



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

**MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA**

**ADESÃO AOS TECIDOS DENTÁRIOS - DESAFIOS**

Trabalho submetido por  
**Ana Filipa Alves Prior Proença**  
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

**Setembro de 2013**





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

**MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA**

**ADESÃO AOS TECIDOS DENTÁRIOS - DESAFIOS**

Trabalho submetido por:  
**Ana Filipa Alves Prior Proença**  
para obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Trabalho orientado por  
**Prof. Doutor Pedro Moura**

**Setembro de 2013**



Dedico à minha avó Elvira e à minha tia Antónia que não puderam presenciar a minha entrada  
na faculdade.



## **Agradecimentos**

Em primeiro lugar quero agradecer aos meus pais, Manuel e Isalinda, por todo o apoio incondicional e compreensão que sempre me deram. Sem esquecer os meus irmãos, Pedro e Tiago, e cunhadas, Maria e Mirele. Obrigada a toda a família por estarem sempre disponíveis para mim, pela motivação e carinho.

Ao Prof. Doutor Pedro Moura, orientador desta dissertação, obrigada pela contribuição valiosa na realização deste trabalho. Pela disponibilidade e pela partilha de conhecimentos e por ter despertado o meu interesse nesta área da Medicina Dentária.

A todos os meus colegas e professores do Instituto Superior Egas Moniz por terem feito parte da minha vida académica. Às minhas amigas Inês, Juliana, Micaela, Joana e Andreia. Em especial à minha parceira de box na clínica, Susana Patrício, pelos três anos de companheirismo, partilha, apoio e amizade. E à Cátia, por ter sido a verdadeira companheira na realização deste trabalho. A todas, obrigada por me incentivarem e por toda a vossa amizade e carinho.



## Resumo

A heterogeneidade dos substratos dentários é um factor determinante na durabilidade e na força do adesivo. Ao contrário do esmalte, a humidade e a composição orgânica da dentina tornam este substrato dentário desafiante durante o processo de adesão. A dentina afectada por cárie e as lesões cervicais não cariosas apresentam-se como tecidos onde a adesão é prejudicada. A presença do *smear layer* e de *smear plugs*, também surge como um factor condicionante da adesão. Actualmente, os sistemas adesivos são classificados de acordo com a forma como interagem com o *smear layer*, existindo, assim, dois tipos de abordagens de adesão: *self-etch* e *etch and rinse* e, dentro destas, quatro tipos de adesivos.

A interface adesiva é susceptível à degradação por absorção de água e à acção das metaloproteases da matriz dentinária. Os valores dos testes de força de adesivos, embora altos, não são concordantes com estabilidade adesiva a longo prazo. Deste modo, é imperativa a contínua investigação dos mecanismos subjacentes à degradação da interface adesiva e do modo como podemos prevenir a sua degradação e prolongar a sua longevidade.

A seguinte revisão bibliográfica tem como objectivo discutir os aspectos desafiantes na obtenção de uma adesão óptima aos tecidos dentários. São abordados os principais factores que interferem na adesão, os sistemas adesivos contemporâneos, o mecanismo de degradação e as estratégias actuais para a sua prevenção.

Palavras-chave: dentina; sistemas adesivos; MMPs; degradação hidrolítica



## **Abstract**

The heterogeneity of the dental substrates has influence in the bond strength and in its durability. Unlike enamel, moisture and organic composition of the dentin make this dental substrate challenging during the adhesion process. Caries-affected dentin and cervical lesions turn out to be tissues where bonding is hampered. The presence of smear layer and smear plugs emerges as a determinant factor for bonding. Currently, adhesive systems are classified according to the way they interact with the smear layer, therefore there are two types of adhesion approaches: self-etch and etch and rinse and, within these, four types of adhesives.

The adhesive interface is susceptible to degradation due to water sorption and to the matrix metalloproteinases. The values for the adhesive strength test, while high, are not stable over time and consistent with long-term adhesion. Thus, it is imperative to continue the research of the mechanisms underlying the degradation of the adhesive interface and how we can prevent their degradation and extend their longevity.

The following literature review aims to discuss the challenging aspects in obtaining a good adhesion to dental tissues. It covers the main factors that influence dental adhesion, contemporary adhesive systems, the degradation mechanisms and current strategies for their prevention.

Palavras-chave: dentin; dental adhesives; MMPs; hydrolytic degradation



## Índice

Introdução.....	15
Desenvolvimento.....	19
1. Esmalte.....	19
2. Dentina.....	22
2.1 Composição e morfologia.....	22
2.2 Factores condicionantes da adesão no tecido dentinário.....	23
2.3 Adesão a dentina afectada.....	26
2.4 Lesões cervicais não cariosas.....	28
3. Sistemas Adesivos.....	31
3.1 <i>Etch-and-Rinse</i> .....	31
3.2 <i>Self-Etch</i> .....	33
4. Degradação da Adesão.....	38
4.1 Papel das metaloproteases da matriz dentinária.....	38
4.2 Degradação hidrolítica por absorção de água.....	39
4.3 Infiltração incompleta dos monómeros de resina.....	41
4.4 Métodos preventivos da degradação da interface adesiva.....	43
Conclusões.....	49
Bibliografia .....	51

## Índice de Figuras

Figura 1 – Número e raio dos túbulos dentinários de acordo com a profundidade da dentina em dentes humanos (adaptado de Tjäderhane <i>et al.</i> , 2012).....	23
Figura 2 – Imagem de lesão de cárie obtida por microscopia de varrimento de ultra resolução com emissão de campo ( <i>FESEM</i> ) ( <i>in</i> Perdigão, 2010).....	28
Figura 3 – A superfície dentinária de uma lesão cervical não cariiosa ( <i>in</i> Valho <i>et al.</i> , 2012).....	29
Figura 4 – Imagem obtida por microscopia electrónica de varrimento de dentina condicionada com ácido fosfórico. ( <i>in</i> Perdigão, Reis, & Loguercio, 2013).....	31
Figura 5 – Microfotografia da interface adesiva criada por um sistema adesivo <i>etch-and-rinse</i> de três passos (adaptado de Van Meerbeek <i>et al.</i> , 2003).....	33
Figura 6 – Interfaces adesivas formadas por adesivos <i>self-etch</i> ( <i>in</i> Van Meerbeek <i>et al.</i> , 2011).....	36
Figura 7 – Ilustração esquemática da zona de dentina desmineralizada exposta devido a impregnação incompleta das fibras de colagénio pelo adesivo.....	42
Figura 8 – Interface resina-dentina formada por uma resina hidrofóbica ( <i>in</i> Perdigão <i>et al.</i> , 2013).....	46

## **Índice de Tabelas**

Tabela 1 – Padrões de desmineralização possíveis no esmalte após condicionamento ácido (adaptado de Galil & Wright, 1979) .....	20
---	----

## **Lista de Abreviaturas**

**MMP** – Metaloproteases da Matriz Dentinária

**HEMA** – 2-Hidroxietil Metacrilato

**BisGMA** – Bis Glicidil Metacrilato

**CHX** – Clorhexidina

## Introdução

O desenvolvimento da tecnologia na adesão dentária tem influenciado a dentisteria moderna, permitindo estabelecer um conceito de dentisteria minimamente invasiva. Esta abordagem baseia-se na conservação de tecido dentário, cingindo-se apenas à remoção do tecido cariado. O procedimento restaurador subsequente depende da eficácia de adesão dos materiais adesivos, evitando a remoção excessiva de tecido dentário para promover retenção mecânica (Cardoso *et al.*, 2011). Embora as restaurações com recurso a técnica adesiva obtenham um resultado mais estético e mais conservador, a sua longevidade clínica é curta (Van Meerbeek *et al.*, 2010).

O dente é constituído por dois tecidos mineralizados que podem ser submetidos a processos adesivos, esmalte e dentina (Ramos *et al.*, 2009). As variações morfológicas e físicas da dentina apresentam-se como factores adversos na obtenção de um substrato capaz de promover uma adesão duradoura entre o material restaurador e o tecido dentinário (Perdigão, 2010).

O mecanismo essencial de adesão aos tecidos dentários é baseado numa permuta, em que os minerais removidos dos tecidos duros dentários são substituídos por monómeros de resina que, após polimerização, são micro-mecanicamente interligados nas porosidades anteriormente criadas (Van Meerbeek *et al.*, 2011; Muñoz *et al.*, 2013). Os princípios fundamentais para a formação de uma boa interface adesiva são: criação de uma superfície limpa e rugosa, boa molhabilidade do substrato pelo material adesivo, interacção e adaptação íntimas e óptima polimerização (Marshall, Bayne, Baier, Tomsia, & Marshall, 2010).

A adesão requer um contacto íntimo entre o material e o substrato. De modo a obter uma área de contacto máximo entre o adesivo líquido e a superfície sólida, o substrato deve apresentar uma alta energia de superfície comparativamente com o líquido, contribuindo para que este se espalhe espontaneamente sobre o substrato. A molhabilidade da dentina influencia a eficácia da adesão em sistemas adesivos *etch-and-rinse* (Aguilar-Mendoza, Rosales-Leal, Rodríguez-Valverde, González-López, & Cabrerizo-Vílchez, 2008). A molhabilidade de um líquido num sólido caracteriza-se pelo ângulo de contacto que se forma entre o líquido e o sólido (Anusavice, Shen, & Rawls, 2013). A molhabilidade pode ser melhorada aumentando a energia de superfície dos substratos (dentina, esmalte e materiais sintéticos) e o líquido deve apresentar um ângulo de contacto baixo relativamente ao sólido (Tsujimoto *et al.*, 2010). Uma superfície dentária limpa e condicionada apresenta uma energia de superfície superior a uma-

superfície não preparada. A técnica de condicionamento ácido, que remove o *smear layer* e cria microporosidades, (Anusavice *et al.*, 2013) permite aumentar a energia de superfície (Tsujimoto *et al.*, 2010) e promover o humedecimento pelos monómeros adesivos (Anusavice *et al.*, 2013).

Buonocore, (1954) demonstrou, pela primeira vez, o fenómeno de adesão intraoral, com o condicionamento das superfícies de esmalte com ácido. A melhoria na adesão resina-esmalte pode ser explicada por vários factores: aumento da área de superfície devido à ação do ácido; exposição da estrutura orgânica do esmalte que servirá posteriormente como substrato de adesão, formação de uma nova superfície devido à precipitação de novas substâncias; remoção de esmalte inerte com exposição de uma superfície reativa mais propensa à adesão; e a presença de uma camada formada por grupos fosfatos polares na superfície de esmalte. Buonocore também conclui que o tratamento com ácido fosfórico produz uma adesão mais duradoura, quando comparado com o ácido oxálico-fosforomolibdato.

Actualmente, o agente de condicionamento ácido mais usado ainda é o ácido fosfórico (Anusavice *et al.*, 2013).

Fusayama, Nakamura, Kurosaki, & Iwaku (1979) introduziram o conceito de *total-etch*, que se baseia na desmineralização simultânea da dentina e do esmalte com ácido fosfórico a 37%. O estudo demonstrou não só o aumento de retenção da restauração, mas também o facto de não haver danos no tecido pulpar. Em comparação com o esmalte, o condicionamento ácido da dentina apresenta-se mais sensível à técnica devido à complexidade do substrato dentinário. O ácido expõe a rede de colagénio depois de uma aplicação de aproximadamente 15 segundos, quando a utilização é feita em formato gel. De seguida, a superfície deve ser lavada com água durante 20 segundos. Ao contrário do esmalte, a dentina não pode ser totalmente seca, sob pena do colapso da rede de colagénio por desidratação excessiva.

O condicionamento ácido da dentina com ácido fosfórico melhora significativamente a molhabilidade, cerca de 35%, e promove o aumento do conteúdo de água, tanto na dentina intertubular como dentro dos túbulos. O conteúdo de água é aproximadamente 25% antes do condicionamento e 75% depois (Aguilar-Mendoza *et al.*, 2008).

Um estudo subsequente de Nakabayashi, Kojima, & Masuhara, (1982) demonstrou que resinas hidrofílicas podem infiltrar a camada superficial de fibras de colagénio desmineralizadas e formar uma camada de dentina infiltrada com resina, que possui alta força coesiva, denominada de camada híbrida. A penetração dos monómeros, com subsequente polimerização, permite evitar a concentração de *stress*. Na camada híbrida, a formação dos *resin tags* e ramos laterais origina retenções micromecânicas entre a resina e o substrato desmineralizado. A retenção micromecânica é o mecanismo principal de adesão resina-dentina. A formação da camada híbrida aumenta o selamento, que, conseqüentemente, diminui a sensibilidade pós-operatória, contribui para uma melhor adaptação marginal e pode ainda actuar na compensação do *stress* de contração de polimerização (Duarte Jr, Perdigão, & Lopes, 2006). A penetração da resina na dentina intertubular é o factor principal que influencia a força do adesivo (Albaladejo, Osorio, Toledano, & Ferrari, 2010).

Actualmente, o desenvolvimento de sistemas adesivos simples surge no sentido de minimizar os erros, inadvertidamente cometidos durante a sua aplicação e que podem comprometer o sucesso da adesão. Os sistemas adesivos actuais são classificados de acordo com a interação com o tecido dentário, assim podem ser *etch-and-rinse* ou *self-etch* (Van Meerbeek *et al.*, 2011). A adesão ao esmalte com recurso ao ácido ortofosfórico, por meio de sistemas adesivos *etch-and-rinse*, é visto como um procedimento bem-sucedido. Os sistemas *self-etch* produzem forças adesivas inferiores no esmalte, mas têm maior relevância na dentina (Erickson, Barkmeier, & Latta, 2009).

Embora as forças de adesão dos sistemas adesivos contemporâneos demonstrem ser bastante elevadas, após envelhecimento, ocorrem reduções significativas na força adesiva devido à degradação da camada híbrida (Breschi *et al.*, 2008). A adesão resina-dentina é menos duradoura (Reis, Carrilho, Breschi, & Loguercio, 2013), com recurso tanto a sistemas adesivos *self-etch* como *etch-and-rinse* (Hashimoto, 2010).

O sucesso clínico de uma restauração a resina composta está dependente de uma adesão eficaz e duradoura, tanto ao esmalte como à dentina (Tuncer, Yazici, Özgünaltay, & Dayangac, 2013), sendo esta última aquela que representa o maior desafio em termos de adesão à estrutura dentária.



## Desenvolvimento

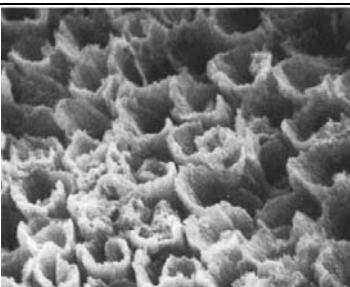

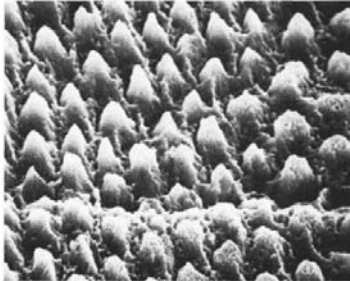
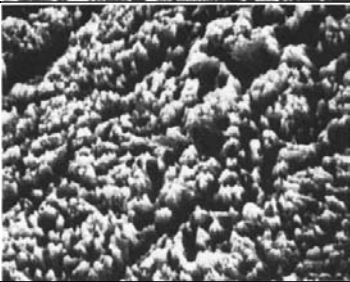
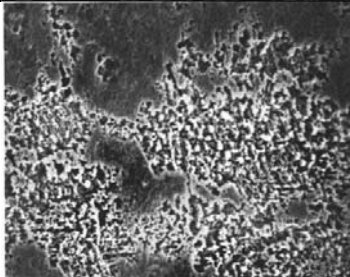
### 1 – Esmalte

O esmalte é o tecido biológico que apresenta maior dureza (Berkovitz, Holland, & Moxham, 2009; Oliveira et al., 2010) e, devido à sua alta mineralização, resiste a forças de impacto e de cisalhamento. Tem um alto módulo de elasticidade, mas apresenta baixa resistência à tração (Berkovitz *et al.*, 2009). O comportamento de deformação sobre carga é essencial em dentisteria operatória (Ang, Bortel, Swain, Klocke, & Schneider, 2010).

O principal componente mineral do esmalte é a hidroxiapatite, que compreende cerca de 92% do volume deste tecido, correspondendo a 97% de peso (Ikemura, Kadoma, & Endo, 2011). A microestrutura de esmalte é formada por cristais, sob a forma de primas ou hastes que atravessam perpendicularmente a junção amelodentinária (Ang et al., 2010; Oliveira et al., 2010) até, aproximadamente, 6-12µm abaixo da superfície do dente. Os cristais estão envolvidos por 1-2 nm de camada orgânica (Ang *et al.*, 2010).

O material orgânico corresponde a 1-2% por peso do tecido e está representado por proteínas, que podem ser amelogeninas ou não-amelogeninas. A presença de água está relacionada com a porosidade do tecido e constitui 2% de peso e 5-10% de volume (Berkovitz *et al.*, 2009). As proteínas e a água tendem a acumular-se em regiões menos densas (Ang *et al.*, 2010).

O condicionamento ácido no esmalte remove o *smear layer* e expõe os prismas de esmalte até 10 *microns*, de modo a aumentar a energia de superfície e criar retenção (Anusavice *et al.*, 2013). As características retentivas da superfície de esmalte desmineralizada dependem da composição química do próprio esmalte, do tipo e concentração do ácido e do tempo de condicionamento (Cerci, Roman, Guariza-Filho, Camargo, & Tanaka, 2012). A energia de superfície assegura a capacidade dos monómeros resinosos molharem a superfície e infiltrarem os microporos, formando, após polimerização, *resin tags* (Anusavice *et al.*, 2013). Existem cinco padrões de desmineralização possíveis (Tabela 1) (Galil & Wright, 1979).

Tipo 1	Dissolução preferencial dos centros dos prismas, resultando numa aparência tipo favo de mel	
Tipo 2	Dissolução preferencial da periferia dos prismas, resultando numa aparência tipo paralelepípedo	
Tipo 3	Mistura do tipo 1 e do tipo 2	
Tipo 4	Superfícies de esmalte que se assemelham a mapas ou redes inacabadas	
Tipo 5	Superfícies lisas e planas	

**Tabela 1:** Padrões de desmineralização possíveis no esmalte após condicionamento ácido (adaptado de Galil & Wright, 1979)

Cerci *et al.*, (2012) demonstraram que o aumento do tempo de condicionamento causa alterações na superfície do esmalte que não se traduzem necessariamente numa melhoria da adesão. Verifica-se, assim, apenas uma perda significativa de tecido dentário, sem um aumento da retenção do material ao esmalte.

Segundo Hobson & McCabe, (2002) não existe relação significativa entre a força adesiva e o padrão de desmineralização. A exposição dos cristais de hidroxiapatite e a porosidade do esmalte são mais importantes do que a obtenção de um padrão de desmineralização bem definido (Cerci *et al.*, 2012).

O fenómeno de adesão no esmalte é conseguido, essencialmente, através da formação de *resin tags* (Van Meerbeek *et al.*, 2010). A resina infiltrada impregna cada cristal de hidroxiapatite individualmente, criando *micro-tags* e constituindo a camada híbrida que promove o mecanismo de nanoretensão entre a estrutura dentária e o material resinoso. Segundo Cerci *et al.*, (2012), os *micro-tags* contribuem mais para a eficácia da adesão do que os *macro-tags* que preenchem o espaço adjacente aos prismas de esmalte.

A presença de esmalte nas margens de uma cavidade contribui para o selamento da mesma, impedindo a infiltração de fluidos orais e bactérias, o que contribui para a durabilidade da adesão à dentina adjacente (Bortolotto, Doudou, Kunzelmann, & Krejci, 2012; Carvalho, Manso, Geraldeli, Tay, & Pashley, 2012). O facto de o esmalte ser um substrato intrinsecamente seco, apresentando uma quantidade insignificante de água, evita o comprometimento da polimerização da resina. Assim, a existência de uma margem de esmalte na cavidade garante, de alguma forma, um desempenho mais previsível a longo-termo da restauração a compósito (Gamborgi, Loguercio, & Reis, 2007).

## 2 – Dentina

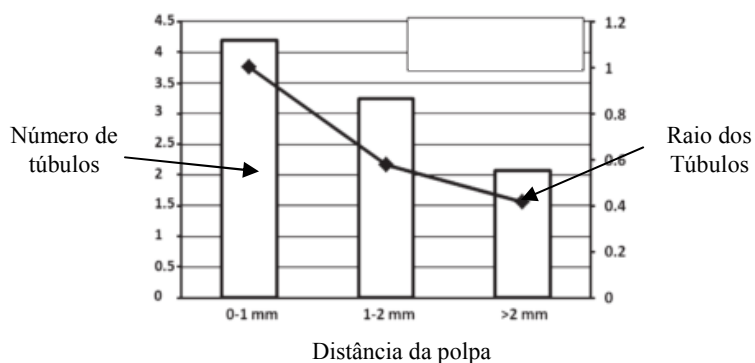
### 2.1 – Composição e morfologia

A dentina é um tecido hidratado que tem um papel protector da polpa e também de suporte para o esmalte. É constituída, aproximadamente, por 50% de material inorgânico, 30% de material orgânico e 20% de água (Spencer *et al.*, 2010). A componente mineral inorgânica é constituída por cristais de hidroxiapatite que se encontram entre as fibras de colagénio (Berkovitz *et al.*, 2009). O colagénio tipo I apresenta-se como o maior constituinte orgânico, (Spencer *et al.*, 2010) representando 90% da matriz orgânica (Berkovitz *et al.*, 2009). É responsável pela força de tensão da dentina e pelas suas propriedades bioquímicas (Zhang & Kern, 2009).

Dentro das proteínas não colagénicas, destacam-se as proteoglicanas, fosfoproteínas e proteínas ricas em  $\gamma$ -carboxyglutamato (Bertassoni, Orgel, Antipova, & Swain, 2012). As proteínas não colagénicas têm um papel importante na dentinogénese, na regulação e controlo do crescimento dos cristais e na mineralização. Tanto as proteínas colagénicas como as não colagénicas são secretadas pelos odontoblastos (Zhang & Kern, 2009; Tjäderhane, Carrilho, Breschi, Tay, & Pashley, 2012). A matriz orgânica e a arquitectura tubular proporcionam características compressivas, resistência à tracção e flexibilidade superiores às do esmalte (Berkovitz *et al.*, 2009). As propriedades mecânicas compressivas da dentina devem-se à densidade e arranjo dos cristais de apatite. A matriz de colagénio contribui, significativamente, para a resistência à tracção. A resistência do colagénio à clivagem térmica e proteolítica deve-se, essencialmente, ao arranjo intermolecular (Carrilho *et al.*, 2009).

Uma característica exclusiva da dentina é a presença de túbulos dentinários que percorrem este tecido desde a junção amelodentinária até à polpa na dentina coronal, e desde a junção amelocimentária até à polpa radicular (Perdigão, 2010; Schiltz-Taing, Wang, Suh, Brown, & Chen, 2011). Os túbulos representam o rasto deixado pelos prolongamentos dos odontoblastos e a sua densidade e orientação variam de acordo com a localização, sendo mais densa próximo da polpa (Spencer *et al.*, 2010). Cada túbulo tem forma de cone invertido, com o maior diâmetro direccionado para a polpa (Carvalho *et al.*, 2012b), diminuindo em direcção ao esmalte (Fig. 1) (Tjäderhane *et al.*, 2012). Internamente é revestido por dentina peritubular, rica em conteúdo mineral. Por outro lado a dentina intertubular é constituída por material orgânico,

fibras de colagénio que têm um papel fundamental no processo de adesão (Ramos *et al.*, 2009; Carvalho *et al.*, 2012b). A dentina peritubular é cerca de 5 a 12% mais mineralizada do que a dentina intertubular (Berkovitz *et al.*, 2009).



**Fig. 1:** Número e raio dos túbulos dentinários de acordo com a profundidade da dentina coronal em dentes humanos (adaptado de Tjäderhane *et al.*, 2012).

As propriedades físicas do tecido dentinário dependem, maioritariamente, do conteúdo mineral e da densidade tubular (Ramos *et al.*, 2009). As variações no calibre e na densidade dos túbulos resultam numa alteração significativa na permeabilidade da dentina (Carvalho *et al.*, 2012b). Este sistema tubular constitui, não só o percurso de transmissão de estímulos sensitivos, como o percurso para agentes nocivos alcançarem a polpa. Permite, também, a penetração dos monómeros resinosos essenciais ao mecanismo de adesão (Mjör, 2009).

De acordo com o sítio, função e origem, existem diversos tipos de dentina: junção amelodentinária, dentina do manto, dentina primária, dentina secundária e dentina terciária. Esta última é formada como resposta defensiva para proteger o tecido pulpar e traduz-se num aumento de espessura de dentina. Pode ser ainda dividida em reacionária e reparativa (Tjäderhane *et al.*, 2012).

## 2.2 – Factores condicionantes da adesão no tecido dentinário

A adesão à dentina está dependente da sua estrutura tubular, do conteúdo orgânico e da humidade intrínseca (Perdigão, Sezinando, & Monteiro, 2013b). A profundidade da dentina, a idade, a esclerose e a cárie interferem, igualmente, na qualidade da adesão resina-dentina (Carvalho *et al.*, 2012b).

A orientação dos túbulos dentinários tem uma grande influência nas propriedades físicas deste tecido e no processo de adesão na técnica de *total-etch*, na formação dos *resin tags* e da camada híbrida. Quando os túbulos dentinários estão perpendiculares à superfície dentinária são observados *resin tags* longos e sólidos. Pelo contrário, quando a superfície de adesão se encontra paralela à orientação tubular, não há formação de *resin tags* (Perdigão, 2010; Schiltz-Taing *et al.*, 2011).

A permeabilidade da dentina aumenta, significativamente, com a profundidade da cavidade, devido às diferenças de forma e número dos túbulos entre a dentina superficial e mais profunda, perto da polpa (Perdigão, 2010). Com a idade, ocorre um aumento na mineralização do tecido dentinário, (Mjör, 2009; Perdigão *et al.*, 2013b) por crescimento da dentina peritubular, o que resulta na oclusão dos túbulos dentinários. Este tamponamento diminui a resposta pulpar (Mjör, 2009). O conseqüente aumento da espessura da dentina resulta, também, numa redução da sua permeabilidade. Esta redução tem repercussões na força adesiva, uma vez que a permeabilidade da dentina é crucial no processo adesivo (Perdigão *et al.*, 2013b).

Quando a dentina se apresenta desmineralizada, a concentração de água aumenta significativamente, influenciando as suas propriedades mecânicas e o processo de adesão (Carvalho *et al.*, 2012b). A humidade da dentina provém não só dos túbulos, mas também do meio oral e do processo de lavagem durante a aplicação do sistema adesivo (Ramos *et al.*, 2009). Ao contrário da superfície de esmalte, que necessita estar seca para criar uma adesão forte com a resina adesiva hidrofóbica, a dentina, condicionada com ácido, tem de estar húmida para haver penetração dos monómeros adesivos e formação da camada híbrida. A quantidade de água presente na dentina, após ataque ácido, é crucial (Anusavice *et al.*, 2013).

A humidade da superfície dentinária influencia a qualidade da interface adesiva e pode contribuir para a diminuição da força do adesivo (Perdigão, 2010). Isto acontece porque a ausência de água provoca o colapso da rede de colagénio e a formação de uma camada impermeável, que impede a infiltração da resina e subsequente hibridização. O colapso da rede de colagénio reduz a porosidade e inibe a penetração da resina na superfície desmineralizada. Assim, há um comprometimento da integridade da adesão, bem como a estabilidade e força da restauração. Na presença de uma rede de colagénio colapsada, o adesivo não infiltra metade da superfície desmineralizada. É provável que, em condições clínicas, fluidos orais possam atravessar a rede de fibras de colagénio expostas, e enzimas bacterianas possam atacar o colagénio. Todos

estes factores, em acção cumulativa, podem comprometer a integridade marginal da restauração (Spencer & Wang, 2002).

Por outro lado, uma quantidade exagerada de água na rede de colagénio promove, posteriormente, locais de microinfiltração. Os poros existentes no tecido dentinário, após o condicionamento ácido, são similares a pequenos canais preenchidos com água e fluido dentinário. Esta humidade prejudica a difusão dos monómeros resinosos, reduzindo a humidade das fibras de colagénio e da porção mineralizada. Os monómeros sofrem, assim, diluição e precipitação, formando *gaps* de dimensões nanométricas dentro da camada híbrida, prejudicando a qualidade do selamento dentinário (Duarte Jr et al., 2006). Uma remoção não completa do solvente representará, posteriormente, áreas de polimerização incompleta e/ou formação de um hidrogel dentro da camada adesiva. Assim, formam-se canais na interface adesiva que podem acelerar o transporte de água extrínseca (Reis, Klein-Júnior, de Souza, Stanislawczuk, & Loguercio, 2010).

Conclui-se, portanto, que a aplicação de um *primer* é essencial para manter a rede de colagénio hidratada, enquanto o excesso de água é removido (Berkovitz *et al.*, 2009). Ainda que haja formação de *resin tags* com remoção do *smear layer* e *smear plugs*, poderá ocorrer migração de fluido dentinário com repercussões na força da interface dentina-adesivo, em especial na face oclusal. Uma diminuição na força adesiva resulta do facto de resinas hidrofóbicas não aderirem a superfícies hidrofílicas (Schiltz-Taing *et al.*, 2011).

A presença de *smear layer* também se apresenta como uma variável importante no desenvolvimento de uma adesão resistente na interface resina-dentina (Spencer *et al.*, 2010). O *smear layer* forma-se após a preparação da superfície dentária e é constituído por resíduos orgânicos (colagénio desnaturado) e inorgânicos (hidroxiapatite) (Perdigão, 2010; Carvalho *et al.*, 2012b). O colagénio desnaturado pode adquirir uma consistência gelatinosa, como resultado da fricção e calor gerados na instrumentação (Perdigão, 2010). A estrutura e o tamanho da camada de *smear layer* podem variar segundo a técnica de preparação utilizada (Van Meerbeek *et al.*, 2011).

A composição pode variar com a profundidade, reflectindo a própria composição da dentina em diferentes áreas do dente. O *smear layer* preenche os orifícios dos túbulos dentinários, originando os *smear plugs* e diminuindo a permeabilidade da dentina em 86%. A densidade

do *smear layer* tem um papel mais preponderante na eficácia dos adesivos do que a sua espessura, nomeadamente nos *self-etch* (Perdigão, 2010).

Alterações na estrutura da dentina podem ter origem pulpar, com bloqueio do lúmen do túbulo dentinário, ou com diminuição do seu diâmetro. Estas modificações visam prevenir a penetração de bactérias e materiais tóxicos em direção à polpa, formando-se dentina esclerótica e dentina reparadora. Este tipo de dentina difere da dentina fisiológica, pois a sua formação é despoletada pelo processo cariogénico, procedimentos restauradores, atrição. Nestes casos, a sua formação é confinada ao sítio afectado. A oclusão tubular é mais comum na dentina esclerótica, sendo responsável pelo aspecto transparente e pelo elevado conteúdo mineral, quando comparado com a dentina normal (Perdigão, 2010).

### **2.3 – Adesão a dentina afectada**

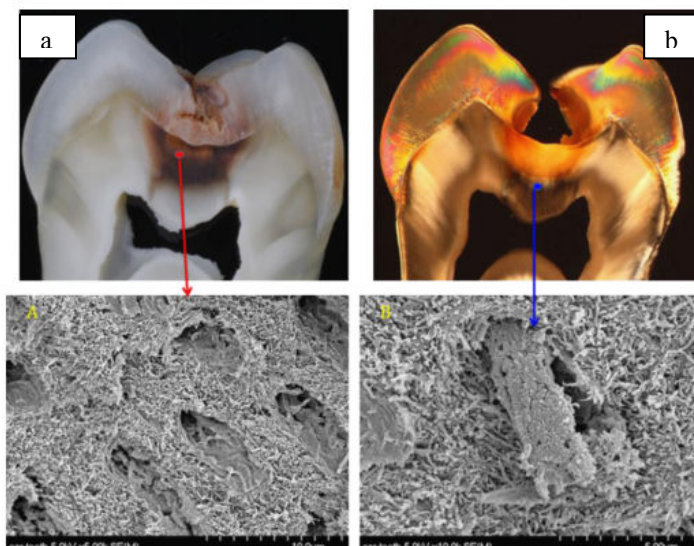
A dentina cariada tem por base duas camadas distintas (Perdigão, 2010; Nakajima, Kunawarote, Prasansuttiporn, & Tagami, 2011). A camada exterior, altamente descalcificada, que apresenta desnaturação irreversível do colagénio (Perdigão, 2010) com desaparecimento das ligações cruzadas e que não é passível de remineralização, denominada de dentina infectada por cárie (Nakajima *et al.*, 2011). A camada interior encontra-se parcialmente descalcificada (Fig.2a) com fibras de colagénio ligadas a cristais de hidroxiapatite (Perdigão, 2010). Esta camada de dentina afectada por cárie, não está infectada e é passível de ser remineralizada. A dentina afectada não deve ser removida, constituindo, em grande parte, o substrato para a adesão (Nakajima *et al.*, 2011). Assim, por ser clinicamente relevante, a eficácia dos sistemas adesivos deve ser avaliada neste tipo de substrato dentinário (Carvalho *et al.*, 2012b).

Os sistemas adesivos contemporâneos apresentam valores de força adesiva inferiores (20-50%) na dentina afectada por cárie em comparação com a dentina intacta (Erhardt, Toledano, Osorio, & Pimenta, 2008; Carvalho *et al.*, 2012b; Joves *et al.*, 2013) e ainda mais baixos em adesão a dentina infectada. Estes valores estão directamente relacionados com as alterações do substrato, consequentes da progressão da lesão de cárie, (Almeida Neves, Coutinho, Cardoso, Lambrechts, & Van Meerbeek, 2011) criando um substrato com propriedades mecânicas reduzidas (Carvalho *et al.*, 2012b).

Segundo um estudo de Yong Wang, Spencer, & Walker (2006), existem alterações estruturais e químicas no tecido dentinário afectado por cárie em comparação com dentina não cariada. O conteúdo mineral em fosfato e carbonato diminui, e a composição mineral também é diferente da apatite normal, devido aos ciclos de desmineralização-remíneralização, existindo uma dissolução maior de iões de carbono no processo cariogénico. Também a estrutura secundária do colagénio aparece alterada em dentina afectada por cárie.

As modificações na composição e estrutura da dentina afectada têm repercussões significativas na interface entre adesivo e tecido dentinário (Wang *et al.*, 2006). A dentina afectada caracteriza-se por uma maior quantidade de água e um elevado grau de porosidade, o que permite uma difusão dos agentes acídicos, bem como dos monómeros adesivos (Erhardt *et al.*, 2008). A profundidade de desmineralização em dentina afectada por cárie é duas vezes mais profunda em comparação com dentina não cariada e não é uniforme. Isto pode ser explicado pelo facto de este tipo de dentina se apresentar parcialmente desmineralizada. Também a presença de depósitos de  $\beta$ -fosfato-tricálcico, que têm solubilidade inferior à hidroxiapatite, limita a desmineralização do substrato. A solução poderia passar por aumentar o tempo de condicionamento de modo a dissolver estes depósitos. Contudo, isso também contribuiria para a produção de uma desmineralização mais profunda e, conseqüentemente, mais resistente à infiltração dos monómeros (Wang *et al.*, 2006).

Embora haja formação de uma camada híbrida mais espessa (Carvalho *et al.*, 2012b), a presença de aglomerados minerais resistentes à acção do ácido prejudica a posterior infiltração da resina (Wang *et al.*, 2006; Erhardt *et al.*, 2008), independentemente do tipo de sistema adesivo (Carvalho *et al.*, 2012b). A oclusão dos túbulos impede o uso dos túbulos dentinários como vias de infiltração dos monómeros (Fig.2b). A penetração restringe-se por canais de difusão estreitos entre as fibras de colagénio (Wang *et al.*, 2006). Também a polimerização se apresenta reduzida neste tipo de substrato (Carvalho *et al.*, 2012b) devido a um maior conteúdo residual de água, por consequência de uma desmineralização mais profunda. Este excesso de água interfere, igualmente, com a penetração dos monómeros (Wang *et al.*, 2006).



**Fig. 2:** Imagem de lesão de cárie obtida por microscopia de varrimento de ultra resolução com emissão de campo (*FESEM*): (a) dentina parcialmente desmineralizada em transição para dentina afectada por cárie; (b) túbulos ocluídos por depósitos minerais na área de dentina afectada por cárie. (*in* Perdigão, 2010)

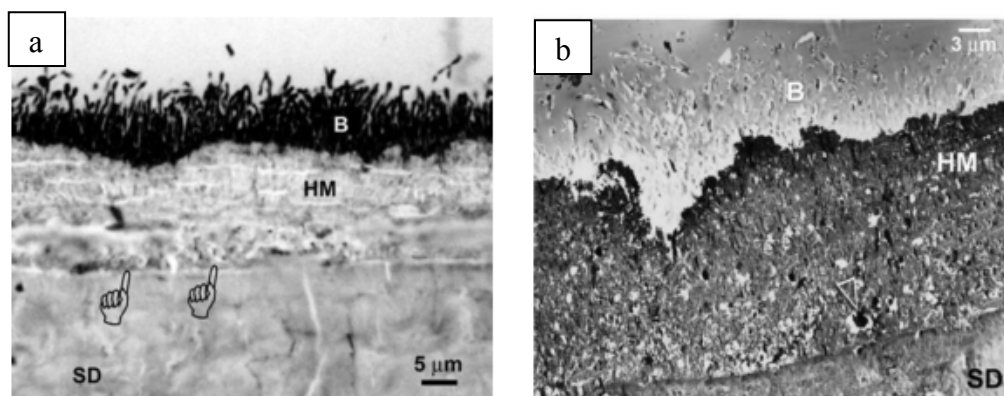
Os adesivos do tipo *etch-and-rinse* produzem valores imediatos mais altos de força adesiva em relação aos *self-etch*. Contudo, estas diferenças não são significativas após o armazenamento a curto-prazo em água. As interfaces adesivas com dentina afectada por cárie são mais susceptíveis à degradação hidrolítica, ao longo do tempo. Isto deve-se, essencialmente, à presença de uma zona rica em colagénio no interior da camada híbrida, que não foi completamente infiltrada pela resina (Erhardt *et al.*, 2008).

#### 2.4 – Lesões cervicais não cariosas

As lesões cervicais não cariosas podem ser causadas por erosão, abrasão e/ou abfração e são muito comuns na prática clínica. Estas lesões são restauradas não só por motivos estéticos, mas também para diminuir a hipersensibilidade e prevenir a perda de estrutura dentária adicional (Kubo, Yokota, Yokota, & Hayashi, 2013).

Estas lesões apresentam uma estrutura singular, não sendo semelhante a outro tipo de dentina (Carvalho *et al.*, 2012b). Caracterizam-se por uma morfologia não retentiva e margens em dentina ou cimento (Kubo *et al.*, 2013). A dentina destas lesões contém uma camada superficial hipermineralizada, de espessura variável, com várias inclusões bacterianas sobre um substrato de fibras de colagénio desnaturadas (Fig.3). Internamente, surge uma dentina com túbulos irregulares ocluídos por aglomerados minerais, (Carvalho *et al.*, 2012b) característicos da

dentina esclerótica (Carvalho *et al.*, 2012b; Kubo *et al.*, 2013). Quanto mais esclerótica for a dentina, mais difícil é estabelecer a adesão, (Kubo *et al.*, 2013) devido a uma maior extensão de túbulos ocluídos (Tay & Pashley, 2004).



**Fig. 3:** A superfície dentinária de uma lesão cervical não cariosa. (a) Imagem microscópica da parte mais profunda da lesão. B: bactérias manchadas não mineralizadas; HM: camada superficial hipermineralizada que recobre a lesão; SD: dentina esclerótica intacta. Os ponteiros indicam as bactérias mineralizadas remanescentes. (b) Micrografia de transmissão electrónica correspondente da mesma área da lesão cervical não cariosa. A hipermineralização da camada superficial (HM) é identificada pela sua densidade electrónica em comparação com a dentina esclerótica subjacente (SD). (*in* Valho *et al.*, 2012)

À semelhança da dentina afectada por cárie, as forças adesivas destas lesões foram registadas como sendo 20-40% inferiores, quando comparadas com dentina sã, independentemente do sistema adesivo utilizado (Carvalho *et al.*, 2012a; Carvalho *et al.*, 2012b). Isto deve-se, essencialmente, à presença de uma matriz microbiana e aprisionamento de bactérias durante a formação da camada híbrida, à incompleta dissolução da camada hipermineralizada pelos ácidos, à presença de colagénio desnaturado na base da camada hipermineralizada e à presença de aglomerações escleróticas que obliteram os túbulos (Carvalho *et al.*, 2012b).

Todas estas estruturas características da dentina esclerótica assemelham-se à presença de *smear layer* e *smear plugs* em dentina sã, porque actuam como potenciais barreiras à difusão dos *primers* e infiltração da resina. A camada superficial hipermineralizada apresenta variações de espessura, sendo mais fina nas superfícies gengival e oclusal em comparação com zonas mais profundas dos defeitos em cunha. Uma diminuição na espessura da camada hipermineralizada permite uma melhor desmineralização da mesma, traduzindo-se numa camada híbrida com espessura consistente e similar com dentina sã. Por outro lado, a camada híbrida formada nas áreas mais profundas tem uma aparência irregular, devido à presença de

uma barreira à difusão da resina. Em suma, como resultado das variações de espessura da camada hipermineralizada, forma-se uma camada híbrida não uniforme (Tay & Pashley, 2004).

As características químicas e estruturais dos substratos influenciam grandemente o mecanismo de adesão e, conseqüentemente, a eficácia dos sistemas adesivos. Os bordos irregulares da camada híbrida e a presença de inclusões bacterianas são apontados como pontos de criação de tensões que causam falha prematura quando a interface está sob *stress* (Carvalho *et al.*, 2012b). As variações extremas na morfologia da camada híbrida são provavelmente responsáveis pelos grandes desvios-padrão nas medições de microtração de adesão a dentina esclerótica (Tay & Pashley, 2004). Curiosamente, são reportadas altas taxas de sobrevivência das restaurações destas lesões, sugerindo incongruências entre os resultados obtidos laboratorialmente e a realidade clínica (Carvalho *et al.*, 2012a).

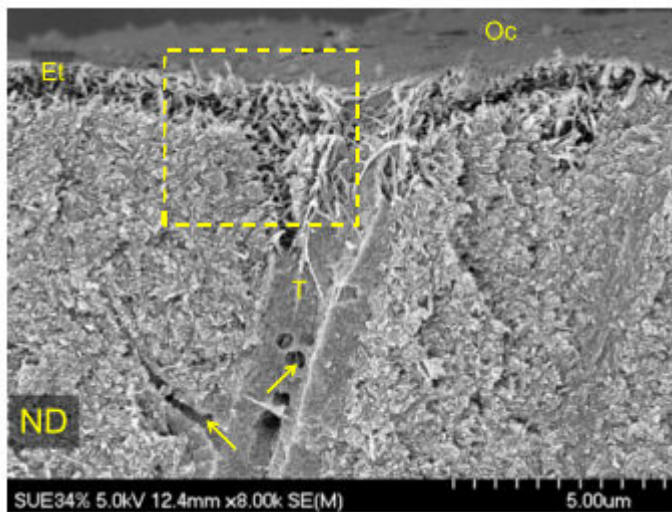
A criação de rugosidades na superfície com brocas, de modo a remover a camada hipermineralizada antes do procedimento adesivo, resultou em camadas híbridas mais espessas com diferentes sistemas adesivos, não aumentando a retenção destas cavidades (Carvalho *et al.*, 2012b). Contudo, uma preparação superficial com uma broca diamantada é recomendada numa cavidade menos invasiva possível (Zimmerli, De Munck, Lussi, Lambrechts, & Van Meerbeek, 2012). O prolongamento do tempo de aplicação do ácido de 20 segundos para 30, aumentou a força de adesão em alguns adesivos, mas reduziu noutros (Carvalho *et al.*, 2012b). A desinfecção da superfície, com recurso a clorhexidina a 2% ou a adesivos antibacterianos antes do procedimento adesivo, pode ser útil devido à presença de inclusões bacterianas (Tay & Pashley, 2004).

A eficácia clínica dos sistemas adesivos é avaliada mediante a *performance* de restaurações de lesões cervicais não cariosas. Esta abordagem permite evidência directa da capacidade do adesivo aderir efectivamente ao substrato, visto não existir qualquer retenção por parte da cavidade. Contudo, a presença de dentina esclerótica não é representativa do tipo de lesões encontradas nas diferentes superfícies dentárias susceptíveis de adesão (Carvalho *et al.*, 2012a)

### 3 – Sistemas Adesivos

#### 3.1 – *Etch and Rinse*

A técnica *etch-and-rinse* exige o condicionamento ácido da superfície dentária com ácido ortofosfórico (Cardoso *et al.*, 2011). O condicionamento ácido provoca desmineralização selectiva da superfície, o que aumenta a energia de superfície, a porosidade do esmalte e a área de superfície (Cerci *et al.*, 2012). O ácido remove também o *smear layer* (Muñoz *et al.*, 2013). Na dentina há exposição da rede de colagénio (Fig.4) (Cardoso *et al.*, 2011; Muñoz *et al.*, 2013). A desmineralização do tecido dentinário por condicionamento ácido é um processo complexo restrito à camada mais externa de dentina. Após este procedimento, é possível distinguir três camadas: a primeira, camada superficial de colagénio desorganizado; a segunda, intermédia, camada de fibras densa e a terceira, uma área mais profunda, com alguns cristais minerais dispersos e algumas fibras de colagénio expostas aleatoriamente. O tamanho das porosidades na dentina varia entre 10 a 50 nm e estão preenchidos por água e fluido dentinário (Duarte Jr *et al.*, 2006).



**Fig. 4:** Imagem obtida por microscopia electrónica de varrimento de dentina condicionada com ácido fosfórico a 34% durante 15 segundos. Os ponteiros indicam anastomoses tubulares. Oc = superfície oclusal; Et= dentina desmineralizada com fibras de colagénio expostas; T=túbulo dentinário; ND= dentina normal (*in* Perdigão, Reis, & Loguercio, 2013)

Os bons resultados obtidos com o ataque ácido convencional são atribuídos à morfologia da interface, que é obtida quando o condicionamento do esmalte é feito com ácido ortofosfórico em concentrações que variam entre 34-37%. A penetração da resina é bastante extensa, a

estrutura tridimensional é curvilínea e a transição entre a resina e o esmalte é distribuída por vários *microns* (Erickson *et al.*, 2009). Os sistemas *etch-and-rinse* promovem a adesão mais duradoura ao esmalte, devido sobretudo à acção do ácido ortofosfórico (Peumans *et al.*, 2010). As forças adesivas para os sistemas *etch-and-rinse* decrescem quando a concentração de ácido utilizada desce 2 a 5% (Erickson *et al.*, 2009).

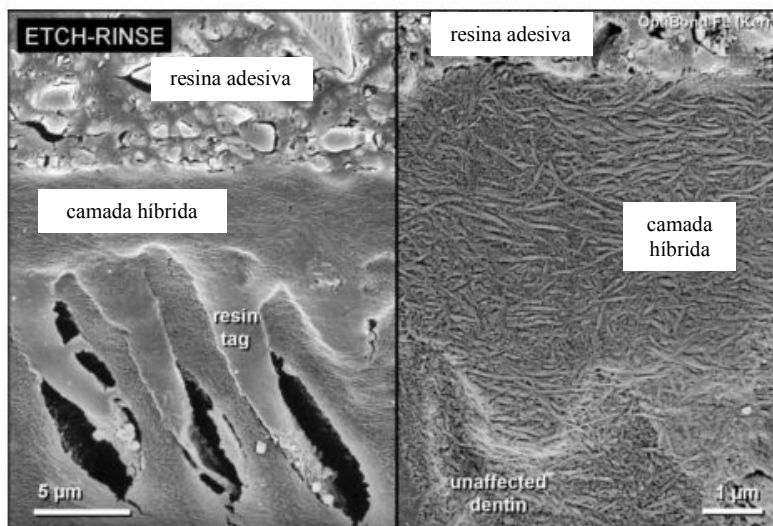
O passo seguinte consiste na aplicação de um *primer* contendo monómeros hidrofílicos, como o 2-hidroxietil metacrilato (HEMA), dissolvidos em solventes orgânicos, como acetona, etanol ou água. Enquanto o HEMA é responsável por melhorar a molhabilidade e promover a re-expansão da rede de colagénio, os solventes têm a capacidade de deslocar a água existente na superfície dentinária e preparar a rede de colagénio para a posterior infiltração da resina (Cardoso *et al.*, 2011).

Este procedimento pode ser dividido em dois ou três passos, dependendo se o *primer* é aplicado em conjunto com o adesivo, ou em separado (Van Meerbeek *et al.*, 2010). A junção do *primer* com o adesivo resulta numa redução na capacidade de infiltração no substrato dentinário e, conseqüentemente, numa qualidade de hibridização inferior. Além disso, a natureza hidrofílica deste tipo de adesivos torna-os mais propensos à absorção de água, sendo assim mais susceptíveis aos efeitos da degradação hidrolítica. Também o solvente presente é mais resistente à evaporação, ficando retido na camada adesiva após polimerização (Cardoso *et al.*, 2011).

O objectivo é obter uma interligação micro-mecânica mediante a difusão e a polimerização *in situ* dos monómeros (Van Meerbeek *et al.*, 2010). A camada híbrida é o resultado de uma mistura da matriz orgânica, cristais de hidroxiapatite residuais, monómeros de resina e solventes. A estabilidade desta interface depende da impregnação e conversão dos monómeros resinosos no substrato de dentina, de modo a promover retenção e selamento (Reis *et al.*, 2013). A camada híbrida resultante tem uma espessura entre 4,2 a 7,4  $\mu\text{m}$ , apresentando uma distribuição uniforme de *resin tags*. A formação e as propriedades desta camada híbrida podem ser afectadas pelo estado de hidratação do tecido dentinário, resultando numa degradação precoce. Uma desidratação exagerada da dentina produz um colapso das fibras de colagénio e uma diminuição da difusão do monómero entre as fibras, prejudicando, assim, a formação da camada híbrida. Por outro lado, a presença de humidade excessiva, pode levar a uma polimerização incompleta do monómero e à absorção de água na camada híbrida (Junior *et al.*, 2012).

Na dentina é essencial que haja uma interação química entre a resina e o substrato orgânico dentinário, a fim de promover a durabilidade da adesão. No entanto, na técnica *etch-and-rinse* essa interação é deficiente, sendo um dos seus maiores pontos críticos (Van Meerbeek *et al.*, 2010). O fluido dentinário cria um fluxo externo que interfere com a infiltração dos monômeros de resina (Huh *et al.*, 2008). A principal desvantagem dos sistemas adesivos *etch-and-rinse* é o risco de colapso da rede de colagénio durante o processo de secagem após a desmineralização pelo condicionamento ácido. A água da matriz de colagénio é removida e as fibras de colagénio formam ligações interpeptídicas fracas, que tornam a matriz rígida e praticamente impermeável aos adesivos de resina (Reis *et al.*, 2007). Isto pode conduzir a uma redução na força adesiva. A prevenção passa por manter o tecido dentinário húmido (Muñoz *et al.*, 2013).

Actualmente, os sistemas adesivos *etch-and-rinse* de três passos (Fig.5) são considerados o *gold-standard* em termos de forças adesivas, (Van Meerbeek *et al.*, 2010) ainda que o uso destes sistemas possa estar associado a um maior risco de sensibilidade pós-operatória (Huh *et al.*, 2008).



**Fig. 5:** Microfotografia da interface adesiva criada por um sistema adesivo *etch-and-rinse* de três passos (adaptado de Van Meerbeek *et al.*, 2003)

### 3.2 – *Self-Etch*

Os sistemas adesivos *self-etch*, ao contrário dos *etch-and-rinse*, não apresentam um passo isolado para o condicionamento ácido. Os monómeros ácidos presentes são responsáveis

pelo condicionamento da superfície (Van Meerbeek *et al.*, 2011), dissolução do *smear layer* (Van Meerbeek *et al.*, 2010) e infiltração dos monómeros na superfície dentária, tudo isto em simultâneo. Contudo, com o aumento de profundidade da dentina, estes monómeros perdem a capacidade de condicionamento, ao serem gradualmente tamponados pelo conteúdo mineral do substrato (Van Meerbeek *et al.*, 2011). Devido à sua baixa acidez, os *self-etching primers* dissolvem parcialmente o *smear layer* e a acção do ácido produz uma profundidade de desmineralização inferior, quando comparado com os sistemas *etch-and-rinse* (Aguilar-Mendoza *et al.*, 2008). A camada híbrida formada por este tipo de adesivos combina resina, colagénio e conteúdo mineral (Hashimoto, 2010).

Esta abordagem apresenta um tempo de aplicação menor, envolvendo menos passos. Está reportado pelos pacientes uma incidência menor de sensibilidade pós-operatória, possivelmente devido à menor agressão da dentina em comparação com o uso do ácido ortofosfórico, e por existir uma maior interacção superficial com a mesma (Van Meerbeek *et al.*, 2011). Esta interacção permite que todo o tecido dentinário desmineralizado seja impregnado pelos monómeros de resina, contribuindo para uma menor sensibilidade da técnica. Este facto torna este tipo de sistemas adesivos indicados para áreas onde é difícil controlar a humidade (Muñoz *et al.*, 2013). Também a ausência de fase de lavagem previne a presença de humidade na adesão (Van Meerbeek *et al.*, 2011).

Estes sistemas adesivos podem ser divididos em um ou dois passos, tal como os *etch-and-rinse*, dependendo se o *self-etching primer* está combinando ou não com o adesivo (Van Meerbeek *et al.*, 2011). Os adesivos *self-etch* de dois passos requerem a aplicação de uma resina adesiva hidrofóbica sobre um *primer* hidrofílico, contribuindo para a formação de uma interface mais hidrofóbica. Assim, garante-se um selamento mais eficaz, que contribui para a durabilidade da adesão (Van Meerbeek *et al.*, 2010). Os sistemas de um passo podem ainda ser subdivididos, consoante apresentem dois ou um componente. Os sistemas de um passo com dois componentes apresentam componentes activos separados, que requerem mistura adequada aquando da sua utilização. Por outro lado, os sistemas de um passo de apenas um componente são considerados os verdadeiros sistemas adesivos *one-bottle* ou *all-in-one*, que não requerem mistura (Van Meerbeek *et al.*, 2011). Estes adesivos são capazes de remover eficazmente o *smear layer* e formar uma camada híbrida espessa. Contudo, após análise da interface adesiva, observam-se gotículas resultantes da absorção de água da dentina por osmose, criando uma zona frágil e comprometendo a adesão (Albaladejo *et al.*, 2010).

O componente HEMA é responsável pela difusão de água, visto ter um carácter hidrofílico e um baixo peso molecular (Albaladejo et al., 2010). A evaporação de água também é um passo crucial neste tipo de adesivos, existindo dois métodos para aumentar a evaporação do solvente, ou por ar comprimido ou aplicação activa. A utilização de ar comprimido pode levar ao aprisionamento de bolhas de ar na superfície dentinária e a uma redução da espessura da camada adesiva, aumentando a susceptibilidade de inibição da polimerização e comprometendo as propriedades mecânicas do próprio adesivo. Por outro lado, a aplicação activa do adesivo pode acelerar a evaporação do solvente, aumentando a taxa de incorporação de monómeros dentro do *smear layer*. A agitação durante a sua aplicação pode produzir uma desmineralização mais agressiva, facilitando a difusão dos monómeros, promovendo assim, uma melhor interacção com o *smear layer* e a dentina subjacente (do Amaral et al., 2009).

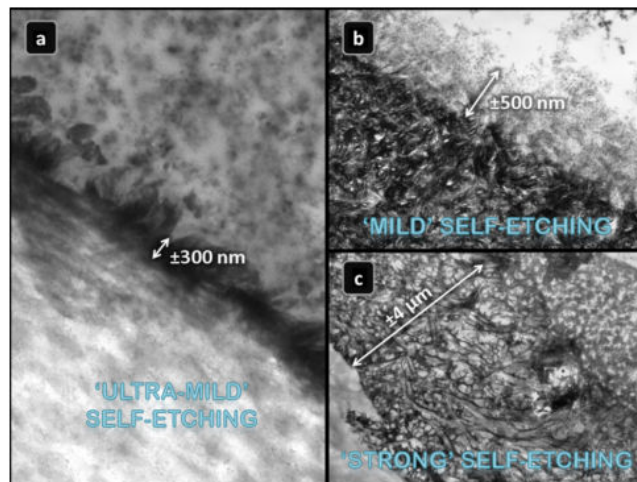
Todos os sistemas *self-etch* têm o mesmo meio ionizante, água (Van Meerbeek et al., 2011). Embora seja de fácil aplicação, apresenta uma baixa eficácia de adesão, devido, essencialmente, a uma redução na conversão da polimerização e, conseqüentemente, propriedades mecânicas inferiores (Van Meerbeek et al., 2010). A presença de monómeros com alto grau hidrofílico, que promovem a absorção de água na dentina subjacente, resulta num aumento da permeabilidade da camada híbrida e microinfiltração. O diferente peso molecular dos constituintes destes sistemas afecta, também, a sua *performance*, resultando numa infiltração não homogénea. A fraca evaporação do solvente produz uma concentração elevada de componentes próticos e oxigénio molecular dissolvido dentro da camada híbrida (Erhardt et al., 2009).

O desempenho dos adesivos *self-etch* depende, em parte, da sua composição e dos monómeros presentes no adesivo. Variação na interacção dos monómeros funcionais com a superfície dentária tem implicações na morfologia da interface adesivo-dente. A profundidade de desmineralização difere consoante o pH da solução adesiva (Van Meerbeek et al., 2011). Os *self-etch* podem ser classificados em adesivos *strong* (pH<1), *intermediately strong* (pH≈1.5), *mild* (pH≈2) e *ultra-mild* (pH≥2.5) (Van Meerbeek et al., 2010). Enquanto estes dois últimos têm apenas capacidade para desmineralizar levemente os *smear plugs*, com os *strong* é possível a formação de *resin tags* na dentina, permitindo uma melhor infiltração do adesivo (Fig.5) (Van Meerbeek et al., 2011).

Quanto mais intenso for o adesivo *self-etch*, maior a quantidade de fosfato de cálcio dissolvido e incorporado na interface de adesão. Contudo, estes fosfatos de cálcio não são hidroliti-

camente estáveis, pondo em risco a longevidade da adesão (Van Meerbeek *et al.*, 2010). A ausência de interacção química com as fibras de colagénio expostas contribui para um desempenho inferior no tecido dentinário por parte dos adesivos *self-etch strong* (Van Meerbeek *et al.*, 2011). Por outro lado, quanto menor for a intensidade do *self-etch*, maior a quantidade de *smear layer* que interferirá com a adesão.

No intermédio estão os adesivos *self-etch mild* que produzem uma camada híbrida que contém cristais de hidroxiapatite suficientes para proteger as fibras de colagénio (Van Meerbeek *et al.*, 2010). A preservação de hidroxiapatite pode servir como receptor para uma adesão química adicional com os monómeros à base de ácidos carboxílicos e de fosfato. Isto resulta numa íntima interacção química a nível molecular com os monómeros funcionais e pode prevenir ou retardar a infiltração marginal. A hidroxiapatite também confere protecção às fibras de colagénio contra a degradação hidrolítica. O ponto fraco deste tipo de sistemas *self-etch* é a adesão ao esmalte (Van Meerbeek *et al.*, 2003).



**Fig. 6:** Interfaces adesivas formadas por adesivos *self-etch*, onde a ultra-estrutura depende da interacção dos monómeros funcionais com a dentina e do pH das soluções adesivas. (a) Interacção muito superficial de um adesivo *self-etch ultra-mild* (pH>2.5). A camada híbrida é aproximadamente 300 nm de espessura. (b) Imagem obtida por microscopia electrónica de transmissão de uma secção não desmineralizada. A camada híbrida de um adesivo *self-etch mild* varia entre os 0,5 e 1  $\mu\text{m}$ . (c) Imagem obtida por microscopia electrónica de transmissão da secção desmineralizada e corada. Os adesivos *self-etch strong* (pH $\leq$ 1) criam uma camada híbrida inteiramente espessa, onde as fibras de colagénio não estão protegidas por hidroxiapatite. (*in* Van Meerbeek *et al.*, 2011)

A principal desvantagem desta técnica adesiva é a redução da eficácia adesiva no esmalte. O condicionamento ácido com ácido ortofosfórico promove um aumento de área de superfície, substancialmente maior quando comparado com os monómeros acídicos (Muñoz *et al.*, 2013).

Segundo um estudo de Albaladejo *et al.* (2009) a espessura da camada híbrida e a eficácia do adesivo não apresentam qualquer correlação, sendo essencial apenas a criação de um padrão de desmineralização na dentina que permita a impregnação da resina. Os sistemas adesivos *self-etch* de dois passos e os *etch and rinse* apresentaram *resin tags* com morfologia adequada à infiltração da resina na dentina.

## 4 – Degradação da Adesão

### 4.1 - Papel das metaloproteases da matriz dentinária

As metaloproteases da matriz dentinária (MMP) constituem uma família derivada das enzimas proteolíticas dependentes de cálcio e zinco, que se encontram na matriz dentinária (Zhang & Kern, 2009). Quando a dentina se encontra mineralizada, estas enzimas mantêm-se estruturalmente estáveis, porque estão cobertas com nanocristais de apatite, que asseguram a sua imobilidade e ausência de função (Mazzoni *et al.*, 2013), sendo a MMP-2, provavelmente, a mais abundante (Mazzoni *et al.*, 2012a). A dentina desmineralizada contém diversos tipos de MMP, -2, -3, -8, -9 e -20 e catepsinas (Pashley *et al.*, 2011; Mazzoni *et al.*, 2013). A MMP-2 e a MMP-9 estão localizadas na rede de colagénio intertubular e ao longo das fibras de colagénio. A maioria das MMP é sintetizada pelos odontoblastos na forma de proenzimas, sendo activadas posteriormente (Zhang & Kern, 2009).

Estas protéases têm um papel fundamental em diversos processos fisiológicos, como a angiogénese, dentinogénese e, também, em processos tumorais. As MMPs têm a capacidade de degradar componentes da matriz extracelular, como fibras de colagénio, fibronectina e laminina (Zhang & Kern, 2009). Contribuem, ainda, para o colapso das matrizes de colagénio na patogénese da cárie dentinária e da doença periodontal (Liu *et al.*, 2011). Alterações de pH podem alterar a sua conformação levando, conseqüentemente, à sua activação. No caso da patogénese da cárie dentária, a produção de lactato proveniente das bactérias cariogénicas, induz a activação destas enzimas por descida do pH. As protéases neutras activadas são capazes de digerir a matriz de dentina desmineralizada, após a neutralização do pH por tamponamento salivar (Zhang & Kern, 2009).

Um estudo de Pashley *et al.* (2004) permitiu concluir que, na ausência de colonização bacteriana, a degradação da matriz de dentina desmineralizada tinha origem em enzimas provenientes da matriz mineralizada subjacente.

As propriedades acídicas dos sistemas adesivos (*etch-and-rinse* e *self-etch*) têm a capacidade de activar as formas latentes de MMP (Zhang & Kern, 2009). Um estudo de Mazzoni *et al.*, (2013) concluiu que não existem diferenças significativas na atividade enzimática, independentemente o tipo de sistema adesivo utilizado no substrato dentinário, *etch-and-rinse* ou *self-*

*etch*. O facto de os sistemas *etch-and-rinse* apresentarem um nível maior de actividade e uma destruição mais rápida da camada híbrida, pode estar relacionado com a maior exposição da matriz dentinária devido ao pré-condicionamento da dentina.

Mazzoni *et al.* (2006) aponta que sistemas adesivos *self-etch* com valores de pH mais baixos podem desnaturar parcialmente as enzimas proteolíticas. Assim, quanto mais baixos forem os valores de pH destes sistemas adesivos, maior será a redução gradual da actividade proteolítica.

O tratamento de pó de dentina mineralizada com ácido fosfórico a 37% durante 15 segundos, reduz a actividade das MMP sobre o colagénio (Pashley *et al.*, 2004). Uma explicação possível será o facto de o ácido fosfórico a esta concentração apresentar um pH baixo e desnaturar parcialmente as MMPs. Contudo, os sistemas adesivos simplificados são capazes de reactivar a actividade enzimática no pó de dentina, depois do condicionamento ácido (Campos *et al.*, 2009).

Segundo um estudo de Mazzoni *et al.* (2011), a MMP-2 é provavelmente a enzima mais relevante envolvida na degradação das fibras de colagénio dentro da camada híbrida, quando é utilizado um sistema adesivo *etch-and-rinse* de dois passos.

A degradação hidrolítica das fibras de colagénio expostas deve-se à impregnação imperfeita da resina na matriz de dentina desmineralizada (Pashley *et al.*, 2011; Mazzoni *et al.*, 2012b). Esta degradação leva à perda das fibras de colagénio no fundo da camada híbrida. Isto aumenta, significativamente, o influxo de fluido dentinário para a interface adesiva, contribuindo para o aumento da degradação hidrolítica. Este fenómeno resulta numa destruição completa da camada híbrida (Mazzoni *et al.*, 2012b) e de continuidade entre fibras de colagénio e a matriz mineralizada subjacente, levando à diminuição de valores de força adesiva, aumento da nanoinfiltração e surgimento de sensibilidade dentária (Mazzoni *et al.*, 2011).

#### **4.2 – Degradação hidrolítica por absorção de água**

Com a evolução dos sistemas adesivos dentários, observou-se um aumento da concentração de monómeros hidrofílicos nas suas formulações. Assim, é possível tornar a adesão mais compatível com dentina húmida, melhorando a eficácia imediata dos sistemas adesivos (Tay

& Pashley, 2003). Quanto maior for a hidrofiliçidade dos monómeros, melhor é a sua capacidade de penetrarem nas porosidades da dentina desmineralizada (Duarte Jr et al., 2006).

Contudo, o alto conteúdo hidrofílico dos monómeros resinosos pode ter efeitos adversos ao produzir matrizes resinosas instáveis e permeáveis, susceptíveis à absorção de água e hidrólise ao longo do tempo (Zhang & Kern, 2009). A extensão ou a taxa de absorção de água está dependente do grau de hidrofiliçidade do adesivo (Yiu *et al.*, 2004). A polaridade da resina influencia o número de sítios de ligação do hidrogénio e a atracção entre o polímero e as moléculas de água (Reis *et al.*, 2007). À medida que a água é absorvida, a resina vai dilatando, pela ligação do hidrogénio da água nos domínios hidrofílicos das cadeias do polímero (Reis *et al.*, 2008) resultando numa redução das forças de fricção entre as cadeias do polímero, o que, conseqüentemente, reduz as propriedades mecânicas do adesivo (Reis *et al.*, 2007).

A elevada hidrofiliçidade dos monómeros prejudica a evaporação de água, causando o seu aprisionamento dentro da interface adesiva (Liu *et al.*, 2011). Clinicamente, a evaporação incompleta é considerada um erro de aplicação, que pode resultar numa capacidade de selamento fraca dos adesivos *total-etch* e que se traduz em valores de força adesiva baixos e enfraquecimento da interface adesiva. O solvente residual retido no material polimerizado pode criar canais adicionais para a penetração de água, aumentando a absorção de água e resultando em deterioração prematura da interface (Manso, Bedran-Russo, Suh, Pashley, & Carvalho, 2009). A água é um factor indispensável para a hidrólise do colagénio pelas MMP. Este tipo de degradação extrínseca na interface dentina-resina, acima da camada híbrida, acontece simultaneamente à degradação intrínseca colagénica originada pelas MMP, por baixo da camada adesiva (Zhang & Kern, 2009).

Uma contaminação excessiva de água pode levar a uma separação de fases do adesivo e deterioração da qualidade da interface adesiva (Yuan, Shimada, Ichinose, Sadr, & Tagami, 2007). A separação de fases do adesivo leva à formação de uma camada híbrida com elevada porosidade, caracterizada por partículas hidrofóbicas ricas em bis-glicidil metacrilato (BisGMA), distribuídas numa matriz hidrofílica rica em HEMA. Sendo o componente HEMA instável em meios aquosos, a fase hidrofílica torna-se susceptível de degradação quando exposta a fluidos orais. Assim, partículas isoladas de BisGMA infiltram a dentina desmineralizada, inibindo a infiltração do adesivo por toda a extensão de dentina desmineralizada e pela dentina intacta

subjacente. A infiltração do adesivo na dentina intacta subjacente é fundamental para o desenvolvimento de uma adesão duradoura (Spencer & Wang, 2002).

No caso de sistemas *self-etch*, a contaminação por água contribui, também, para a alteração da funcionalidade do *primer* reduzindo a sua capacidade de condicionamento e conduz a uma polimerização incompleta dos monómeros por diminuição da taxa de conversão (Yuan *et al.*, 2007).

A absorção de água não provém somente das propriedades hidrofílicas dos materiais. A retenção de solventes e/ou água durante a polimerização compromete a integridade da interface adesiva (Reis *et al.*, 2013). As interfaces adesivas dentinárias também estão sujeitas a penetração de fluido induzido por pressão pulpar (Liu *et al.*, 2011). O gradiente osmótico criado pelos iões dissolvidos e presentes na camada de inibição de oxigénio permite o aparecimento de água proveniente da dentina subjacente (Reis *et al.*, 2013).

Nos sistemas adesivos simplificados, a combinação de monómeros resinosos hidrofílicos e iónicos leva à criação de uma camada híbrida permeável, devido à ausência de uma camada de resina hidrofóbica. Estas camadas são permeáveis a água proveniente do ambiente oral e dos túbulos dentinários. Por outro lado, a permeabilidade a partículas com elevado peso molecular permite a difusão do ião fluoreto, parte constituinte de algumas matrizes de resina, e da clorhexidina que pode ser libertada pelo monómero resinoso dimetacrilato de tetraetilenoglicol (TEGDMA) (Reis *et al.*, 2013).

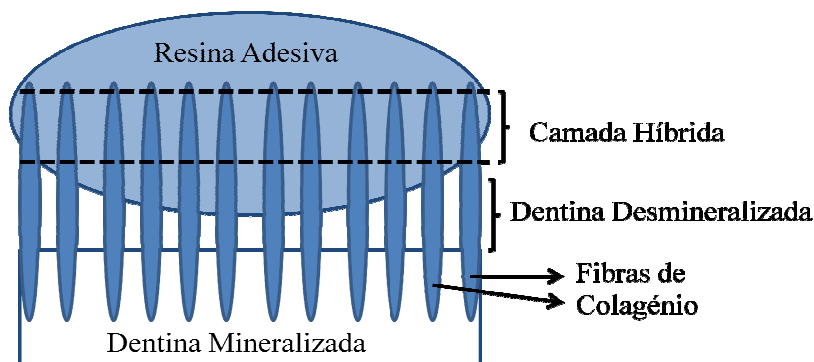
A hidrofílicidade adesiva, absorção de água e subsequente degradação hidrolítica estão altamente correlacionados, porque a degradação hidrolítica ocorre apenas na presença de água (Liu *et al.*, 2011).

Vários autores sugerem que é impossível o adesivo deslocar toda a água existente nas fibras de colagénio e nos espaços entre fibras. Isto resulta numa camada de água residual sobre as fibras de colagénio, que impede um contacto íntimo com as resinas (Hosaka *et al.*, 2009).

#### **4.3 – Infiltração incompleta dos monómeros de resina**

A qualidade da interface adesiva depende da qualidade da camada híbrida formada, ou seja, da impregnação adequada no substrato dentinário de modo a encapsular totalmente as fibras

de colagénio expostas (Reis *et al.*, 2013). Como anteriormente referido, a degradação da camada híbrida tem por base fibras de colagénio expostas, que não estão recobertas por resina, devido a uma impregnação imperfeita da matriz dentinária desmineralizada (Fig.7) (Zhang & Kern, 2009). A discrepância entre a profundidade da camada de colagénio e a infiltração da resina cria uma zona de dentina desmineralizada exposta sob a camada híbrida (Fig.7) (Hashimoto *et al.*, 2011). Esta zona exposta está sujeita a nanoinfiltração, detectável com nitrato de prata ou corante fluorescente, dentro das zonas ricas em água (Liu *et al.*, 2011).



**Fig. 7:** Ilustração esquemática da zona de dentina desmineralizada exposta devido a impregnação incompleta das fibras de colagénio pelo adesivo.

Um estudo de Wang & Spencer, (2002) conclui que a penetração incompleta da dentina desmineralizada e a diferença de penetração entre sistemas adesivos pode ser atribuída a diversos factores, tais como, procedimento de aplicação, tipo de solvente e diferenças na hidrofobicidade do adesivo.

Os componentes resinosos, como HEMA, difundem-se mais rapidamente na dentina desmineralizada em comparação com o componente BisGMA (Wang & Spencer, 2003). A diminuição do gradiente de difusão do BisGMA pode estar relacionada com a insolubilidade deste monómero em dentina saturada com água (Reis *et al.*, 2013).

A penetração incompleta dos monómeros resinosos deve-se, igualmente, ao movimento do fluido dentro do complexo tubular dentinário aquando da infiltração da resina. As fibras de colagénio resultantes desta infiltração incompleta estão sujeitas a processos de desnaturação, deformação ou ruptura após função prolongada, (Liu *et al.*, 2011) o que pode levar a um aumento do conteúdo de água (Zhang & Kern, 2009).

Os sistemas adesivos contemporâneos, *etch-and-rinse* e *self-etch*, (Zhang & Kern, 2009) são, como já referido, incapazes de substituir completamente a água presente nos compartimentos das fibras de colagénio (Liu *et al.*, 2011), resultando numa selagem deficiente do substrato dentinário (Carrilho *et al.*, 2009). Estes espaços entre as fibras de colagénio expostas são estruturalmente instáveis, por ausência de protecção pela resina e são potenciais alvos de hidrólise pelas MMP (Zhang & Kern, 2009). Além disso, os monómeros de elevado peso molecular presentes nos sistemas adesivos *etch-and-rinse* simplificados têm difusão limitada em dentina desmineralizada húmida (Reis *et al.*, 2007).

Por outro lado, a desmineralização da dentina está limitada pelas propriedades tampão da hidroxiapatite sobre os iões hidrogénio, pelos componentes do ácido e outros componentes do tecido dentinário (Wang & Hume, 1988). Como o ácido fosfórico e os *primers* ácidos são hipertónicos, a humidade da dentina é adsorvida, diluindo e reduzindo a capacidade de penetração do ácido. Como a profundidade de desmineralização aumenta com a diminuição do pH, é mais difícil para os monómeros hidrofílicos penetrarem em áreas mais profundas do tecido dentinário desmineralizado (Duarte Jr *et al.*, 2006).

A penetração incompleta da resina na dentina desmineralizada pode resultar na formação de espaços propensos à infiltração de produtos bacterianos e fluidos orais ou provenientes do tecido dentinário (Yiu *et al.*, 2002). Ainda que exista prevenção da degradação destas fibras de colagénio, as suas propriedades mecânicas serão sempre inferiores, quando comparadas com fibras de colagénio impregnadas por resina (Liu *et al.*, 2011).

#### **4.4 – Métodos preventivos da degradação da interface adesiva**

Através de diversas investigações, surgiram várias alterações em protocolos clínicos *standard* com o objectivo de criar uma interface adesiva mais resistente à degradação. Estas alterações baseiam-se na maximização da infiltração dos monómeros, inibição da degradação das fibras de colagénio e redução da absorção de água (Zhang & Kern, 2009).

A aplicação do adesivo de uma forma vigorosa e com fricção produz altas forças adesivas imediatas e a longo-termo. A pressão mecânica criada comprime a rede de colagénio e, quando a pressão é aliviada, a rede de colagénio expande. Assim, existe uma difusão dos monómeros para o interior do substrato, enquanto os solventes são difundidos para o exterior (Reis *et al.*, 2013).

Um estudo de Reis *et al.*, (2007) demonstrou que é possível obter valores altos de forças adesivas, tanto em dentina desmineralizada seca como húmida, dependendo do método de aplicação do adesivo. Também concluiu que, em sistemas adesivos *self-etch*, os efeitos de degradação por armazenamento de água não se observavam, quando a sua aplicação era vigorosa. Amaral *et al.*, (2009) demonstrou que a aplicação vigorosa de adesivos *self-etch* de um passo resulta em valores altos de forças adesivas imediatas.

A aplicação de duas ou mais camadas de adesivo é geralmente usada em sistemas adesivos *total-etch* de apenas um passo. O uso de camadas múltiplas de adesivo permite mais tempo para a remoção de água por difusão dos monómeros para o interior do substrato e subsequente evaporação do solvente dos espaços entre fibras (Hashimoto *et al.*, 2004). No caso de sistemas adesivos *self-etch*, em particular *all-in-one*, a aplicação das camadas adicionais permite melhorar a capacidade de condicionamento do adesivo e aumentar a impregnação da resina (Ito *et al.*, 2005). A principal desvantagem desta técnica prende-se com o tempo (Reis *et al.*, 2013). Este método melhora a força adesiva para adesivos *total etch* e reduz a nanoinfiltração, devido a uma melhor impregnação da resina na camada híbrida (Hashimoto *et al.*, 2004).

As interfaces adesivas formadas com uma aplicação prolongada do adesivo são mais estáveis ao longo do tempo, pela formação de um polímero mais estável dentro da camada híbrida. A natureza hidrofílica do adesivo não é alterada pelo aumento da duração de aplicação do mesmo. Um período de aplicação mais prolongado traduz-se num aumento da remoção de água e solvente residuais que, por consequência, vai aumentar o grau de conversão e ligações cruzadas do polímero. Isto resulta num aumento das propriedades mecânicas do adesivo. Também o adiamento da polimerização pode ser benéfico para uma melhor penetração da resina e uma evaporação mais rápida do solvente (Reis *et al.*, 2008b).

Segundo um outro estudo de Reis *et al.*, (2008a) a aplicação de uma camada hidrofóbica adicional melhora a adesão resina-dentina e torna esta interface mais resistente à degradação. A utilização de uma camada hidrofóbica sobre um adesivo *self-etch* de um passo converte-o num de dois passos. Isto resulta numa camada adesiva mais espessa e uniforme, com menor concentração de água e solvente retido (Breschi *et al.*, 2008). Observa-se uma redução do fluxo de fluido na interface adesiva e, por conseguinte, uma melhoria na qualidade de sela-

mento da dentina (Silva *et al.*, 2009). Outra alternativa pode passar pela aplicação de uma fina camada de compósito *flowable* sobre o adesivo (Tay & Pashley, 2003).

A permeabilidade das interfaces adesivas pode ser reduzida através de um prolongamento do tempo de polimerização (Cadenaro *et al.*, 2005). A polimerização dos adesivos está dependente da sua formulação. A percentagem maior de monómeros hidrofílicos presente nos sistemas adesivos simplificados e a presença de água pode comprometer a reacção de polimerização, devido à presença de monómeros não polimerizados que aceleram a absorção de água (Breschi *et al.*, 2007). Um tempo de polimerização maior, mais de 20 segundos, melhora a *performance* clínica dos sistemas adesivos permitindo uma maior taxa de conversão (Cadenaro *et al.*, 2005; Breschi *et al.*, 2007).

A utilização de fluxo de ar quente seco, a aproximadamente 60°C, melhora a evaporação do solvente. Este método foi comprovado em sistemas adesivos *etch-and-rinse* de dois passos com água e etanol como solventes. Foram obtidos valores altos de força adesiva imediatos e a qualidade da camada híbrida foi melhorada por diminuição da nanoinfiltração. Isto deve-se, essencialmente, a uma maior evaporação do solvente o que, conseqüentemente, conduz a uma melhoria das propriedades mecânicas da camada adesiva (Klein Jr *et al.*, 2008).

Outro estudo conduzido por Reis *et al.*, (2010) demonstra também que o uso de fluxo de ar quente seco tem efeitos benéficos na interface adesiva com sistemas adesivos à base de água e etanol. O uso de fluxo de ar quente permitiu a remoção dos sítios propensos a transporte de água extrínseca. A natureza do adesivo não é alterada com esta técnica. Contudo a topologia/morfologia da cadeia de polímeros sofre alteração com redução da fracção intrínseca de nanoporos.

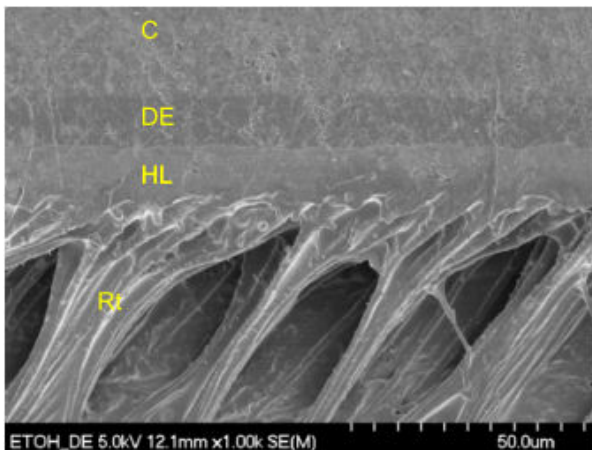
Segundo Ogura *et al.*, (2012), o uso de fluxo de ar quente seco é um método útil para melhorar a *performance* dos adesivos *self-etch* de um passo. Os autores concluíram que o tempo mais apropriado varia entre 5 a 10 segundos, uma vez que um tempo prolongado pode ser prejudicial para alguns adesivos.

Uma melhor evaporação do solvente aumenta o grau de polimerização e permite o deslocamento de água do solvente remanescente. Isto aumenta a força adesiva, diminui a nanoinfiltração, a hidrólise da resina e o ataque das MMP sobre o colagénio da camada híbrida, ao longo do tempo (Moon, Weaver, & Brooks, 2010). Uma questão importante, que deve ser

alvo de investigação, baseia-se nos potenciais efeitos das temperaturas elevadas na polpa e no fluxo de fluido dentinário (Klein Jr et al., 2008).

A substituição da lavagem com água por etanol, na lavagem do substrato dentário no processo adesivo, permite a utilização de resinas hidrofóbicas, já que estas são insolúveis em água. A aplicação deste tipo de resina permite uma redução na taxa de absorção de água (Reis *et al.*, 2013). Um estudo de Sadek *et al.*, (2007) revelou que é possível aderir resinas hidrofóbicas a dentina saturada em etanol (Fig.8). Foram observadas adesões estáveis depois de um ano de armazenamento em água.

O etanol tem a capacidade de remover a água existente entre fibras de colagénio onde se encontram hidrogéis compostos por proteoglicanas, que acabam por colapsar devido à ausência de água. Também é responsável pela diminuição do diâmetro das fibras de colagénio e do volume da matriz, aumentando o espaço entre fibras. É possível, assim, que uma maior quantidade de resina envolva cada fibra de colagénio, melhorando a infiltração da resina no substrato (Hosaka *et al.*, 2009). De acordo com Carrilho *et al.* (2009), matrizes dentinárias saturadas com etanol e infiltradas com resinas hidrofóbicas apresentam permeabilidade inferior em relação a matrizes saturadas em água e infiltradas com resinas hidrofílicas.



**Fig. 8:** Interface resina-dentina formada por uma resina hidrofóbica. A água foi substituída por 100% etanol em dentina condicionada antes da aplicação e polimerização da resina hidrofóbica. C= compósito de resina; DE: resina hidrofóbica; HL= camada híbrida; Rt= *resin tag* (in Perdigão *et al.*, 2013)

Contudo, esta técnica envolve um passo extra, pela substituição da lavagem com água por etanol a 100% (Perdigão *et al.*, 2013; Reis *et al.*, 2013 ) e apresenta-se como uma técnica sensível a erros de procedimento clínico (Reis *et al.*, 2013). O colapso e a contração das fibras

de colagénio provocados pelo etanol podem resultar numa diminuição da infiltração da resina (Perdigão *et al.*, 2013). A presença de etanol na camada híbrida pode impedir o processo de remineralização e o etanol não é eficaz na inibição das MMP. Esta técnica *in vitro* necessita de mais investigação até que possa ser implementada em ambiente clínico (Perdigão *et al.*, 2013).

A actividade das MMP pode ser suprimida por inibidores de proteases, contribuindo para a preservação da camada híbrida (Zhou *et al.*, 2010). Um estudo de Gendron, Grenier, Sorsa, & Mayrand, (1999) permitiu demonstrar a acção inibitória da clorhexidina (CHX) sobre as MMP-2, -8, e -9, no tratamento da doença periodontal. A CHX é usada como um agente antimicrobiano e possui um largo espectro de actividade contra bactérias do meio oral.

O seu efeito único de inibição da placa dentária deve-se à sua substantividade e propriedade antimicrobiana (Perdigão, Reis, & Loguercio, 2013a). A clorhexidina tem uma acção detergente de modo a permitir uma íntima adaptação da resina às fibras de colagénio e as MMP associadas (Brackett *et al.*, 2009). O uso de clorhexidina como um inibidor de MMP tem um papel crucial na prevenção da degradação *in vivo* da camada híbrida (Hebling, Pashley, Tjaderhane, & Tay, 2005).

Quando a CHX é aplicada em dentina condicionada antes da colocação do sistema adesivo *etch-and-rinse*, previne a degradação das fibras de colagénio. A sua acção permite diminuir a perda de força adesiva. Contudo, não é possível eliminá-la completamente, com recurso a sistemas adesivos de dois passos *etch-and-rinse* e *self-etch*. No caso destes últimos, uma concentração de CHX a 0.2% não é eficaz na preservação da força adesiva (Campos *et al.*, 2009).

Um estudo de Osorio *et al.*, (2011) permitiu concluir que a acção das MMP sobre o colagénio era menor sobre dentina tratada com adesivos *self-etch*. A presença de monómeros hidrofílicos, como o HEMA, pode ter inibido a degradação do colagénio, através de adsorção das MMP, prolongando o efeito inibitório da CHX sobre as MMP em dentina desmineralizada.

Segundo um estudo de Breschi *et al.*, (2010) a CHX pode ser utilizada como um *primer* adicional devido à sua acção inibitória sobre a MMP-2 na dentina. As amostras tratadas com CHX obtiveram valores de força adesiva mais altos, uma camada híbrida com qualidade superior e uma nanoinfiltração da interface adesiva inferior, em comparação com as amostras de controlo, sem CHX.

Diversos autores apontam tempos diferentes para o efeito protetor da CHX, variando entre 12 e 14 meses. A utilização de dentes sem lesões de cárie diminui a possibilidade de remoção da CHX pelo fluxo de fluido dentinário, devido à obliteração dos túbulos pelos *resin tags* formados, contribuindo para a preservação da CHX na interface adesiva e o prolongamento do seu efeito inibitório. Em dentina afectada por cárie, a utilização da CHX como adjuvante da adesão é benéfica ao desacelerar a taxa de degradação da adesão resina-dentina, especialmente nos primeiros meses de função, na cavidade oral. Devido à porosidade da dentina afectada, é de esperar que uma maior quantidade de CHX chegue aos poros da dentina desmineralizada. Esta CHX funciona como um reservatório, que mantém as fibras de colagénio expostas saturadas com CHX, deste modo inibindo a actividade das MMP por mais tempo, em relação à dentina normal (Ricci, Sanabe, de Souza Costa, Pashley, & Hebling, 2010).

Contudo, a aplicação de CHX implica um passo adicional no procedimento adesivo, indo contra a ideia de simplificação necessária na prática clínica. Assim, a incorporação de CHX no ácido é uma alternativa eficaz na estabilização da adesão resina-dentina, sem criar um passo extra (Stanislawczuk, Reis, & Loguercio, 2011). Porém, o uso de clorhexidina não elimina a água presente na interface adesiva, nem substituí os cristais de apatite removidos inicialmente do tecido dentinário (Brackett *et al.*, 2011).

Além da clorhexidina, existe outro conjunto de potenciais inibidores das MMP, tais como, epigallocatequina-3-galato, galardina, tetraciclinas e análogos, sais de amónia quaternária e ácido etilenodiaminotetracético (Perdigão *et al.*, 2013a).

Recentemente, o conceito de remineralização biomimética aplicado à adesão ao tecido dentinário tem sido alvo de investigação (Perdigão *et al.*, 2013a). A remineralização biomimética permite remineralizar as interfaces adesivas infiltradas por incompleto tanto por sistemas adesivos *etch-and-rinse* como por *self-etch* (Reis *et al.*, 2013). Esta técnica consiste na substituição da água presente nos espaços entre as fibras de colagénio por cristais de apatite. A remineralização das fibras de colagénio que não foram impregnadas pelo adesivo, poderá prevenir a sua degradação pelas MMPs (Perdigão *et al.*, 2013a). Sendo a água um importante elemento que induz a degradação da adesão resina-dentina, esta estratégia pode contribuir para a sua preservação e longevidade (Reis *et al.*, 2013). Todavia, esta técnica ainda não é clinicamente aplicável (Perdigão *et al.*, 2013a).

## Conclusões

O principal desafio inerente à adesão aos tecidos dentários é a interacção com o substrato dentinário. Ao contrário da adesão ao esmalte, o processo de adesão à dentina está dependente da morfologia e constituição deste tecido orgânico.

A humidade e permeabilidade, provenientes respetivamente do conteúdo de água e do sistema tubular, condicionam a adesão. O risco de colapso da rede de colagénio por desidratação da dentina ou a promoção de locais de infiltração por excesso de água são situações igualmente comprometedoras da qualidade da interface adesiva. A dentina afectada por cárie e a dentina esclerótica apresentam características exclusivas, que impedem uma impregnação adequada dos monómeros, apresentando valores de força adesiva aquém dos esperados.

Manter a dentina húmida o suficiente de modo a promover a impregnação dos monómeros de resina, é um desafio para os clínicos. A adequada evaporação do solvente e uma aplicação vigorosa do adesivo têm influência na qualidade da camada híbrida, provando que a qualidade operadora do clínico pode influenciar a qualidade da adesão.

A durabilidade da interface adesiva é, igualmente, um aspecto importante que está relacionado com a susceptibilidade da interface adesiva à degradação hidrolítica e à acção das metaloproteases da matriz dentinária. A impregnação perfeita do adesivo nas fibras de colagénio em toda a extensão da desmineralização e o deslocamento de toda a água pelos sistemas adesivos ainda são difíceis de atingir. A elevada hidrofiliabilidade dos sistemas simplificados promove a absorção de água para a interface adesiva, contribuindo, assim, para a instabilidade hidrolítica.

O futuro deverá passar pela aposta nos métodos preventivos na degradação da adesão. A investigação deve ser promovida, pois as diversas estratégias aqui descritas ainda apresentam limitações e algumas ainda não são aplicadas *in vivo*. A criação de sistemas adesivos menos hidrofílicos com resultados positivos a longo-prazo deve ser um objectivo futuro. A tendência para a simplificação não garante, no momento, qualidade ou longevidade da adesão.



**Bibliografía**

- Aguilar-Mendoza, J. A., Rosales-Leal, J. I., Rodríguez-Valverde, M. A., González-López, S., & Cabrerizo-Vílchez, M. A. (2008). Wettability and bonding of self-etching dental adhesives. Influence of the smear layer. *Dental Materials*, *24*(7), 994–1000. doi:10.1016/j.dental.2007.11.013
- Albaladejo, A., Osorio, R., Toledano, M., & Ferrari, M. (2010). Hybrid layers of etch-and-rinse versus self-etching adhesive systems. *Medicina Oral Patología Oral y Cirugía Bucal*, *15*(1), e112–e118. doi:10.4317/medoral.15.e112
- Ang, S., Bortel, E., Swain, M., Klocke, A., & Schneider, G. (2010). Size-dependent Elastic / Inelastic Behavior of Enamel over Millimeter and Nanometer Length Scales. *Biomaterials*, *31*(7), 1955–1963. doi:10.1016/j.biomaterials.2009.11.045
- Anusavice, K. J., Shen, C., & Rawls, H. R. (2013). *Phillips' Science of Dental Materials* (12<sup>a</sup> ed.).
- Berkovitz, B. K. B., Holland, G. H., & Moxham, B. J. (2009). *Oral Anatomy, Histology and Embriology* (4<sup>a</sup> ed.).
- Bertassoni, L. E., Orgel, J. P. R., Antipova, O., & Swain, M. V. (2012). The dentin organic matrix - limitations of restorative dentistry hidden on the nanometer scale. *Acta Biomaterialia*, *8*(7), 2419–2433. doi:10.1016/j.actbio.2012.02.022
- Bortolotto, T., Doudou, W., Kunzelmann, K. H., & Krejci, I. (2012). The competition between enamel and dentin adhesion within a cavity: an in vitro evaluation of class V restorations. *Clinical Oral Investigations*, *16*(4), 1125–1135. doi:10.1007/s00784-011-0623-y
- Brackett, M. G., Li, N., Brackett, W. W., Sword, R. J., Qi, Y. P., Niu, L. N., ... Tay, F. R. (2011). The critical barrier to progress in dentine bonding with the etch-and-rinse technique. *Journal of Dentistry*, *39*(3), 238–248. doi:10.1016/j.jdent.2010.12.009
- Brackett, M. G., Tay, F. R., Brackett, W. W., Dib, A., Dipp, F. A., Mai, S., & Pashley, D. H. (2009). In vivo chlorhexidine stabilization of hybrid layers of an acetone-based dentin adhesive. *Operative Dentistry*, *34*(4), 379–383. doi:10.2341/08-103
- Breschi, L., Cadenaro, M., Antonioli, F., Sauro, S., Biasotto, M., Prati, C., ... Di Lenarda, R. (2007). Polymerization kinetics of dental adhesives cured with LED: correlation between extent of conversion and permeability. *Dental Materials*, *23*(9), 1066–1072. doi:10.1016/j.dental.2006.06.040
- Breschi, L., Mazzoni, A., Nato, F., Carrilho, M., Visintini, E., Tjäderhane, L., ... Pashley, D. H. (2010). Chlorhexidine stabilizes the adhesive interface: a 2-year in vitro study. *Dental Materials*, *26*(4), 320–325. doi:10.1016/j.dental.2009.11.153
- 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. doi: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. Disponível em <http://jdr.sagepub.com/content/34/6/849.extract>
- Cadenaro, M., Antonioli, F., Sauro, S., Tay, F. R., Di Lenarda, R., Prati, C., ... Breschi, L. (2005). Degree of conversion and permeability of dental adhesives. *European Journal of Oral Sciences*, 113(6), 525–530. doi:10.1111/j.1600-0722.2005.00251.x
- Campos, E. A., Correr, G. M., Leonardi, D. P., Barato-Filho, F., Gonzaga, C. C., & Zielak, J. C. (2009). Chlorhexidine diminishes the loss of bond strength over time under simulated pulpal pressure and thermo-mechanical stressing. *Journal of Dentistry*, 37(2), 108–114. doi:10.1016/j.jdent.2008.10.003
- 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. doi:10.1111/j.1834-7819.2011.01294.x
- Carrilho, M. R., Tay, F. R., Donnelly, A. M., Agee, K. A., Carvalho, R. M., Hosaka, K., ... Pashley, D. H. (2007). Membrane permeability properties of dental adhesive films. *Journal of Biomedical Materials Research*, 88(2), 312–320. doi:10.1002/jbm.b.30968
- Carrilho, M. R., Tay, F. R., Donnelly, A. M., Agee, K. A., Tjäderhane, L., Mazzoni, A., ... Pashley, D. H. (2009). Host-derived Loss of Dentin Matrix Stiffness Associated with Solubilization of Collagen. *Journal of Biomedical Materials Research*, 90(1), 373–380. doi:10.1002/jbm.b.31295.Host-derived
- Carvalho, R.M, Manso, A. P., Geraldi, S., Tay, F. R. & Pashley, D. H. (2012a). Durability of bonds and clinical success of adhesive restorations. *Dental Materials*, 28(1), 72-86. doi: 10.1016/j.dental.2011.09.011
- Carvalho, R. M., Tjäderhane, L., Manso, A. P., Carrilho, M. R., & Carvalho, C. A. (2012b). Dentin as a bonding substrate. *Endodontic Topics*, 21, 62–88. doi: 10.1111/j.1601-1546.2012.00274.x
- Cerci, B. B., Roman, L. S., Guariza-Filho, O., Camargo, E. S., & Tanaka, O. M. (2012). Dental enamel roughness with different acid etching times: Atomic force microscopy study. *European Journal of General Dentistry*, 1(3), 187–191. doi:10.4103/2278-9626.105385
- Do Amaral, R. C., Stanislawczuk, R., Zander-Grande, C., Michel, M. D., Reis, A., & Loguercio, A. D. (2009). Active application improves the bonding performance of self-etch adhesives to dentin. *Journal of Dentistry*, 37(1), 82–90. doi:10.1016/j.jdent.2008.09.010
- Duarte Jr, S., Perdigão, J., & Lopes, M. M. (2006). Effect of dentin conditioning time on nanoleakage. *Operative Dentistry*, 31(4), 500–511. doi:10.2341/05-86

- Erhardt, M. C. G., Toledano, M., Osorio, R., & Pimenta, L. A. (2008). Histomorphologic characterization and bond strength evaluation of caries-affected dentin/resin interfaces: effects of long-term water exposure. *Dental Materials*, 24(6), 786–798. doi:10.1016/j.dental.2007.09.007
- Erhardt, M., Osorio, R., Pisani-Proença, J., Aguilera, F., Osorio, E., Breschi, L., & Toledano, M. (2009). Effect of double layering and prolonged application time on MTBS of water/ethanol-based self-etch adhesives to dentin. *Operative Dentistry*, 34(5), 571–577. doi:10.2341/08-060-L
- Erickson, R. L., Barkmeier, W. W., & Latta, M. A. (2009). The role of etching in bonding to enamel: a comparison of self-etching and etch-and-rinse adhesive systems. *Dental Materials*, 25(11), 1459–1467. doi:10.1016/j.dental.2009.07.002
- Fusayama, T., Nakamura, M., Kurosaki, N., & Iwaku, M. (1979). Non-Pressure Adhesion of a New Adhesive Restorative Resin. *Journal of Dental Research*, 58(4), 1364–1370. doi:10.1177/00220345790580041101
- Galil, K. A., & Wright, G. Z. (1979). Acid etching patterns on buccal surfaces of permanent teeth. *Pediatric Dentistry*, 1(4), 230-234. Disponível em <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/399680>
- Gamborgi, G. P., Loguercio, A. D., & Reis, A. (2007). Influence of enamel border and regional variability on durability of resin – dentin bonds. *Journal of Dentistry*, 35, 371–376. doi:10.1016/j.jdent.2006.11.005
- Gendron, R., Grenier, D., Sorsa, T., & Mayrand, D. (1999). Inhibition of the Activities of Matrix Metalloproteinases 2, 8, and 9 by Chlorhexidine. *Clinical Vaccine Immunology*, 6(3), 437–439. Disponível em <http://cvi.asm.org/cgi/content/long/6/3/437>
- Hashimoto, M., De Munck, J., Ito, S., Sano, H., Kaga, M., Oguchi, H., ... Pashley, D. H. (2004). In vitro effect of nanoleakage expression on resin-dentin bond strengths analyzed by microtensile bond test, SEM/EDX and TEM. *Biomaterials*, 25(25), 5565–5574. doi:10.1016/j.biomaterials.2004.01.009
- Hashimoto, Masanori. (2010). A review--micromorphological evidence of degradation in resin-dentin bonds and potential preventional solutions. *Journal of Biomedical Materials Research*, 92(1), 268–280. doi:10.1002/jbm.b.31535
- Hashimoto, Masanori, Nagano, F., Endo, K., & Ohno, H. (2011). A review: Biodegradation of resin–dentin bonds. *Japanese Dental Science Review*, 47(1), 5–12. doi:10.1016/j.jdsr.2010.02.001
- Hebling, J., Pashley, D. H., Tjaderhane, L., & Tay, F. R. (2005). Chlorhexidine Arrests Subclinical Degradation of Dentin Hybrid Layers in vivo. *Journal of Dental Research*, 84(8), 741–746. doi:10.1177/154405910508400811
- Hobson, R. S., & McCabe, F.J. (2002). Relationship between enamel etch characteristics and resin-enamel bond strength. *British Dental Journal*, 192(8), 463-468 Disponível em <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12014696>

- Hosaka, K., Nishitani, Y., Tagami, J., Yoshiyama, M., Brackett, W. W., Agee, K. A., ... Pashley, D. H. (2009). Durability of resin-dentin bonds to water- vs. ethanol-saturated dentin. *Journal of Dental Research*, 88(2), 146–151. doi:10.1177/0022034508328910
- Huh, J.-B., Kim, J.-H., Chung, M.-K., Lee, H.-Y., Choi, Y.-G., & Shim, J.-S. (2008). The effect of several dentin desensitizers on shear bond strength of adhesive resin luting cement using self-etching primer. *Journal of Dentistry*, 36(12), 1025–1032. doi:10.1016/j.jdent.2008.08.012
- Ikemura, K., Kadoma, Y., & Endo, T. (2011). A review of the developments of self-etching primers and adhesives —Effects of acidic adhesive monomers and polymerization initiators on bonding to ground, smear layer-covered teeth. *Dental Materials Journal*, 30(6), 769–789. doi:10.4012/dmj.2011-110
- Ito, S., Tay, F. R., Hashimoto, M., Yoshiyama, M., Saito, T., Brackett, W. W., ... Pashley, D. H. (2005). Effects of multiple coatings of two all-in-one adhesives on dentin bonding. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 7(2), 133–141. Disponível em <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16052762>
- Joves, G. J., Inoue, G., Nakashima, S., Sadr, A., Nikaido, T., & Tagami, J. (2013). Mineral density, morphology and bond strength of natural versus artificial caries-affected dentin. *Dental Materials Journal*, 32(1), 138–143. doi:10.4012/dmj.2012-243
- Junior, M. M., Rocha, E. P., Anchieta, R. B., Archangelo, C. M., & Luersen, M. A. (2012). Etch and rinse versus self-etching adhesives systems: Tridimensional micromechanical analysis of dentin/adhesive interface. *International Journal of Adhesion & Adhesives*, 35, 114–119. doi:10.1016/j.ijadhadh.2011.11.012
- Klein Jr, C. A., Zander-Grande, C., Amaral, R., Stanislawczuk, R., Garcia, E. J., Baumhardt-Neto, R., ... Reis, A. (2008). Evaporating solvents with a warm air-stream: effects on adhesive layer properties and resin-dentin bond strengths. *Journal of Dentistry*, 36(8), 618–625. doi:10.1016/j.jdent.2008.04.014
- Kubo, S., Yokota, H., Yokota, H., & Hayashi, Y. (2013). Challenges to the clinical placement and evaluation of adhesively-bonded, cervical composite restorations. *Dental Materials*, 29(1), 10–27. doi:10.1016/j.dental.2012.08.003
- Liu, Y., Tjäderhane, L., Breschi, L., Mazzoni, A., Li, N., Mao, J., ... Tay, F. R. (2011). Limitations in bonding to dentin and experimental strategies to prevent bond degradation. *Journal of Dental Research*, 90(8), 953–968. doi:10.1177/0022034510391799
- Manso, A. P., Bedran-Russo, A. K., Suh, B., Pashley, D. H., & Carvalho, R. M. (2009). Mechanical stability of adhesives under water storage. *Dental Materials*, 25(6), 744–749. doi:10.1016/j.dental.2008.12.006
- Marshall, S. J., Bayne, S. C., Baier, R., Tomsia, A. P., & Marshall, G. W. (2010). A review of adhesion science. *Dental Materials*, 26(2), e11–e16. doi:10.1016/j.dental.2009.11.157
- Mazzoni, A., Pashley, D. H., Nishitani, Y., Breschi, L., Mannello, F., Tjäderhane, L., ... Tay, F. R. (2006). Reactivation of inactivated endogenous proteolytic activities in phosphoric

- acid-etched dentine by etch-and-rinse adhesives. *Biomaterials*, 27(25), 4470–4476. doi:10.1016/j.biomaterials.2006.01.040
- Mazzoni, A., Carrilho, M., Papa, V., Tjäderhane, L., Gobbi, P., Nucci, C., ... Breschi, L. (2011). MMP-2 assay within the hybrid layer created by a two-step etch-and-rinse adhesive: Biochemical and immunohistochemical analysis. *Journal of Dentistry*, 39(7), 470–477. doi:10.1016/j.jdent.2011.04.004
- Mazzoni, A., Breschi, L., Carrilho, M., Nascimento, F. D., Orsini, G., Jr, A. R., ... Tjäderhane, L. (2012a). A review of the nature, role, and function of dentin non-collagenous proteins. Part II: enzymes, serum proteins, and growth factors. *Endodontic Topics*, 21(1), 19–40. doi:10.1111/j.1601-1546.2012.00268.x
- Mazzoni, A., Nascimento, F. D., Carrilho, M., Tersariol, I., Papa, V., Tjäderhane, L., ... Breschi, L. (2012b). MMP activity in the hybrid layer detected with in situ zymography. *Journal of Dental Research*, 91(5), 467–472. doi:10.1177/0022034512439210
- Mazzoni, A., Scaffa, P., Carrilho, M., Tjäderhane, L., Di Lenarda, R., Polimeni, A., ... Breschi, L. (2013). Effects of etch-and-rinse and self-etch adhesives on dentin MMP-2 and MMP-9. *Journal of Dental Research*, 92(1), 82–86. doi:10.1177/0022034512467034
- Mjör, I. A. (2009). Dentin Permeability: The Basis for Understanding Pulp Reactions and Adhesive Technology. *Brazilian Dental Journal*, 20(1), 3–16. Disponível em: <http://www.scielo.br/pdf/bdj/v20n1/v20n1a01.pdf>
- Moon, P. C., Weaver, J., & Brooks, C. N. (2010). Review of matrix metalloproteinases' effect on the hybrid dentin bond layer stability and chlorhexidine clinical use to prevent bond failure. *The Open Dentistry Journal*, 4, 147–152. doi:10.2174/1874210601004010147
- 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. doi:10.1016/j.jdent.2013.03.001
- 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. doi:10.1002/jbm.820160307
- Nakajima, M., Kunawarote, S., Prasansuttiorn, T., & Tagami, J. (2011). Bonding to caries-affected dentin. *Japanese Dental Science Review*, 47(2), 102–114. doi:10.1016/j.jdsr.2011.03.002
- Neves, A. A., Coutinho, E., Cardoso, M. V., Lambrechts, P., & Van Meerbeek, B. (2011). Current concepts and techniques for caries excavation and adhesion to residual dentin. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 13(1), 7–22. doi:10.3290/j.jad.a18443
- Ogura, Y., Shimizu, Y., Shiratsuchi, K., Tsujimoto, A., Takamizawa, T., Ando, S., & Miyazaki, M. (2012). Effect of warm air-drying on dentin bond strength of single-step self-etch adhesives. *Dental Materials Journal*, 31(4), 507–513. doi:10.4012/dmj.2011-258

- Oliveira, M. A. H. de M., Torres, C. P., Gomes-Silva, J. M., Chinelatti, M. A., De Menezes, F. C. H., Palma-Dibb, R. G., & Borsatto, M. C. (2010). Microstructure and mineral composition of dental enamel of permanent and deciduous teeth. *Microscopy research and technique*, 73(5), 572–7. doi:10.1002/jemt.20796
- Osorio, R., Yamauti, M., Osorio, E., Ruiz-Requena, M. E., Pashley, D., Tay, F., & Toledano, M. (2011). Effect of dentin etching and chlorhexidine application on metalloproteinase-mediated collagen degradation. *European Journal of Oral Sciences*, 119(1), 79–85. doi:10.1111/j.1600-0722.2010.00789.x
- Pashley, D.H., Tay, F. R., Yiu, C., Hashimoto, M., Breschi, L., Carvalho, R. M., & Ito, S. (2004). Collagen Degradation by Host-derived Enzymes during Aging. *Journal of Dental Research*, 83(3), 216–221. doi:10.1177/154405910408300306
- 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. doi:10.1016/j.dental.2010.10.016
- Perdigão, J. (2010). Dentin bonding-variables related to the clinical situation and the substrate treatment. *Dental Materials*, 26(2), e24–e37. doi:10.1016/j.dental.2009.11.149
- Perdigão, J., Reis, A., & Loguercio, A. D. (2013a). Dentin Adhesion and MMPs: A Comprehensive Review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 25(4), 219–241. doi:10.1111/jerd.12016
- Perdigão, J., Sezinando, A., & Monteiro, P. C. (2013b). Effect of substrate age and adhesive composition on dentin bonding. *Operative Dentistry*, 38(3), 267–274. doi:10.2341/12-307-L
- Peumans, M., De Munck, J., Van Landuyt, K. L., Poitevin, A., Lambrechts, P., & Van Meerbeek, B. (2010). Eight-year clinical evaluation of a 2-step self-etch adhesive with and without selective enamel etching. *Dental Materials*, 26(12), 1176–1184. doi:10.1016/j.dental.2010.08.190
- Ramos, S. M. M., Alderete, L., & Farge, P. (2009). Dentinal tubules driven wetting of dentin: Cassie-Baxter modelling. *The European Physical Journal E*, 30(2), 187–195. doi:10.1140/epje/i2008-10444-x
- Reis, A., Pellizzaro, A., Dal-Bianco, K., Gones, O. M., Patzlaff, R., & Loguercio, A. D. (2007). Impact of adhesive application to wet and dry dentin on long-term resin-dentin bond strengths. *Operative Dentistry*, 32(4), 380–387. doi:10.2341/06-107
- Reis, A., Albuquerque, M., Pegoraro, M., Mattei, G., Bauer, J. R. D. O., Grande, R. H. M., ... Loguercio, A. D. (2008a). Can the durability of one-step self-etch adhesives be improved by double application or by an extra layer of hydrophobic resin? *Journal of Dentistry*, 36(5), 309–315. doi:10.1016/j.jdent.2008.01.018
- Reis, A., Cardoso, P. C., Vieira, L. C. C., Baratieri, L. N., Grande, R. H. M., & Loguercio, A. D. (2008b). Effect of prolonged application times on the durability of resin-dentin bonds. *Dental Materials*, 24(5), 639–644. doi:10.1016/j.dental.2007.06.027

- Reis, A., Klein-Júnior, C. A., de Souza, F. H. C., Stanislawczuk, R., & Loguercio, A. D. (2010). The use of warm air stream for solvent evaporation: effects on the durability of resin-dentin bonds. *Operative Dentistry*, 35(1), 29–36. doi:10.2341/08-065-L
- Reis, A., Carrilho, M., Breschi, L., & Loguercio, A. D. (2013). Overview of Clinical Alternatives to Minimize the Degradation of the Resin-dentin Bonds. *Operative Dentistry*, 38(4), 1–25. doi:10.2341/12-258-LIT
- Ricci, H. A., Sanabe, M. E., de Souza Costa, C. A., Pashley, D. H., & Hebling, J. (2010). Chlorhexidine increases the longevity of in vivo resin-dentin bonds. *European Journal of Oral Sciences*, 118(4), 411–416. doi:10.1111/j.1600-0722.2010.00754.x
- Sadek, F. T., Pashley, D. H., Nishitani, Y., Carrilho, M. R., Donnelly, A., Ferrari, M., & Tay, F. R. (2007). Application of hydrophobic resin adhesives to acid-etched dentin with an alternative wet bonding technique. *Journal of Biomedical Materials Research*, 19–29. doi:10.1002/jbm.a
- Schiltz-Taing, M., Wang, Y., Suh, B., Brown, D., & Chen, L. (2011). Effect of tubular orientation on the dentin bond strength of acidic self-etch adhesives. *Operative Dentistry*, 36(1), 86–91. doi:10.2341/10-233-LR
- Silva, S. M. A., Carrilho, M. R. O., Marquezini Junior, L., Garcia, F. C. P., Manso, A. P., Alves, M. C., & de Carvalho, R. M. (2009). Effect of an additional hydrophilic versus hydrophobic coat on the quality of dentinal sealing provided by two-step etch-and-rinse adhesives. *Journal of Applied Oral Science*, 17(3), 184–189. Disponível em <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19466248>
- Spencer, P., & Wang, Y. (2002). Adhesive phase separation at the dentin interface under wet bonding conditions. *Journal of Biomedical Materials Research*, 62(3), 447–456. doi:10.1002/jbm.10364
- Spencer, P., Ye, Q., Park, J., Topp, E. M., Misra, A., Marangos, O., ... Katz, J. L. (2010). Adhesive/Dentin interface: the weak link in the composite restoration. *Annals of Biomedical Engineering*, 38(6), 1989–2003. doi:10.1007/s10439-010-9969-6
- Stanislawczuk, R., Reis, A., & Loguercio, A. D. (2011). A 2-year in vitro evaluation of a chlorhexidine-containing acid on the durability of resin – dentin interfaces. *Journal of Dentistry*, 39(1), 40–47. doi:10.1016/j.jdent.2010.10.001
- Tay, F. R., & Pashley, D. H. (2003). Have Dentin Adhesives Become Too Hydrophilic? *Journal of Canadian Dental Association*, 69(11), 726–731. Disponível em <https://cda-adc.ca/jcda/vol-69/issue-11/726.pdf>
- Tay, F. R., & Pashley, D. H. (2004). Resin bonding to cervical sclerotic dentin: a review. *Journal of Dentistry*, 32(3), 173–196. doi:10.1016/j.jdent.2003.10.009
- Tjäderhane, L., Carrilho, M. R., Breschi, L., Tay, F. R., & Pashley, D. H. (2012). Dentin basic structure and composition — an overview. *Endodontic Topics*, 20, 3–29. doi:10.1111/j.1601-1546.2012.00269.x

- Tsujimoto, A., Iwasa, M., Shimamura, Y., Murayama, R., Takamizawa, T., & Miyazaki, M. (2010). Enamel bonding of single-step self-etch adhesives: influence of surface energy characteristics. *Journal of Dentistry*, *38*(2), 123–130. doi:10.1016/j.jdent.2009.09.011
- Tuncer, D., Yazici, A. R., Özgünaltay, G., & Dayangac, B. (2013). Clinical evaluation of different adhesives used in the restoration of non-cariious cervical lesions: 24-month results. *Australian Dental Journal*, *58*(1), 94–100. doi:10.1111/adj.12028
- Van Meerbeek, B., De Munck, J., Yoshida, Y., Inoue, S., Vargas, M., Vijay, P., ... Vanherle, G. (2003). Adhesion to Enamel and Dentin: Current Status and Future Challenges. *Operative Dentistry*, *28*(3), 215–235. Disponível em <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/?term=Adhesion+to+Enamel+and+Dentin%3A+Curren+Status+and+Future+Challenges>.
- 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. doi: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. doi:10.1016/j.dental.2010.10.023
- Wang, J. D., & Hume, W. R. (1988). Diffusion of hydrogen ion and hydroxyl ion from various sources through dentine. *International Endodontic Journal*, *21*, 17–26. doi:10.1111/j.1365-2591.1988.tb00949.x
- Wang, Y., & Spencer, P. (2003). Hybridization Efficiency of the Adhesive/Dentin Interface with Wet Bonding. *Journal of Dental Research*, *82*(2), 141–145. doi:10.1177/154405910308200213
- Wang, Y., & Spencer, P. (2002). Quantifying adhesive penetration in adhesive/dentin interface using confocal Raman microspectroscopy. *Journal of Biomedical Materials Research*, *59*(1), 46–55. Disponível em <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11745536>
- Wang, Yong, Spencer, P., & Walker, M. P. (2006). Chemical profile of adhesive / caries-affected dentin interfaces using Raman microspectroscopy. *Journal of Biomedical Materials*, 279–286. doi:10.1002/jbm.a
- Yiu, C.K.Y., Garcia-Godoy, F., Tay, F. R., Pashley, D. H., Imazato, S., King, N. M., & Lai, S. C. N. (2002). A Nanoleakage Perspective on Bonding to Oxidized Dentin. *Journal of Dental Research*, *81*(9), 628–632. doi:10.1177/154405910208100910
- Yiu, C K Y, King, N. M., Pashley, D. H., Suh, B. I., Carvalho, R. M., Carrilho, M. R. O., & Tay, F. R. (2004). Effect of resin hydrophilicity and water storage on resin strength. *Biomaterials*, *25*(26), 5789–5796. doi:10.1016/j.biomaterials.2004.01.026
- Yuan, Y., Shimada, Y., Ichinose, S., Sadr, a., & Tagami, J. (2007). Effects of Dentin Characteristics on Interfacial Nanoleakage. *Journal of Dental Research*, *86*(10), 1001–1006. doi:10.1177/154405910708601016

- Zhang, S., & Kern, M. (2009). The role of host-derived dentinal matrix metalloproteinases in reducing dentin bonding of resin adhesives. *International Journal of Oral Science*, *1*(4), 163–76. doi:10.4248/IJOS.09044
- Zhou, J., Tan, J., Yang, X., Cheng, C., Wang, X., & Chen, L. (2010). Effect of chlorhexidine application in a self-etching adhesive on the immediate resin-dentin bond strength. *The Journal of Adhesive Dentistry*, *12*(1), 27–31. doi:10.3290/j.jad.a17543
- Zimmerli, B., De Munck, J., Lussi, A., Lambrechts, P., & Van Meerbeek, B. (2012). Long-term bonding to eroded dentin requires superficial bur preparation. *Clinical Oral Investigations*, *16*(5), 1451–1461. doi:10.1007/s00784-011-0650-8