.org/10.1111/j.1834-7819.2011.01294.x>
- Chen, C., Niu, L.-N., Xie, H., Zhang, Z.-Y., Zhou, L.-Q., Jiao, K., Chen, J. H., Pashley, D. H., & Tay, F. R. (2015). Bonding of universal adhesives to dentine – Old wine in new bottles? *Journal of Dentistry*, *43*(5), 525–536. <http://doi.org/10.1016/j.jdent.2015.03.004>
- Chiaraputt, S., Roongrujimek, P., Sattabanasuk, V., Panich, N., Harnirattisai, C., & Senawongse, P. (2011). Biodegradation of all-in-one self-etch adhesive systems at the resin-dentin interface. *Dental Materials Journal*, *30*(6), 814–826. <http://doi.org/10.4012/dmj.2011-080>
- Coelho, A., Canta, J. P., Martins, J. N. R., Oliveira, S. A., & Marques, P. (2012). Perspetiva histórica e conceitos atuais dos sistemas adesivos amelodentinários – revisão da literatura. *Revista Portuguesa de Estomatologia, Medicina Dentária E Cirurgia Maxilofacial*, *53*(1), 39–46. <http://doi.org/10.1016/j.rpemd.2011.11.008>
- Coutinho, E., Cardoso, M. V., Fernandes, C. P., Neves, A. A., Gouvea, C. V. D., Van Landuyt, K. L., De Munck, J., & Van Meerbeek, B. (2011). Nanoleakage distribution at adhesive-dentin interfaces in 3D. *Journal of Dental Research*, *90*(8), 1019–1025. <http://doi.org/10.1177/0022034511408430>
- De Alexandre, R. S., Santana, V. B., Kasaz, A. C., Arrais, C. A. G., Rodrigues, J. A., & Reis, A. F. (2014). Effect of Long-term Simulated Pulpal Pressure on the Bond Strength and Nanoleakage of Resin-luting Agents With Different Bonding Strategies. *Operative Dentistry*, *39*(5), 508–520. <http://doi.org/10.2341/13-078>
- De Munck, J., Landuyt, K. Van, Peumans, M., Poitevin, A., Lambrechts, P., Braem, M., & Van Meerbeek, B. (2005). A Critical Review of the Durability of Adhesion to Tooth Tissue Methods and Results. *Journal of Dental Research*, *84*(2), 118–132. <http://doi.org/10.1177/154405910508400204>

- De Munck, J., Mine, A., Poitevin, A., Van Ende, A., Cardoso, M. V., Van Landuyt, K. L., Peumans, M., & Van Meerbeek, B. (2012). Meta-analytical Review of Parameters Involved in Dentin Bonding. *Journal of Dental Research*, *91*(4), 351–357. <http://doi.org/10.1177/0022034511431251>
- Duarte, S. J., Perdigão, J., & Lopes, M. M. (2006). Effect of Dentin Conditioning Time on Nanoleakage. *Operative Dentistry*, *31*(4), 500–511. <http://doi.org/10.2341/05-86>
- Ermis, R. B., De Munck, J., Cardoso, M. V., Coutinho, E., Van Landuyt, K. L., Poitevin, A., Lambrechts, P., & Van Meerbeek, B. (2008). Bond strength of self-etch adhesives to dentin prepared with three different diamond burs. *Dental Materials*, *24*(7), 978–985. <http://doi.org/10.1016/j.dental.2007.11.019>
- Gallusi, G., Galeano, P., Libonati, A., Giuca, M. R., & Campanella, V. (2009). Evaluation of bond strength of different adhesive systems: Shear and Microtensile Bond Strength Test. *ORAL & Implantology*, *2*(4), 19–25. Retrieved from <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=3415339&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>
- Ghassemieh, E. (2008). Evaluation of sources of uncertainties in microtensile bond strength of dental adhesive system for different specimen geometries. *Dental Materials*, *24*(4), 536–547. <http://doi.org/10.1016/j.dental.2007.06.022>
- Hamouda, I. M., Samra, N. R., & Badawi, M. F. (2011). Microtensile bond strength of etch and rinse versus self-etch adhesive systems. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, *4*(3), 461–466. <http://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2010.12.007>
- Hashimoto, M., Fujita, S., Endo, K., & Ohno, H. (2009). In vitro degradation of resin-dentin bonds with one-bottle self-etching adhesives. *European Journal of Oral Sciences*, *117*(5), 611–617. <http://doi.org/10.1111/j.1600-0722.2009.00664.x>
- Hass, V., Dobrovolski, M., Zander-Grande, C., Martins, G. C., Gordillo, L. A. A., Rodrigues Accorinte, M. D. L., Gomes, O. M., Loguercio, A. D., & Reis, A. (2013). Correlation between degree of conversion, resin–dentin bond strength and

- nanoleakage of simplified etch-and-rinse adhesives. *Dental Materials*, 29(9), 921–928. <http://doi.org/10.1016/j.dental.2013.05.001>
- Inoue, S., Koshiro, K., Yoshida, Y., De Munck, J., Suzuki, K., Sano, H., & Van Meerbeek, B. (2005). Hydrolytic stability of one-step self-etching adhesives bonded to dentin. *Journal of Dental Research*, 84(12), 1160–1164.
- Lee, I.-S., Son, S.-A., Hur, B., Kwon, Y.-H., & Park, J.-K. (2013). The effect of additional etching and curing mechanism of composite resin on the dentin bond strength. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 5(4), 479–484. <http://doi.org/10.4047/jap.2013.5.4.479>
- Lehmann, N., Debret, R., Roméas, A., Magloire, H., Degrange, M., Bleicher, F., Sommer, P., & Seux, D. (2009). Self-etching increases matrix metalloproteinase expression in the dentin-pulp complex. *Journal of Dental Research*, 88(1), 77–82. <http://doi.org/10.1177/0022034508327925>
- Liu, Y., Tjaderhane, L., Breschi, L., Mazzoni, A., Li, N., Mao, J., Pashley, D. H., & Tay, F. R. (2011). Limitations in Bonding to Dentin and Experimental Strategies to Prevent Bond Degradation. *Journal of Dental Research*, 90(8), 953–968. <http://doi.org/10.1177/0022034510391799>
- Loguercio, A. D., de Paula, E. A., Hass, V., Luque-Martinez, I., Reis, A., & Perdigão, J. (2015a). A new universal simplified adhesive: 36-Month randomized double-blind clinical trial. *Journal of Dentistry*, 43(9), 1083–1092. <http://doi.org/10.1016/j.jdent.2015.07.005>
- Loguercio, A. D., Muñoz, M. A., Luque-Martinez, I., Hass, V., Reis, A., & Perdigão, J. (2015b). Does active application of universal adhesives to enamel in self-etch mode improve their performance? *Journal of Dentistry*, 43(9), 1060–1070. <http://doi.org/10.1016/j.jdent.2015.04.005>
- Luque-Martinez, I. V., Perdigão, J., Muñoz, M. A., Sezinando, A., Reis, A., & Loguercio, A. D. (2014). Effects of solvent evaporation time on immediate adhesive properties of universal adhesives to dentin. *Dental Materials*, 30(10), 1126–1135. <http://doi.org/10.1016/j.dental.2014.07.002>

- Malacarne, J., Carvalho, R. M., de Goes, M. F., Svizero, N., Pashley, D. H., Tay, F. R., Yiu, C. K., & Carrilho, M. R. (2006). Water sorption/solubility of dental adhesive resins. *Dental Materials*, 22(10), 973–980. <http://doi.org/10.1016/j.dental.2005.11.020>
- Marchesi, G., Frassetto, A., Mazzoni, A., Apolonio, F., Diolosà, M., Cadenaro, M., Di Lenarda, R., Pashley, D. H., Tay, F., & Breschi, L. (2014). Adhesive performance of a multi-mode adhesive system: 1-Year in vitro study. *Journal of Dentistry*, 42(5), 603–612. <http://doi.org/10.1016/j.jdent.2013.12.008>
- Marchesi, G., Frassetto, A., Visintini, E., Diolosà, M., Turco, G., Salgarello, S., Di Lenarda, R., Cadenaro, M., & Breschi, L. (2013). Influence of ageing on self-etch adhesives: one-step vs. two-step systems. *European Journal of Oral Sciences*, 121(1), 43–49. <http://doi.org/10.1111/eos.12009>
- Marshall, G. W. J., Marshall, S. J., Kinney, J. H., & Balooch, M. (1997). The dentin substrate: structure and properties related to bonding. *Journal of Dentistry*, 25(6), 441–458. [http://doi.org/10.1016/S0300-5712\(96\)00065-6](http://doi.org/10.1016/S0300-5712(96)00065-6)
- McLean, D. E., Meyers, E. J., Guillory, V. L., & Vandewalle, K. S. (2015). Enamel Bond Strength of New Universal Adhesive Bonding Agents. *Operative Dentistry*, 40(4), 410–417. <http://doi.org/10.2341/13-287-L>
- Mine, A., De Munck, J., Cardoso, M. V., Van Landuyt, K. L., Poitevin, A., Van Ende, A., Matsumoto, M., Yoshida, Y., Kuboki, T., Yatani, H., & Van Meerbeek, B. (2014). Dentin-smear remains at self-etch adhesive interface. *Dental Materials*, 30(10), 1147–1153. <http://doi.org/10.1016/j.dental.2014.07.006>
- Muñoz, M. A., Luque, I., Hass, V., Reis, A., Loguercio, A. D., & Bombarda, N. H. C. (2013). Immediate bonding properties of universal adhesives to dentine. *Journal of Dentistry*, 41(5), 404–411. <http://doi.org/10.1016/j.jdent.2013.03.001>
- Muñoz, M. A., Luque-Martinez, I., Malaquias, P., Hass, V., Reis, A., Bombarda, N. H. C., & Loguercio, A. D. (2015). In Vitro Longevity of Bonding Properties of Universal Adhesives to Dentin. *Operative Dentistry*, 40(3), 282–292. <http://doi.org/10.2341/14-055-L>

- Muñoz, M. A., Sezinando, A., Luque-Martinez, I., Szesz, A. L., Reis, A., Loguercio, A. D., Bombarda, N. H., & Perdigão, J. (2014). Influence of a hydrophobic resin coating on the bonding efficacy of three universal adhesives. *Journal of Dentistry*, 42(5), 595–602. <http://doi.org/10.1016/j.jdent.2014.01.013>
- Nakabayashi, N., Kojima, K., & Masuhara, E. (1982). The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *Journal of Biomedical Materials Research*, 16(3), 265–273. <http://doi.org/10.1002/jbm.820160307>
- Nakabayashi, N., & Takarada, K. (1992). Effect of HEMA on bonding to dentin. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 8(2), 125–130. [http://doi.org/10.1016/0109-5641\(92\)90067-M](http://doi.org/10.1016/0109-5641(92)90067-M)
- Neves, A.de A., Coutinho, E., Cardoso, M. V., Jaecques, S., Lambrechts, P., Sloten, J. V., Van Oosterwyck, H., & Van Meerbeek, B. (2008). Influence of notch geometry and interface on stress concentration and distribution in micro-tensile bond strength specimens. *Journal of Dentistry*, 36(10), 808–815. <http://doi.org/10.1016/j.jdent.2008.05.018>
- Neves, A.de A., Coutinho, E., Poitevin, A., Sloten, J. V., Van Meerbeek, B., & Van Oosterwyck, H. (2009). Influence of joint component mechanical properties and adhesive layer thickness on stress distribution in micro-tensile bond strength specimens. *Dental Materials*, 25(1), 4–12. <http://doi.org/10.1016/j.dental.2008.04.009>
- Oliveira, S. S. A., Pugach, M. K., Hilton, J. F., Watanabe, L. G., Marshall, S. J., & Marshall, G. W. J. (2003). The influence of the dentin smear layer on adhesion: a self-etching primer vs. a total-etch system. *Dental Materials*, 19(8), 758–767. [http://doi.org/10.1016/S0109-5641\(03\)00023-X](http://doi.org/10.1016/S0109-5641(03)00023-X)
- Osorio, R., Pisani-Proenca, J., Erhardt, M. C. G., Osorio, E., Aguilera, F. S., Tay, F. R., & Toledano, M. (2008). Resistance of ten contemporary adhesives to resin–dentine bond degradation. *Journal of Dentistry*, 36(2), 163–169. <http://doi.org/10.1016/j.jdent.2007.12.002>

- Pashley, D. H., & Carvalho, R. M. (1997). Dentine permeability and dentine adhesion. *Journal of Dentistry*, 25(5), 355–372. [http://doi.org/10.1016/S0300-5712\(96\)00057-7](http://doi.org/10.1016/S0300-5712(96)00057-7)
- Pashley, D. H., Tay, F. R., Breschi, L., Tjäderhane, L., Carvalho, R. M., Carrilho, M., & Tezvergil-Mutluay, A. (2011). State of the art etch-and-rinse adhesives. *Dental Materials*, 27(1), 1–16. <http://doi.org/10.1016/j.dental.2010.10.016>
- Perdigão, J. (2007). New Developments in Dental Adhesion. *Dental Clinics of North America*, 51(2), 333–357. <http://doi.org/10.1016/j.cden.2007.01.001>
- Perdigão, J. (2010). Dentin bonding-variables related to the clinical situation and the substrate treatment. *Dental Materials*, 26(2), e24–e37. <http://doi.org/10.1016/j.dental.2009.11.149>
- Perdigão, J., Jr Swift, E. J., & Walter, R. (2013a). Fundamental Concepts of Enamel and Dentin Adhesion. In H. O. Heymann, E. J. Jr Swift, & A. V. Ritter (Eds.), *Studivant's Art and Science of Perative Dentistry* (6th Editio, pp. 114–140). St. Louis, Missouri: Elsevier Mosby.
- Perdigão, J., Muñoz, M. A., Sezinando, A., Luque-Martinez, I. V., Staichak, R., Reis, A., & Loguercio, A. D. (2014). Immediate Adhesive Properties to Dentin and Enamel of a Universal Adhesive Associated With a Hydrophobic Resin Coat. *Operative Dentistry*, 39(5), 489–499. <http://doi.org/10.2341/13-203-LR>
- Perdigão, J., Reis, A., & Loguercio, A. D. (2013b). Dentin Adhesion and MMPs: A Comprehensive Review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 25(4), 219–241. <http://doi.org/10.1111/jerd.12016>
- Poitevin, A., De Munck, J., Van Landuyt, K., Coutinho, E., Peumans, M., Lambrechts, P., & Van Meerbeek, B. (2007). Influence of three specimen fixation modes on the micro-tensile bond strength of adhesives to dentin. *Dental Materials*, 26(5), 694–699. <http://doi.org/10.4012/dmj.26.694>
- Proença, J. P., Polido, M., Osorio, E., Erhardt, M. C. G., Aguilera, F. S., García-Godoy, F., Osorio, R., & Toledano, M. (2007). Dentin regional bond strength of self-etch

- and total-etch adhesive systems. *Dental Materials*, 23(12), 1542–1548. <http://doi.org/10.1016/j.dental.2007.02.001>
- Rosa, W. L., Piva, E., & Silva, A. F. (2015). Bond strength of universal adhesives: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Dentistry*, 43(7), 765–776. <http://doi.org/10.1016/j.jdent.2015.04.003>
- Salvio, L. A., Hipólito, V. D., Martins, A. L., & de Goes, M. F. (2013). Hybridization quality and bond strength of adhesive systems according to interaction with dentin. *European Journal of Dentistry*, 7(3), 315–326. <http://doi.org/10.4103/1305-7456.115416>
- Sano, H. (2006). Microtensile testing, nanoleakage, and biodegradation of resin-dentin bonds. *Journal of Dental Research*, 85(1), 11–14.
- Sattabanasuk, V., Vachiramon, V., Qian, F., & Armstrong, S. R. (2007). Resin–dentin bond strength as related to different surface preparation methods. *Journal of Dentistry*, 35(6), 467–475. <http://doi.org/10.1016/j.jdent.2007.01.002>
- Scherrer, S. S., Cesar, P. F., & Swain, M. V. (2010). Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: a critical literature review. *Dental Materials*, 26(2), e78–e93. <http://doi.org/10.1016/j.dental.2009.12.002>
- Sezinando, A., Luque-Martinez, I., Muñoz, M. A., Reis, A., Loguercio, A. D., & Perdigão, J. (2015). Influence of a hydrophobic resin coating on the immediate and 6-month dentin bonding of three universal adhesives. *Dental Materials*, 31(10), e236–e246. <http://doi.org/10.1016/j.dental.2015.07.002>
- Spencer, P., Ye, Q., Misra, A., Goncalves, S. E. P., & Laurence, J. S. (2014). Proteins, Pathogens, and Failure at the Composite-Tooth Interface. *Journal of Dental Research*, 93(12), 1243–1249. <http://doi.org/10.1177/0022034514550039>
- Spencer, P., Ye, Q., Park, J., Topp, E. M., Misra, A., Marangos, O., Wang, Y., Bohaty, B. S., Singh, V., Sene, F., Eslick, J., Camarda, K., & Katz, J. L. (2010). Adhesive/Dentin Interface: The Weak Link in the Composite Restoration. *Annals*

- of Biomedical Engineering*, 38(6), 1989–2003. <http://doi.org/10.1007/s10439-010-9969-6>
- Strobel, S., & Hellwig, E. (2015). The effects of matrix-metallo-proteinases and chlorhexidine on the adhesive bond. *Swiss Dental Journal*, 125(2), 134–145. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25734960>
- Ting, S., Chowdhury, A. A., Pan, F., Fu, J., Sun, J., Kakuda, S., Hoshika, S., Matsuda, Y., Ikeda, T., Nakaoki, Y., Abe, S., Yoshida, Y., & Sano, H. (2015). Effect of remaining dentin thickness on microtensile bond strength of current adhesive systems. *Dental Materials Journal*, 34(2), 181–188. <http://doi.org/10.4012/dmj.2014-130>
- Tjäderhane, L. (2015). Dentin Bonding: Can We Make it Last? *Operative Dentistry*, 40(1), 4–18. <http://doi.org/10.2341/14-095-BL>
- Ülker, M., Özcan, M., Şengün, A., Özer, F., & Belli, S. (2010). Effect of artificial aging regimens on the performance of self-etching adhesives. *Journal of Biomedical Materials Research. Part B, Applied Biomaterials*, 93(1), 175–184. <http://doi.org/10.1002/jbm.b.31572>
- Van Meerbeek, B., De Munck, J., Yoshida, Y., Inoue, S., Vargas, M., Vijay, P., Van Landuyt, K., Lambrechts, P., & Vanherle, G. (2003). Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Operative Dentistry*, 28(3), 215–235. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12760693>
- Van Meerbeek, B., Perdigão, J., Lambrechts, P., & Vanherle, G. (1998). The clinical performance of adhesives. *Journal of Dentistry*, 26(1), 1–20. [http://doi.org/10.1016/S0300-5712\(96\)00070-X](http://doi.org/10.1016/S0300-5712(96)00070-X)
- Van Meerbeek, B., Peumans, M., Poitevin, A., Mine, A., Van Ende, A., Neves, A., & De Munck, J. (2010). Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dental Materials*, 26(2), e100–e121. <http://doi.org/10.1016/j.dental.2009.11.148>

Van Meerbeek, B., Yoshihara, K., Yoshida, Y., Mine, A., De Munck, J., & Van Landuyt, K. L. (2011). State of the art of self-etch adhesives. *Dental Materials*, 27(1), 17–28. <http://doi.org/10.1016/j.dental.2010.10.023>

Wagner, A., Wendler, M., Petschelt, A., Belli, R., & Lohbauer, U. (2014). Bonding performance of universal adhesives in different etching modes. *Journal of Dentistry*, 42(7), 800–807. <http://doi.org/10.1016/j.jdent.2014.04.012>

Anexos

Anexo 1 - Resultados obtidos após aplicação da ANOVA *two-way*.

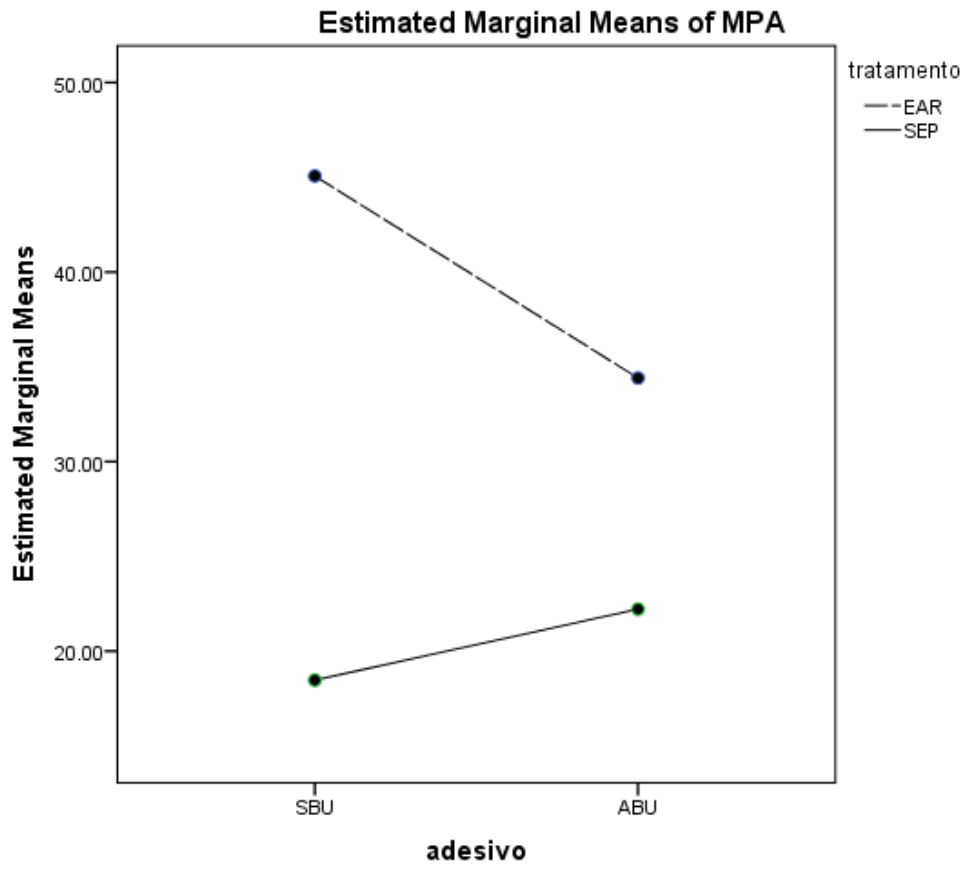
Tests of Between-Subjects Effects

Dependent Variable: MPa

Source	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	Sig.
Corrected Model	13878.790 ^a	3	4626.263	19.439	.000
Intercept	111741.004	1	111741.004	469.517	.000
adesivo	369.864	1	369.864	1.554	.215
aplicação	11646.341	1	11646.341	48.936	.000
adesivo * aplicação	1605.147	1	1605.147	6.745	.011
Error	28558.938	120	237.991		
Total	157339.041	124			
Corrected Total	42437.727	123			

a. R Squared = .327 (Adjusted R Squared = .310)

Anexo 2 - Gráfico ilustrativo da análise estatística entre os grupos amostrais.



Anexo 3 - Aprovação da Comissão de Ética da Egas Moniz para a realização deste estudo *in vitro*.



4

Ex.ma Senhora
Sofia de Lurdes Soares


Monte de Caparica, 29 de janeiro de 2015

Ex.ma Senhora,

Venho comunicar-lhe que o Pedido de Parecer que submeteu à apreciação da Comissão de Ética da Egas Moniz, com o tema denominado "*Nanoinfiltração na Interface Dentina/Adesivo utilizando Sistemas Adesivos Universais – Estudo in Vitro*", foi aprovado por unanimidade.

Com os melhores cumprimentos,

A Presidente da Comissão de Ética da Egas Moniz

Prof.^a Doutora  Maria Fernanda de Mesquita

c.c. – Prof. Doutor Mário Polido

EGAS MONIZ – COOPERATIVA DE ENSINO SUPERIOR, CRL
Campus Universitário – Quinta da Granja – Monte de Caparica
2829-511 Caparica

Anexo 4 - Documento que confirma a cedência dos dentes do Banco de Dentes Humanos da Clínica Dentária Universitária Egas Moniz para a realização deste estudo *in vitro*.



Excelentíssimos membros do júri,

A Direcção Clínica confirma que cedeu à aluna Sofia de Lurdes de Figueiredo Soares 20 molares hígidos do Banco de Dentes Humanos (BDH) da Clínica Dentária Universitária Egas Moniz (CDUEM), para a realização do trabalho de projecto final do Mestrado Integrado em Medicina Dentária, com o tema “Estudo *In Vitro* da Nanoinfiltração na Interface Dentina/Adesivo Utilizando Sistemas Adesivos Universais” e supervisionado pelo Professor Doutor Mário Polido.

Monte da Caparica, 1 de Junho de 2015

A Direcção Clínica

A handwritten signature in blue ink, likely belonging to a member of the Clinical Direction.

Anexo 5 - Consentimento informado para exodontia dos dentes.



CONSENTIMENTO INFORMADO PARA EXODONTIA

Eu, _____
portador do B.I. nº _____, do Arquivo _____
data _____, após ter recebido as informações que me foram
transmitidas durante a elaboração do diagnóstico clínico e radiográfico e não tendo
condição de receber tratamento conservador e consequente permanência na cavidade
oral por _____ (motivo da exodontia),
consinto na realização da(s) exodontia(s) do(s) dente(s)
_____, bem como a respectiva Doação dos Órgãos em
Questão ao Banco de Dentes Humanos do Instituto Superior de Ciências da Saúde
Egas Moniz, a fim de posterior utilização, sem fins lucrativos, em pesquisa científica e
ensino, preservando a minha identidade.

_____, de _____ de _____

Assinatura do doente, _____

Assinatura do responsável pela recolha, _____