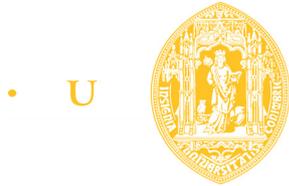


Mestrado Integrado em Medicina Dentária



• C •

FMUC FACULDADE DE MEDICINA  
UNIVERSIDADE DE COIMBRA

# **Procedimentos Adesivos em Odontopediatria:**

## **Força de adesão e ultramorfologia das interfaces**

Ana Daniela Dos Santos Soares

Orientador: Prof. Doutor João Carlos Ramos  
Co-Orientadora: Mestre Dra. Ana Luísa Costa

**2010 Coimbra**

“Nós somos o que fazemos repetidamente, a excelência não é um feito, e sim, um hábito.”

Aristóteles

# Agradecimentos

Ao Prof. Doutor João Carlos Ramos e à Dra. Ana Luísa Costa pela privilegiada partilha de sabedoria, inesgotável paciência, empenho, e esforço, sem eles este trabalho não seria possível.

Aos meus Pais pelo amor absoluto e pela confiança e esperança que sempre depositaram em mim.

À minha irmã pela ternura e “cor” que traz à minha vida.

Ao Luís pelo amor, apoio, força, compreensão e partilha incondicional.

Á Barbara pela amizade profunda, pela enorme confiança depositada e motivação constante que marcará para sempre o meu percurso académico.

Aos meus amigos pela paciência, carinho e inter-ajuda que vou guardar para sempre no coração.

Ao Nuno Dias e ao Dr. Fernando Marques pela ajuda indispensável na análise estatística.

Ao Prof. Doutor Augusto Barros Lopes do Departamento de Engenharia Cerâmica e Vidro da Universidade de Aveiro pela disponibilidade prestada.

À Cláudia Brites pela disponibilidade e apoio prestado na preparação das amostras.

Aos meus mestres, por toda a sabedoria transmitida ao longo destes anos.

Aos fabricantes Dentsply® e Kerr® pela cedência dos respectivos materiais.

# Índice

1. Revisão bibliográfica.....	11
1.1. Introdução.....	11
1.2. Adesão aos tecidos dentários.....	11
1.2.1. Adesão ao esmalte.....	12
1.2.2. Adesão à dentina.....	12
1.3. Estrutura dos dentes decíduos.....	14
1.3.1. Esmalte.....	14
1.3.2. Dentina.....	15
1.4. Sistemas Adesivos.....	18
1.4.1. Evolução e classificação dos sistemas adesivos.....	18
1.4.2. Adesivos <i>self-etch</i> .....	23
1.4.3. Compósitos auto-adesivos.....	28
1.5 Adesivos auto-condicionantes em Odontopediatria.....	29
1.5.1. Morfologia das interfaces.....	29
1.5.2. Adaptação marginal.....	31
1.5.3. Força de adesão.....	32
1.5.4. Efeito bactericida.....	33
1.5.5. Sensibilidade pós-operatória.....	34
1.5.6. Vantagens em Odontopediatria.....	35
2. Trabalho de investigação.....	37
2.1. Introdução.....	37
2.2. Materiais e métodos.....	37
2.2.1. Materiais estudados.....	37
2.2.2. Preparação das amostras.....	39
2.2.3. Determinação da adesão.....	42

2.2.4. Análise da ultramorfolgia das interfaces por MEV (microscopia electrónica de varredura).....	44
2.3. Resultados.....	45
2.4. Discussão.....	50
2.5. Conclusão.....	52
3. Considerações finais.....	54
4. Bibliografia.....	56
5. Anexos.....	60

# Índice de tabelas

<b>Tabela 1:</b> Sistemas adesivos actuais adaptado de Baratieri <i>et al</i> .....	23
<b>Tabela 2:</b> Materiais estudados.....	37
<b>Tabela 3:</b> Valores de força de adesão obtidos (em MPa).....	45
<b>Tabela 4:</b> Análise estatística do grupo 1.....	46
<b>Tabela 5:</b> Análise estatística do grupo 2.....	46
<b>Tabela 6:</b> Análise estatística do grupo 3.....	47
<b>Tabela 7:</b> Análise comparativa entre os grupos.....	48

# Lista de abreviaturas

GPDM – glicerofosfórico dimetacrilato

NPG-GMA – N-fenilglicina glicidil metacrilato

Fenil-P – 2-metacriloxietil fenil hidrogenofosfato

HEMA – 2-hidroxietil metacrilato

10 MDP – 10-metacriloiloxidecil fosfato de di-hidrogeno

Bis-GMA – Bisfenol glicidil Metacrilato

TEGMA – Trietilenoglicol Dimetacrilato

UDMA – Uretano Dimetacrilato

MDPB – 12-Metacriloiloxidocilpridinium bromido

## Resumo

O aparecimento e desenvolvimento dos sistemas adesivos modificaram profundamente a vertente restauradora da Medicina Dentária, alterando os conceitos de preparo cavitário e possibilitando a realização de restaurações estéticas com maior conservação da estrutura dentária.

Foram recentemente introduzidos no mercado diferentes tipos de materiais adesivos, designados por “adesivos de 6<sup>o</sup> e 7<sup>a</sup> geração”. Diferem dos seus antecessores pela ausência de etapa isolada de aplicação do ácido, visto que o passo do condicionamento ácido foi agregado à aplicação de monómeros adesivos.

Em Odontopediatria é de vital importância simplificar os passos do tratamento restaurador, constituindo os adesivos *self-etch* um importante aliado para este objectivo. Infelizmente, embora existam diferenças significativas entre a morfologia dos dentes decíduos e dos dentes definitivos, os sistemas adesivos têm sido estudados essencialmente para a dentição definitiva e simplesmente extrapolados para a dentição temporária.

De um modo geral, independentemente do tipo de adesivo, as forças de adesão em dentes temporários são inferiores às obtidas nos dentes permanentes. Relativamente aos adesivos *self-etch*, enquanto as forças de adesão ao esmalte decíduo são significativamente inferiores às proporcionadas pelos adesivos do tipo *etch & rinse*, a adesão à dentina decídua parece ser semelhante para ambos os tipos de adesivos.

Este trabalho teve como objectivo efectuar uma revisão bibliográfica sobre os adesivos *self-etch* aplicados em Odontopediatria e realizar um estudo de avaliação *in vitro* das forças de adesão à dentina de dentes decíduos, proporcionadas por diferentes materiais adesivos, bem como caracterizar por microscopia electrónica de varrimento as respectivas interfaces adesivas.

Para os materiais avaliados os valores de força de adesão obtidos sugerem não existir diferenças estatisticamente significativas entre os sistemas adesivos *etch & rinse* e os *self-etch* quando aplicados em dentina de dentes decíduos. Já o compósito auto-adesivo foi o material que apresentou piores resultados.

A relativa eficácia dos *self-etch* aliada à sua menor sensibilidade técnica, pode traduzir-se numa vantagem importante em diversas situações clínicas de Odontopediatria.

Palavras-chave: “*self-etch*”, “*primary*”, “*teeth*”, “*adhesive*”, “*adhesion*” e “*dentin*”

# Abstract

The emergence and development of adhesive systems profoundly altered the aspect of restorative dentistry, changing the concepts of cavity preparation and enabling the creation of esthetic restorations with greater conservation of tooth structure.

Recently, it was introduced to the market different types of adhesive materials, so called "6<sup>th</sup> and 7<sup>th</sup> generation's adhesives". Differ from their predecessors by the lack of stage of application of acid alone, since the step of etching was added to the application of adhesive monomers.

In Pediatric Dentistry is vital to simplify the footsteps of restorative treatment, constituting the self-etch adhesives an important ally for this purpose. There are significant differences between the morphology of primary teeth and permanent teeth, and unfortunately adhesive systems have been studied primarily for the permanent teeth and the results extrapolated to the temporary dentition.

In general, regardless of the type of adhesive, the adhesion forces in temporary teeth are inferior to those obtained in permanent teeth. For self-etch adhesives, while the forces of adhesion to deciduous enamel are significantly lower than those offered by the etch & rinse adhesive type, adhesion to primary dentin is similar in both types of adhesives.

This study aimed to conduct a literature review on the self-etch adhesives used in Pediatric Dentistry and a study in vitro to evaluate the adhesion forces to the dentin of deciduous teeth, offered by different adhesive materials, and characterize by scanning electron microscopy the adhesive interface.

The bond strength values obtained showed no statistically significant differences between the adhesive etch & rinse and self-etch when applied to the dentin of primary teeth. Already the self-adhesive composite is the material with the lower results.

The relative effectiveness of self-etch combined with its lower sensitivity technique, can be a significant advantage in many clinical situations in pediatric dentistry.

Keywords: "self-etch", "primary", "teeth", "adhesive", "adhesion" e "dentin"

# 1. Revisão bibliográfica

---

## 1.1.Introdução

O desenvolvimento dos sistemas adesivos modificou profundamente a vertente restauradora da Medicina Dentária, alterando os conceitos de preparação de cavidades e possibilitando a realização de restaurações estéticas com maior conservação da estrutura dentária.

Em Odontopediatria é de vital importância simplificar os passos do tratamento restaurador, podendo constituir os adesivos de aplicação mais simples e rápida um importante aliado para atingir este objectivo. Os adesivos *self-etch* têm sido utilizados em crianças na execução de restaurações, selantes de fissuras e colagem de *brackets* ortodônticos; em qualquer das situações, a vantagem principal reside na simplificação da técnica operatória. Contudo, embora existam diferenças comprovadas entre a morfologia dos dentes decíduos e a dos dentes definitivos, os materiais de adesão utilizados numa restauração são, frequentemente, desenvolvidos para a dentição definitiva e apenas extrapolados para a dentição temporária.<sup>2</sup>

## 1.2.Adesão à estrutura dentária

A palavra adesão tem origem no latim *ad haerere* (“colar a”) e pode ser definida como a união entre diferentes estruturas, quando estas são colocadas em contacto íntimo, mediante forças intermoleculares, assim como por retenção mecânica ou pela interposição de um terceiro material.<sup>3</sup>

A adesão entre os materiais restauradores e os tecidos dentários é, desde há muito tempo, um tema muito investigado. A utilização de adesivos teve início quando, em 1955, Buonocore propôs a aplicação de ácido fosfórico no esmalte como forma de criar micro-retenções que permitissem a adesão de resinas.<sup>3-5</sup>

De uma forma genérica, o mecanismo básico mais comum de união ao esmalte e à dentina envolve essencialmente um processo de desmineralização controlada dos tecidos dentários e a infiltração dos mesmos por monómeros resinosos que, após a sua polimerização, promovem uma união micromecânica.<sup>6</sup>

Esta capacidade de “fazer aderir” os materiais restauradores aos tecidos dentários revolucionou a Dentistaria Operatória, permitindo a adopção de procedimentos restauradores mais preventivos e conservadores.<sup>3</sup>

### 1.2.1. Adesão ao esmalte

O esmalte é o tecido mais mineralizado do corpo humano sendo constituído por, aproximadamente, 95% de minerais, 4% de água e 1% de matriz orgânica. A porção mineral é formada pelos cristais de hidroxiapatite, que são uma forma cristalina de fosfato de cálcio. O esmalte, quando intacto, apresenta uma película lisa e sem superfície retentiva, que não favorece a adesão. Por este motivo, o condicionamento ácido do esmalte é útil na medida em que promove um aumento da rugosidade e a da energia superficial.<sup>7</sup> A aplicação subsequente de um material resinoso nesta superfície previamente tratada permite que os monómeros se infiltrem nas irregularidades, por atracção capilar e, depois de copolimerizados, estabeleçam uma adesão micromecânica.<sup>3,8</sup>

O condicionamento ácido de esmalte pode resultar em três padrões morfológicos distintos. O mais comum é o tipo I, e envolve a desmineralização dos centros dos prismas de esmalte, preservando a periferia dos mesmos mais intacta. O padrão do tipo II é exactamente o oposto ao do tipo I, ou seja, a periferia dos prismas de esmalte encontra-se dissolvida enquanto o núcleo se encontra praticamente ileso. Já o padrão do tipo III caracteriza-se pela desmineralização das duas zonas dos prismas, o centro e a periferia. O tipo de padrão que prevê melhores níveis de adesão é o tipo II, sendo o tipo III o que apresenta piores resultados.<sup>3</sup>

Diversas concentrações de ácido fosfórico têm sido propostas para o condicionamento ácido do esmalte, sendo que valores entre 30 e 40% parecem apresentar os resultados mais favoráveis.<sup>7</sup> O ácido deve ser aplicado na superfície do esmalte durante aproximadamente 15 segundos e depois abundantemente lavado com água. Após a aplicação de um adesivo, as forças de adesão ao esmalte obtidas por este procedimento simples apresentam valores previsivelmente iguais ou superiores a 20 MPa.<sup>3,6</sup>

### 1.2.3. Adesão à dentina

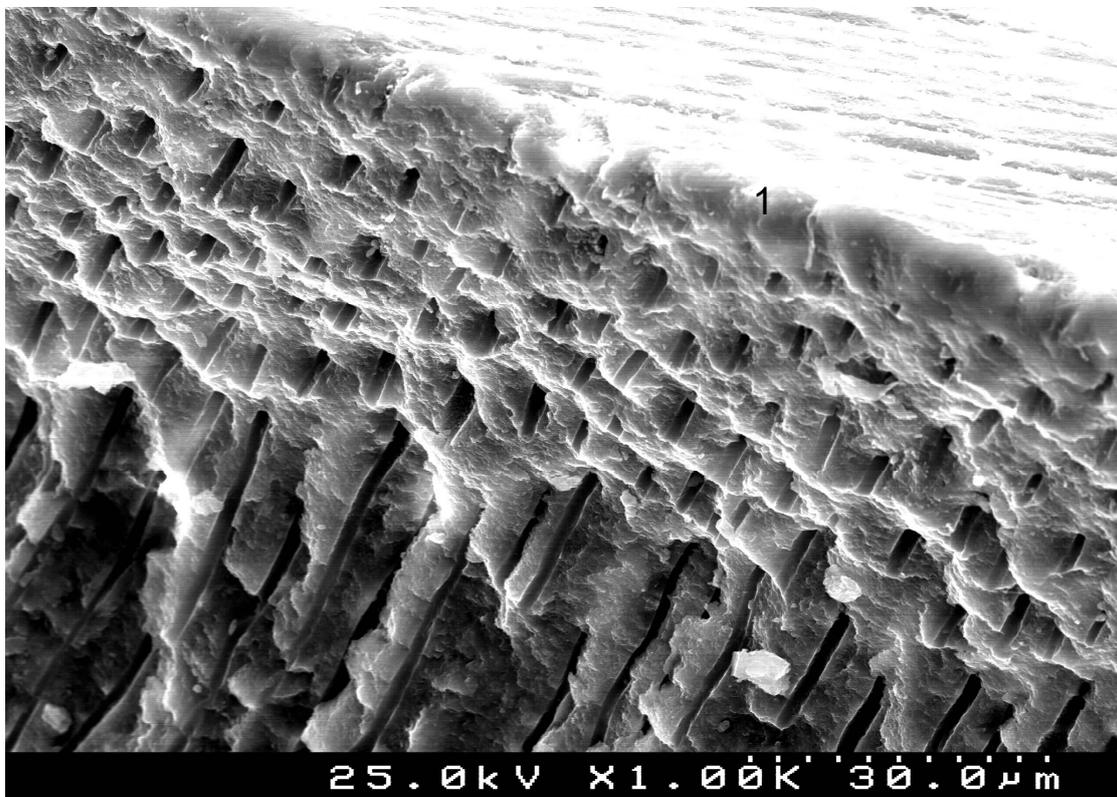
As diferenças significativas na composição da dentina relativamente ao esmalte, e o facto de se assumir como um substrato dinâmico, tornam as técnicas de adesão a este tecido mais difíceis, sensíveis, e imprevisíveis. A dentina é constituída por 70% de substância inorgânica (maioritariamente hidroxiapatite), 18% de matriz orgânica (essencialmente colagénio do tipo I) e 12% de água.<sup>9</sup> São basicamente estes dois últimos componentes, os responsáveis pelas dificuldades acrescidas no processo de adesão.<sup>6-7</sup>

A hidroxiapatite é fácil e superficialmente removida pelo ácido, permanecendo o colagénio que possui baixa energia de superfície. A presença de água neste substrato assume então uma extrema importância na medida em que ajuda a estabilizar a dentina

desmineralizada depois do condicionamento ácido, evitando o colapso da malha de colagénio.

Para restaurar a energia de superfície perdida e facilitar a infiltração dos monómeros resinosos é necessário aplicar um *primer* ou um adesivo (contendo monómeros e solventes adequados). Outra característica diferente e importante é a presença de *smear layer* que se forma na superfície da dentina após a sua instrumentação, normalmente com uma espessura entre 0,5 e 5,0  $\mu\text{m}$  (Fig.1).<sup>6-7</sup> A remoção da *smear layer* por substâncias acídicas pode resultar num aumento de fluxo do fluido tubular para a superfície dentinária, interferindo na adesão uma vez que as resinas hidrofóbicas não aderem aos substratos hidrofílicos.

**Figura 1:** Imagem obtida por MEV, através de um corte transversal da dentina de dentes decíduos, evidenciando a obliteração dos túbulos dentinários superficiais por uma camada de *smear layer* (1).



Outro factor a ter em conta na dentina consiste no seu relacionamento íntimo com o tecido pulpar e na presença de prolongamentos celulares no interior dos túbulos dentinários, por contraposição ao esmalte que é acelular, o que pode acarretar condicionantes adicionais no que se refere à biocompatibilidade dos materiais a usar.<sup>9</sup>

A variação regional na composição e estrutura da dentina leva a que a adesão dentinária seja afectada pela profundidade da preparação cavitária. Os valores de adesão são geralmente mais baixos à medida que a dentina se torna mais profunda, tornando a localização do substrato dentinário uma variável importante.<sup>10</sup>

## 1.3.Estrutura e Composição dos Dentes Decíduos

Durante muito tempo os tratamentos restauradores preconizados para dentes decíduos e permanentes era semelhante, pois pensava-se não existirem diferenças significativas tanto na sua composição como na sua microestrutura. Actualmente, compreender as especificidades relativas à composição, estrutura e propriedades dos tecidos duros que compõem os dentes temporários é de crucial importância para o estudo e desenvolvimentos de estratégias restauradoras adesivas próprias e igualmente eficazes neste tipo de dentes.

11

### 1.3.1. Esmalte

A formação das coroas dos dentes temporários tem início ainda durante o tempo de gestação do bebé e prolonga-se aproximadamente entre os 6 a 12 meses seguintes. Já o desenvolvimento dos dentes permanentes é um processo mais demorado, entre 3 e 4 anos, estabelecendo desde logo uma diferença estrutural entre estas duas dentições.<sup>12</sup> O período de formação do esmalte decíduo é mais curto e configura uma camada mais fina de esmalte que os seus sucessores permanentes.<sup>12</sup>

O esmalte dentário é um tecido acelular extremamente mineralizado, no qual cristais microscópicos de fosfato de cálcio compreendem 99% do seu peso seco.<sup>12-13</sup> Os cristais assemelham-se à hidroxiapatite mineral,  $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ , de modo a que o cálcio, fosfato e os aniões de hidróxido estão organizados num padrão repetitivo na estrutura do cristal, formando os prismas do esmalte.<sup>13</sup> Embora exista uma grande percentagem de material inorgânico, existe uma fracção orgânica constituída por aminoácidos (proteínas) da família da queratina, denominada amelogenina (característica de um esmalte em desenvolvimento) e enamelinina (presente no esmalte mais maduro).<sup>14</sup>

Morfologicamente, podem distinguir-se três tipos de estruturas no esmalte: esmalte prismático, interprismático e aprismático. O primeiro é constituído por prismas de esmalte formados por cristais de hidroxiapatite e produzidos pelos processos de Tomes (estruturas altamente diferenciadas localizadas na extremidade dos ameloblastos).<sup>14</sup> O esmalte interprismático encontra-se a circundar os cristais de hidroxiapatite funcionando como uma “matriz de esmalte”. Por último, o esmalte aprismático, que se encontra na porção mais superficial da coroa, não apresenta prismas na sua constituição e têm uma espessura de cerca de 15 a 30µm.<sup>15</sup> Segundo alguns autores, este tipo de esmalte é característico da dentição temporária, existindo apenas em 70% dos dentes permanentes.<sup>12, 14</sup>

Os dentes temporários apresentam uma camada significativamente menos espessa de esmalte e um nível de mineralização também menor (80,6% nos dentes decíduos em comparação com 89,7% dos dentes definitivos).<sup>12</sup>

Oliveira *et al*, em 2009, estudaram as diferenças estruturais entre molares decíduos e permanentes, observando que o diâmetro médio dos prismas de esmalte em dentes temporários é menor ( $3,47 \mu\text{m} \pm 0,48$ ) que o dos definitivos ( $4,34 \mu\text{m} \pm 0,95$ ).<sup>12</sup> No entanto, estas divergências não foram consideradas pelos mesmos autores como estatisticamente significativas. Referem, também, que a densidade de prismas de esmalte (número de prismas por  $\text{mm}^2$ ) é maior em dentes temporários ( $14\ 149 \pm 1,009$ ) do que em dentes definitivos ( $13\ 582 \pm 600$ ). Foram também examinadas neste estudo as percentagens de cálcio e fósforo, apresentando o esmalte dos dentes definitivos valores mais elevados. Contrariamente, outro autor refere não existirem diferenças significativas nas constituições minerais destes dois tipos de dentes.<sup>16</sup>

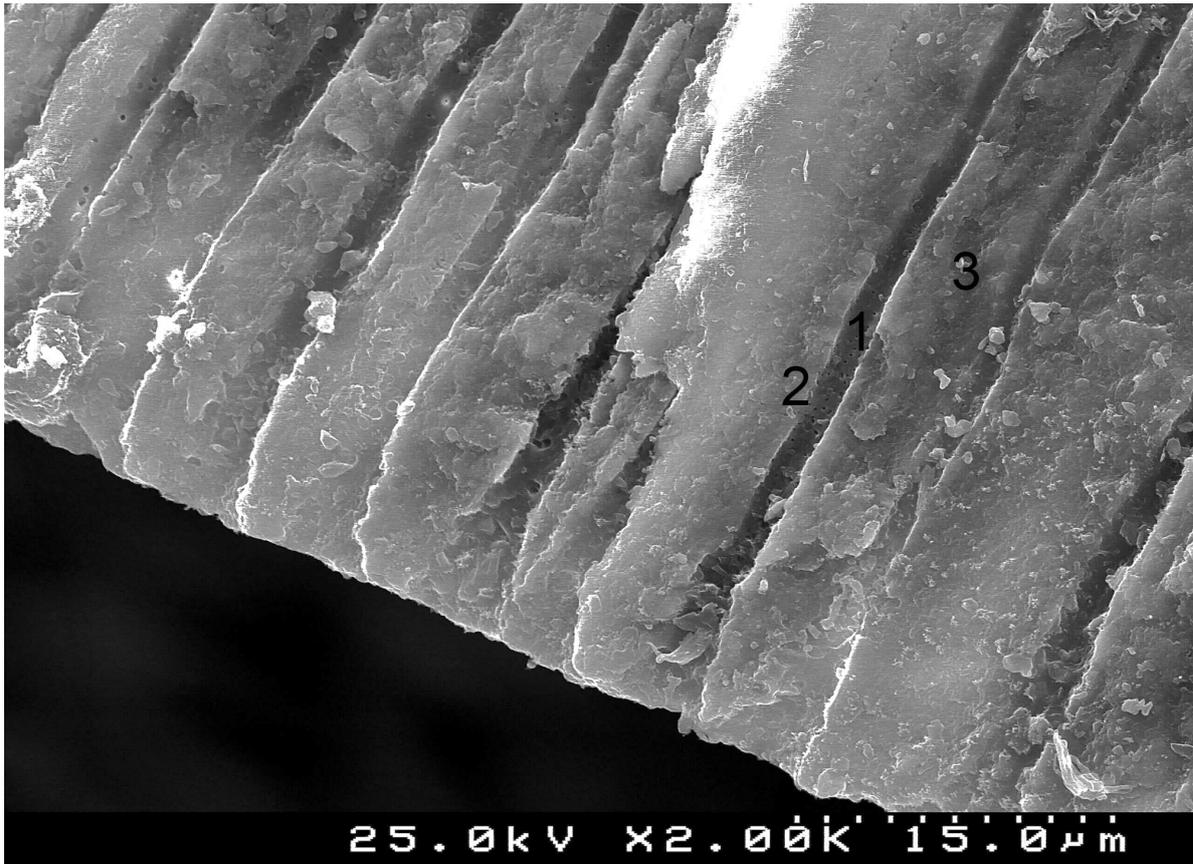
O esmalte apresenta-se como um tecido altamente duro, característica que lhe confere a capacidade de suportar as cargas mastigatórias que incidem nos dentes ao longo da vida. Associada a esta propriedade, encontra-se ainda um elevado módulo de elasticidade e baixa resistência à tracção.<sup>12, 14</sup> Tem sido sugerido que as propriedades mecânicas de tecidos mineralizados estão geralmente interligadas com a composição e arranjo tridimensional dos minerais. Justifica-se então que algumas das propriedades mecânicas dos dentes decíduos, como a dureza e força de tensão se encontrem diminuídas em relação aos dentes permanentes.<sup>12, 17</sup>

A presença de uma camada aprismática nos dentes permanentes parece interferir com o processo de condicionamento ácido do esmalte. Por esta razão, alguns autores preconizam um aumento de tempo de exposição ao ácido neste tipo de tecido.<sup>18-19</sup> Outros, referem que os 15 segundos são suficientes para uma correcta desmineralização, mesmos nos dentes decíduos.<sup>12, 20</sup>

### 1.3.2. Dentina

Tal como já foi referenciado genericamente, a constituição da dentina é mais heterogénea do que a do esmalte, apresentando maior percentagem de matéria orgânica. A dentina apresenta-se como uma estrutura permeabilizada por túbulos dentinários que a atravessam em toda a sua espessura (compreendida entre a polpa e a junção amelodentinária).<sup>14</sup> No interior dos túbulos encontram-se os processos odontoblásticos e o fluido dentinário.<sup>14</sup> A natureza tubular da dentina determina a existência da dentina peritubular, uma camada de dentina hipermineralizada que circunscreve os túbulos e a dentina intertubular, menos mineralizada e situada entre os mesmos (Fig.2).<sup>14, 21</sup>

**Figura 2:** Imagem obtida por MEV, de um corte transversal da dentina superficial de um dente decíduo evidenciando túbulo dentinário (1), dentina peritubular (2) e dentina intertubular (3).

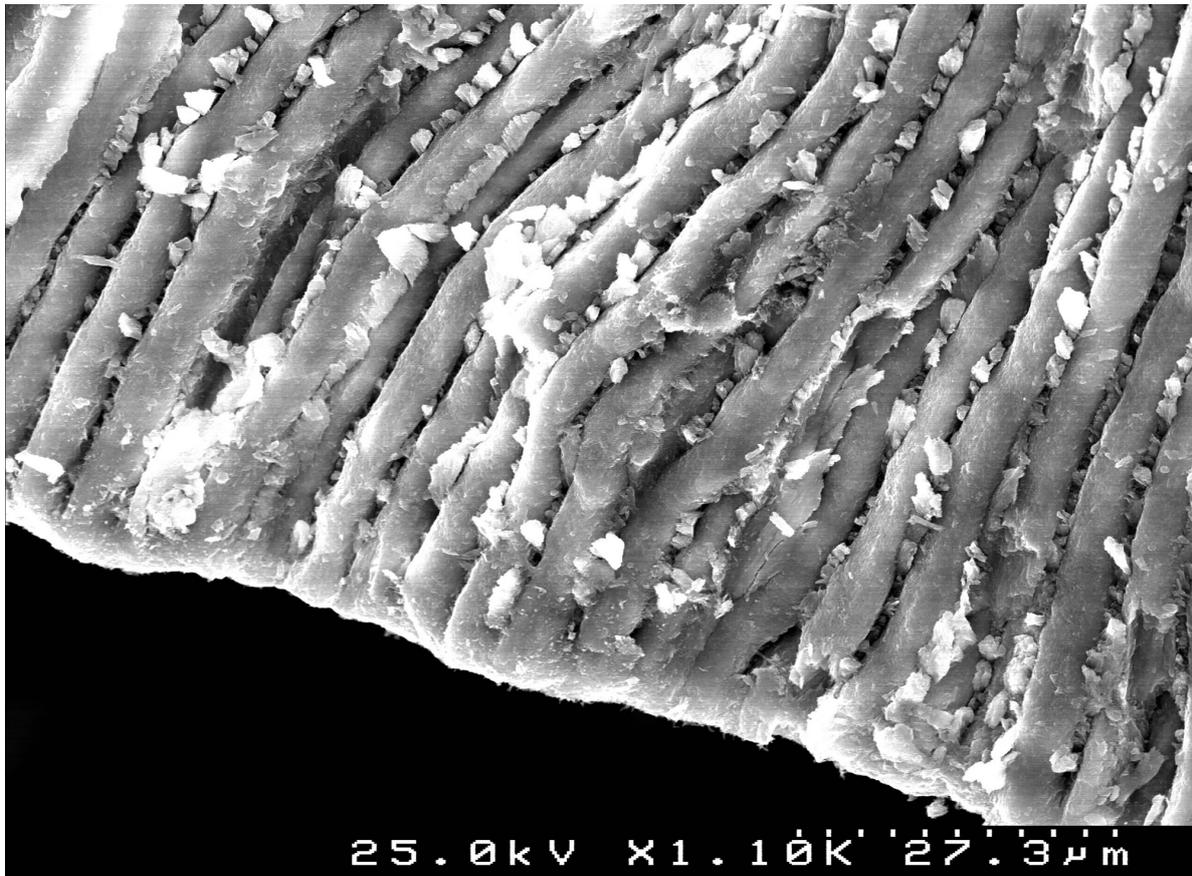


Têm sido estudado e demonstrado que existem diferenças significativas entre a dentina temporária e definitiva, ao nível da sua composição química, estrutural e morfológica.<sup>2, 22-23 24</sup>  
11

Quanto à composição mineral, as diferenças entre os dentes temporários e os permanentes devem-se à maior quantidade de magnésio e potássio presente na dentina dos dentes temporários. Componentes como cálcio e matéria orgânica são encontrados em quantidades equivalentes.<sup>14</sup> Outros autores referem que a concentração de cálcio e fosfato na dentina peritubular e intertubular é menor em dentição decídua, tornando este substrato mais reactivo ao condicionamento ácido.<sup>10, 14, 23 25-26</sup> Pode-se então inferir que os dentes permanentes são mais densos e mineralizados que os decíduos.<sup>24, 27-28</sup>

Alguns estudos demonstram uma maior densidade de túbulos dentinários em dentes decíduos quando comparados com os definitivos.<sup>4 22</sup> Concluem também que o diâmetro dos túbulos dentinários dos dentes decíduos é maior, preconizando, por estes motivos, que os procedimentos adesivos a efectuar necessitam ser diferenciados.<sup>4, 14, 29</sup> Devido ao aumento do lúmen dos túbulos dentinários a dentina intertubular diminui e, conseqüentemente, a superfície de adesão também (Fig.3).<sup>29</sup> A grande prevalência de microcanais nos dentes decíduos parece também dificultar a adesão a este substrato.<sup>29</sup>

**Figura 3:** Imagem obtida por MEV, de dentina profunda de dente temporário ilustrando uma elevada densidade de túbulos dentinários preenchidos por processos odontoblásticos.



Angker *et al*, em 2003, investigaram as propriedades mecânicas da dentina decídua, demonstrando, desde logo, que estas diminuem com a proximidade da polpa. Os resultados obtidos evidenciaram valores substancialmente mais baixos de dureza e módulo de elasticidade em dentina decídua (0,52 a 0,91 GPa de dureza e 11,59 a 17,06 GPa módulo de elasticidade) quando comparados com os valores referenciados para a dentina definitiva (0,57 a 1,13 GPa de dureza e 17,6 a 22,9 GPa de módulo de elasticidade).<sup>21, 30</sup>

Estudos de adesão à dentina feitos em dentes primários demonstraram menores valores de força de adesão em relação aos valores proporcionados em dentina definitiva.<sup>4, 24, 27</sup>

## 1.4. Sistemas adesivos

### 1.4.1.Evolução e Classificação

A classificação dos sistemas adesivos por gerações é, de um modo geral, a universalmente aceite, embora por vezes ainda não esteja perfeitamente clarificada.

Os sistemas podem classificar-se, do ponto de vista evolutivo, em sete gerações sendo que, numa perspectiva clínica, algumas delas não possuem aplicabilidade actual.<sup>3, 5</sup>

Os sistemas adesivos podem ainda ser classificados quanto ao modo de actuação relativamente à *smear layer*, quanto ao número de passos necessários para a sua utilização, e ao tipo de condicionamento ácido efectuado. Esta forma de classificação foi desenvolvida por Meerbeek *et al* e agrupa os adesivos em três grandes grupos com subdivisões: o primeiro compreende os adesivos que modificam a *smear layer* e a incorporam no próprio adesivo; o segundo grupo engloba os sistemas adesivos que removem completamente a *smear layer* através de condicionadores ácidos aplicados simultaneamente no esmalte e na dentina, promovendo a técnica de condicionamento ácido total e lavagem; e por último, o terceiro grupo descreve os sistemas adesivos que dissolvem a *smear layer* sem a removerem, através do uso de *primers* ligeiramente acídicos, denominados de *primers* auto-condicionantes (*self-etch primers*), sendo capazes de desmineralizar a *smear layer* e a dentina subjacente.<sup>8</sup>

#### Adesivos de 1<sup>o</sup> geração

A primeira experiência de adesão à dentina foi levada a cabo por Buonocore, em 1956, que propôs o uso de uma resina de ácido glicerofosfórico dimetacrilato (GPDM) que teria como função promover a ligação à dentina previamente tratada com ácido clorídrico. O processo de adesão baseava-se na interacção da molécula de resina bi-funcional com os iões cálcio.<sup>3, 5-6</sup>

No entanto, a base para o primeiro adesivo comercializado foi produzido por Bowen, que desenvolveu um co-monomero (com actividade de superfície bi-funcional) designado de N-fenilglicina glicidil metacrilato (NPG-GMA). A parte terminal desta molécula ligava-se à dentina por quelação com os iões cálcio, enquanto a outra parte formaria uma ligação química à resina. Não obstante, os valores de adesão apresentados encontravam-se entre os 2 e 3 MPa, valores muito diferentes dos encontrados na adesão ao esmalte (15 e 20 MPa).<sup>5, 24</sup> Além disso, tratava-se de um composto muito instável, com grande sensibilidade para a humidade e com grande contracção de polimerização. Uma vez que apresentava resultados clínicos muito limitados foi rapidamente abandonado, embora tenha hoje alguma relevância histórica.<sup>3, 6</sup>

### Adesivos de 2º geração

Em 1978, iniciou-se a comercialização no Japão dos adesivos de segunda geração, que se baseavam num agente de adesão de ester-fosfato, formado por fenil-P (2-metacrilóxi-etil fenil hidrogenofosfato) e HEMA (2-hidroxietil metacrilato) em solução de etanol.<sup>3, 5-6</sup> O mecanismo de acção era fundamentado na interacção polar entre os grupos fosfatos da resina com carga negativa e os iões cálcio de carga positiva da *smear-layer*.<sup>24</sup> Todavia, a *smear layer* constituía a conexão mais fraca do sistema, devido à sua deficiente ligação à dentina. Este segundo grupo de adesivos dentinários também apresentava um desempenho *in vivo* claramente inaceitável e, por essa mesma razão, foi abandonada.<sup>3-4, 6</sup>

### Adesivos de 3ª geração

Foi com a introdução deste novo grupo de sistemas adesivos no mercado que os níveis de adesão aumentaram significativamente.<sup>24</sup> Os agentes adesivos de 3ª geração baseavam-se num fosfato que também continha HEMA e uma molécula com dez átomos de carbono, conhecida como 10 MDP (10-metacrilóiloxidecil fosfato de di-hidrogeno), a qual apresentava uma grande porção hidrofóbica e uma pequena parte hidrofílica capaz de penetrar na dentina, proporcionando uma retenção micromecânica significativa para as resinas depois de polimerizadas.<sup>5</sup>

No protocolo de adesão acrescentou-se um novo passo: o condicionamento ácido. Este sistema adesivo era então constituído pelo ácido e por dois frascos: um de *primer* e outro de adesivo. O ácido mais utilizado era o fosfórico, que modificava a *smear layer* e “abria” parcialmente os túbulos dentinários.<sup>5</sup> Depois de algum tempo, o ácido deveria ser completamente eliminado da superfície dentinária e aplicado o *primer*. Este continha monómeros de resinas hidrofílicas que se iriam infiltrar na *smear-layer* e dentina, promovendo adesão entre estes. De seguida, colocar-se-ia a resina adesiva na dentina e esmalte, que iria fazer a união entre o *primer* e a resina. Os resultados obtidos *in vitro* já eram bastante satisfatórios; no entanto, clinicamente, a infiltração marginal das restaurações era evidente.<sup>3, 5-6</sup>

### Adesivos de 4ª geração

O condicionamento ácido total (ao esmalte e dentina) foi introduzido com os sistemas de adesivos de 4ª geração.<sup>5</sup> Baseavam-se na remoção completa da *smear layer*, com desmineralização da dentina subjacente e conseqüente exposição da fina teia de fibras de colagénio, de modo a que estas fossem infiltradas por monómeros hidrofílicos.<sup>24</sup> A esta técnica deu-se o nome de *total-etch*, significando que o esmalte e a dentina são tratados simultaneamente e com o mesmo agente ácido. Actualmente, é mais correcta a designação *etch & rinse*, que engloba também a geração seguinte.

Os sistemas adesivos de 4ª geração contêm: um ácido, que deve ser lavado sempre após o condicionamento; *primers*, soluções de monómeros hidrofílicos que geralmente se encontram dissolvidos em solventes orgânicos como o etanol e/ou acetona; e uma resina fluida, com ou sem conteúdo inorgânico, que contém monómeros hidrofóbicos, tais como Bis-GMA, TEGDMA ou UDMA, por vezes combinados com moléculas hidrofílicas (HEMA).

O ácido normalmente usado é o fosfórico em concentrações entre os 30 e 40%, o qual remove a *smear layer*, dissolve a parte superficial da dentina peritubular e intertubular, alarga a entrada dos túbulos dentinários e cria micro-rugosidades no esmalte.

As moléculas de *primer* apresentam dois grupos funcionais: um grupo hidrofílico, com afinidade química para a superfície húmida da dentina, e outro hidrofóbico, que co-polimeriza com os monómeros da resina fluida, aplicada após o *primer*. Este grupo de sistemas adesivos é conhecido pelo seu protocolo multi-passos e multi-frascos (ácido + *primer* + resina fluida) e constituiu uma enorme melhoria na adesão à dentina, sendo ainda actualmente utilizado na prática clínica com bons resultados a longo prazo.<sup>3,5</sup>

### Adesivos de 5ª Geração

Embora os sistemas adesivos de 4ª geração mostrassem já valores razoáveis de adesão, o seu protocolo de aplicação mais complexo fez com que se procurassem novas alternativas por forma a simplificar a sua utilização.<sup>3, 5-6</sup> A grande diferença neste quinto grupo residiu na diminuição de passos na aplicação do sistema adesivo, associando-se o *primer* e a resina fluida no mesmo frasco.<sup>5</sup> Estes materiais são compostos por monómeros hidrofílicos e hidrofóbicos dissolvidos num solvente orgânico.

Tal como acontecia com os *primers* dos sistemas multifrasco, os solventes orgânicos, altamente voláteis, captam a água e levam os monómeros até um íntimo contacto com as fibras expostas de colagénio. Embora esta geração consiga reduzir o número de passos clínicos, também apresenta algumas desvantagens: o condicionamento ácido forte pode levar a uma desmineralização dentinária excessiva relativamente à capacidade de penetração do adesivo na malha de colagénio desmineralizada, podendo resultar numa zona mais profunda e crítica dentro da camada híbrida que pode sofrer uma degradação contínua precoce.<sup>3,5</sup>

### Adesivos de 6ª Geração

Recentemente surgiram sistemas adesivos mais simplificados, denominados de *self-etching* ou auto-condicionantes, em que as etapas de ácido, *primer* e *bonding* são combinadas numa ou duas aplicações.<sup>5, 23, 31</sup> Ao contrário dos sistemas de 5ª geração, estes adesivos não removem completamente a *smear layer*<sup>23</sup> dissolvendo-a e incorporando-a na camada híbrida.<sup>7, 23</sup> A maioria destes compostos é uma mistura de monómeros acídicos, geralmente esteres de ácido fosfórico, com pH relativamente mais baixo que este.<sup>7</sup>

<sup>31</sup> Os sistemas adesivos auto-condicionantes de 6ª geração podem ainda ser divididos em três tipos, dependendo do número de passos na sua aplicação, os quais irão ser descritos oportunamente.

### **Sistemas de adesivos *etch & rinse***

Os sistemas de condicionamento total do tipo *etch & rinse* compreendem os adesivos de 4ª e 5ª geração, e podem ser aplicados em três ou dois passos. A denominação deste grupo por adesivos de condicionamento total é incorrecta pois tanto este tipo de adesivos como os *self-etch* condicionam totalmente a dentina e o esmalte. A designação mais exacta parece ser a de *etch & rinse*, que traduz mais fielmente o procedimento clínico efectuado com estes adesivos. Constituem o grupo de adesivos mais extenso do ponto de vista comercial e mais usado pelos profissionais.<sup>20</sup>

#### *De três passos:*

Este subgrupo possui um protocolo sequencial de aplicação separada de ácido, *primer* e resina fluida.<sup>20</sup>

O condicionamento ácido pode ser efectuado com gel de ácido fosfórico, cítrico ou maleico, em diversas concentrações, e tem como função remover a *smear layer* e desmineralizar a camada mais superficial do esmalte e da dentina a uma profundidade de cerca de 3-5µm, expondo a rede de fibras de colagénio que podem colapsar quando perdem o suporte dado pelo material inorgânico.<sup>4, 8</sup> A profundidade de desmineralização é afectada pelo pH, concentração, viscosidade e tempo de aplicação do condicionador.<sup>7</sup>

O *primer* é uma solução de monómeros hidrofílicos que se encontram dissolvidos num solvente orgânico, e tem como função permitir a infiltração e difusão dos monómeros resinosos.<sup>4, 20</sup> Este líquido reduz a tensão superficial da dentina, deslocando a água existente, ao mesmo tempo que os monómeros actuam sobre a superfície e penetram no interior do tecido.<sup>7</sup> A molécula do *primer* apresenta dois grupos funcionais: o grupo terminal hidrofílico com radicais  $\text{-OH}$  ou  $\text{-COOH}$ , que têm afinidade para a superfície húmida da dentina, e outro hidrofóbico, geralmente  $\text{-CH}_2$  que irá co-polimerizar com os monómeros da resina fluida.<sup>7</sup> O *primer* vai penetrar na rede de colagénio, aumentando a energia de superfície e a molhabilidade da dentina, preparando-a para receber a resina fluida.<sup>4</sup>

Por último, aplica-se a resina fluida, que também surge denominada na literatura como *bonding* ou adesivo. Este elemento é constituído fundamentalmente por monómeros hidrofóbicos como o Bis-GMA e o TEGDMA, mas pode também ter na sua constituição monómeros hidrofílicos como o HEMA para facilitar o contacto com a dentina. A principal função deste composto consiste em estabilizar a frágil estrutura das fibras de colagénio sem

suporte, através da penetração nos espaços entre as mesmas deixados após o condicionamento ácido e aplicação do *primer*.

Embora implique um grande número de passos clínicos, este sistema adesivo continua a ser considerado o “*gold standard*” da adesão. Contudo, existe uma maior probabilidade de ocorrência de erros de protocolo, tornando esta técnica mais sensível.<sup>4</sup>

*De dois passos:*

Embora com o mesmo princípio básico do que o grupo anterior, o protocolo é mais simplificado devido à inclusão do *primer* e da resina fluida no mesmo frasco.<sup>20</sup> Deste modo, a sequência de aplicação deste sistema adesivo traduz-se na colocação do ácido (condicionamento total), seguido do adesivo (*primer* e resina fluida em simultâneo). Esta solução continua a ser constituída por monómeros hidrofílicos e hidrofóbicos dissolvidos em solventes orgânicos e voláteis. À semelhança do que acontecia anteriormente com os sistemas de três passos, estes solventes tem como função remover a água e transportar os monómeros para o interior da dentina desmineralizada, promovendo um íntimo contacto com as fibras de colagénio.<sup>4</sup>

A aplicação dos sistemas de adesivos de condicionamento total é, ainda assim, uma técnica com alguma sensibilidade.<sup>4</sup>

Todos estes grupos diferenciados de adesivos têm como objectivo criar uma zona fundamental no processo de adesão dentária, denominada zona híbrida, e descrita pela primeira vez por Nakabayashi *et al.*<sup>4-5</sup> Esta camada é formada pela interpenetração dos monómeros de resina na malha das fibras de colagénio, formando uma estrutura mista composta por fibras envolvidas por resina e cristais de hidroxiapatite.

Embora a camada híbrida tenha um papel decisivo na adesão dentária, pensa-se que variações na sua espessura poderão ter pouca influência nos valores da mesma. Talvez outros factores, como a área da dentina intertubular exposta, o diâmetro e quantidade de túbulos abertos pelo ácido e o número e a extensão de túbulos secundários laterais possam ter um papel adicional na obtenção de resistências adesivas.<sup>7</sup>

Tabela 1: Sistemas adesivos actuais adaptado de Baratieri *et al*<sup>3</sup>

	Ácido (A)	Primer (B)	Resina Fluida (R)
<p>Sistema adesivo <i>Etch &amp; rinse</i>: 3 passos (multi-frasco)</p> <p>A + P + R</p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Remove a <i>smear layer</i></li> <li>- Expõe o colagénio intertubular e peritubular</li> <li>- Abre os túbulos dentinários</li> <li>- Diminui a energia de superfície</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Contém monómeros hidrofóbicos e hidrofílicos</li> <li>- Revestem as fibras de colagénio expostas pelo ácido</li> <li>- Restauram a energia de superfície para valores que permitam a resina fluida penetrar na superfície</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Moléculas essencialmente hidrofóbicas (Bis-GMA)</li> <li>- Copolimerizam com as moléculas do <i>primer</i> penetram nos túbulos – <i>resin tags</i></li> </ul>
<p>Sistema adesivo <i>Etch &amp; rinse</i>: 2 passos</p> <p>A + (PB)</p>		<ul style="list-style-type: none"> <li>- Podem ser aplicadas várias camadas (pelo menos duas) funcionando a primeira como <i>primer</i> e a segunda como a resina fluida</li> </ul>	
<p>Sistema adesivo <i>self-etch</i> (APB)</p>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Não remove a <i>smear layer</i>, mas expõe as fibras de colagénio devido ao seu pH ácido</li> <li>- O primer ácido desmineraliza a superfície ao mesmo tempo que penetra nos micro-espacos</li> <li>- A resina fluida penetra nos espacos criados, incorporando a <i>smear layer</i> na camada híbrida</li> </ul>		

### 1.4.2. Adesivos *Self-etch*

Vários sistemas de adesivos *self-etch* estão presentes no mercado diferenciando-se essencialmente quanto à composição, forma de apresentação, número passos e acidez da solução. Embora a tradução para o português seja auto-condicionante, ainda não está estabelecido se será essa a nomenclatura mais correcta a utilizar para referir este grupo de adesivos e por isso, ao longo deste trabalho decidiu-se adoptar o termo *self-etch*.

Os primeiros adesivos *self-etch* a serem desenvolvidos consistiam apenas num aumento da concentração de monómeros ácidos no adesivo baseado em HEMA e água.<sup>7</sup> Estes sistemas são agora compostos por monómeros hidrofílicos ácidos, água e solventes numa só solução, de modo a simplificar o seu processo de aplicação clínica.<sup>2, 4</sup>

Contrariamente aos adesivos do tipo *etch & rinse*, a desmineralização da dentina e infiltração dos monómeros do sistema adesivo processa-se em simultâneo, resultando numa dissolução e incorporação da *smear layer* na zona híbrida, sem a sobredesmineralização.<sup>23</sup>

#### 1.4.2.1. Classificação e composição

Existem vários sistemas de adesivos *self-etch* que podem ser classificados quanto ao número de passos clínicos ou de acordo com o seu pH.<sup>8</sup>

Em relação ao seu grau de acidez, estes compostos podem classificar-se em “suaves”, “intermédios” e “fortes”.<sup>32-33</sup>

Os adesivos “suaves” apresentam um  $\text{pH} \geq 2$  e desmineralizam a dentina apenas superficialmente, deixando cristais de hidroxiapatite em torno das fibras de colagénio, podendo possibilitar ainda algum tipo de interacção química, já descrita por alguns autores.<sup>8, 11, 23, 33</sup> Normalmente a *smear layer* não é completamente removida dos túbulos dentinários, apresentando como resultado uma camada híbrida extremamente fina.

Os *primers* ácidos categorizados como “fortes” apresentam um  $\text{pH} \leq 1$  e a camada híbrida formada por este tipo de adesivos assemelha-se, segundo alguns investigadores, à observada nos adesivos *etch & rinse*, apresentando-se bastante espessa, desprovida de cristais de hidroxiapatite e com muitos *resin tags*.<sup>8, 23, 33</sup>

Os adesivos “intermédios” possuem características intermédias entre os “fortes” e os “suaves”, e apresentam um pH entre 2 e 1.<sup>23, 33</sup> No entanto, para além do pH da solução adesiva, outros factores, tais como a agitação durante a aplicação, a espessura da camada de *smear layer*, a viscosidade e a humidade do substrato devem similarmente ser tidos em conta quando se analisa a profundidade de infiltração e a desmineralização provocados pelos adesivos *self-etch*.<sup>8</sup>

##### *Adesivos self-etch em dois frascos e dois passos clínicos*

Os adesivos do tipo I são constituídos por duas soluções, uma com o *primer* ácido e a outra com a resina fluida. Estes componentes são aplicados separadamente, sendo primeiramente colocado o *primer* ácido e depois a resina fluida. Apresentam, portanto, um protocolo de aplicação em dois passos<sup>20</sup>.

##### *Adesivos self-etch em dois frascos e um passo clínico*

O grupo II de adesivos auto-condicionantes também é constituído por dois componentes acondicionados separadamente, mas que são misturados previamente à sua aplicação nos tecidos dentários; assim, este sistema adesivo é apenas aplicado num único passo, embora seja composto por duas soluções distintas.

##### *Adesivos self-etch de um frasco e de um passo clínico*

Por último, há ainda a referir um grupo de adesivos mais recente (e ainda não muito preconizado), que apresenta apenas uma única solução que incorpora o ácido, o *primer* e a resina fluida, aplicada num só passo.

Foram desenvolvidos com o objectivo de reduzir ainda mais o tempo de aplicação e a sensibilidade inerente à técnica.<sup>20</sup> Embora necessitem de apenas um procedimento na sua aplicação, a maioria dos fabricantes sugere que se façam múltiplas aplicações da solução única.<sup>20</sup> Comparados com os sistemas multi-frascos *self-etch* e *etch & rinse*, os sistemas *self-etch* de um passo têm demonstrado valores de adesão mais baixos. Devido ao seu alto conteúdo de componentes hidrofílicos, a polimerização destes adesivos não impede que se comportem como membranas semi-permeáveis, permitindo o movimento de água através da camada híbrida. A relevância desta água residual permanece por explicar, mas poderá contribuir para a aceleração da degradação das interfaces adesivas.<sup>8</sup>

#### 1.4.2.2. Constituição química

Tradicionalmente, os sistemas adesivos contêm monómeros de resina, solventes orgânicos, iniciadores, inibidores e algumas partículas de preenchimento. O conceito dos adesivos *self-etch* é semelhante, mas essencialmente fundamentado na utilização de monómeros acídicos e na junção de todos estes constituintes num número reduzido de frascos e passos. Os sistemas adesivos *self-etch* mais comuns no mercado são baseados no metacrilato e possuem valores de pH compreendidos entre 1,5 e 2,5.<sup>20</sup>

##### *Monómeros*

Os monómeros são considerados os componentes mais importantes dos adesivos e podem ser divididos em três grupos, de acordo com a função que apresentam: monómeros adesivos, monómeros funcionais e monómeros de ligação (“cross-linking”).<sup>1</sup>

Todos estes grupos têm que preencher os seguintes requisitos: grande concentração de radicais livres disponíveis para copolimerizarem com outros monómeros; grande solubilidade no composto adesivo (devem conseguir ser miscíveis com os outros componentes dos adesivos); estabilidade química suficiente para permitir que não exista uma polimerização precoce ou degradação pelo oxigénio; pequena absorção de água; baixa contracção de polimerização e baixa citotoxicidade.<sup>34</sup>

Os monómeros adesivos vão ser responsáveis pela interacção específica entre o adesivo e o tecido dentário e, por isso, têm de cumprir, para além de todos os requisitos já acima mencionados, com algumas exigências adicionais.<sup>1, 34</sup> Devem ser capazes de efectuar o condicionamento da superfície do esmalte num tempo relativamente curto, enquanto formam uma superfície com maior rugosidade, que irá permitir uma ligação micro-mecânica entre o esmalte e o adesivo; devem ainda apresentar uma molhabilidade aceitável que permita a sua penetração nos tecidos dentários e interagir com alguma rapidez através de ligações iónicas e covalentes com o tecido dentário.<sup>34</sup>

Em geral, os monómeros adesivos devem conter os seguintes componentes: um grupo polimerizável, que irá reagir tanto com os outros monómeros do adesivo, como com os do

material restaurador através de co-polimerização; um grupo ácido, responsável pelo condicionamento dos tecidos duros e, por fim, um grupo “*spacer*”, que tem grande influência na flexibilidade, solubilidade e molhabilidade do adesivo.<sup>1, 34</sup>

Para além da ligação micromecânica proporcionada pelos adesivos podem existir também ligações químicas de monómeros ao tecido duro de um dente natural realizadas pela formação de ligações químicas primárias, tais como ligações covalentes ou iónicas. As ligações iónicas são formadas por grupos de ácido que reagem com o principal componente inorgânico dos tecidos dentários duros, a hidroxiapatite.<sup>34</sup> Além disso, grupos quelantes, que podem ser encontrados no ácido salicílico ou ácidos amino-di-acético, vão permitir a formação de ligações para os iões de cálcio do esmalte ou dentina.<sup>1, 34</sup>

Os monómeros adesivos dos *self-etch* mais comuns no mercado são os constituídos à base de fósforo ou de ácido carboxílico. O monómero que apresenta na sua constituição grupos fosfato promove a sua difusão na dentina e estruturas subjacentes. Já os monómeros à base de ácido carboxílico encontram-se em solução aquosa com um pH abaixo de 2 e, desta forma, condicionam mais adequadamente a superfície de esmalte e dentina.<sup>1, 34</sup>

Para além dos monómeros adesivos, os sistemas adesivos *self-etch* contêm também metacrilatos não acídicos mono e bifuncionais, que fazem parte do grupo funcional e “cross-linking”.<sup>34</sup> Estes compostos vão ter como função influenciar as propriedades dos adesivos tais como, a miscibilidade, viscosidade, molhabilidade, capacidade de penetração e a sua reactividade à polimerização. Estes monómeros condicionam também as propriedades da camada de adesivo polimerizado como a resistência mecânica, a absorção de água e a estabilidade contra a degradação hidrolítica e enzimática.

Entre os mono-metacrilatos existentes, o HEMA é o mais utilizado neste tipo de adesivos. O HEMA é solúvel em água, apresenta baixa viscosidade e melhora a miscibilidade e solubilidade do adesivo e o seu comportamento em relação ao tecido dentário. Para além disso, vai estabilizar a rede de fibras de colagénio e melhorar a permeabilidade dentinária e difusão do adesivo. No entanto, apesar de todas estas vantagens, o HEMA não é hidroliticamente estável e a sua elevada concentração no sistema adesivo pode prejudicar a taxa de polimerização do mesmo.<sup>1, 8, 34</sup>

Os monómeros de ligação di-metacrilatos têm como função formar a rede polimérica, que irá produzir uma série de efeitos favoráveis. Em primeiro lugar, aumenta a velocidade de polimerização devido ao efeito de gel criado por estes monómeros. Em segundo lugar, em comparação com os polímeros lineares, o agrupamento em rede proporciona propriedades mecânicas superiores. Por último, esta rede de polímeros forma uma camada cruzada que não é solúvel em água, tornando este adesivo mais impermeável.

Os monómeros de ligação mais frequentemente usados nestes sistemas adesivos são: o Bis-GMA, UDMA e TEGDMA. O Bis-GMA parece ser o composto com maior reactividade.

No entanto, apresenta baixa solubilidade na água e alta viscosidade, características não muito favoráveis. Já o TEGMA e o UDMA são di-metacrilatos que mostram ser menos viscosos e apresentam uma melhor solubilidade na água. Infelizmente, nenhum destes di-metacrilatos é hidroliticamente estável, e na presença de soluções aquosas ácidas (como o que acontece nestes adesivos), degradam-se sob a forma dos iões correspondentes e em ácido metacrílico.<sup>1, 8, 34</sup>

### *Iniciadores*

Estes compostos têm a função de dar início à reacção de polimerização do material em que estão integrados através de reacções químicas associadas.

Um problema intrínseco dos adesivos auto-condicionantes é a reacção ácido-base que ocorre entre os monómeros acídicos e os iniciadores existentes nos adesivos, tais como a conforoquinona/amina (nos fotopolimerizáveis) e a amina (nos autopolimerizáveis).<sup>34</sup> Em ambos os casos, a concentração de amina, e conseqüentemente o número de radicais amina formados, diminui devido à sua utilização na reacção com os monómeros acídicos e, conseqüentemente, a taxa de polimerização do adesivo diminui também.<sup>34</sup>

### *Solventes*

A adição de solventes aos sistemas adesivos é bastante importante, pois são eles que vão facilitar a penetração da solução na superfície dentária. Determinadas características como a pressão de vapor dos solventes são muito importantes, uma vez que, após a aplicação do adesivo, se pretende que todo o solvente evapore.

Os solventes podem ser classificados em três categorias de acordo com a sua polaridade: prótico polar, aprótico polar e prótico apolar.

Um solvente prótico polar consiste num grupo hidroxilo que forma ligações fortes com o hidrogénio, sendo exemplos desta categoria a água e etanol.

O solvente aprótico polar não necessita do grupo hidroxilo para estabelecer ligações de hidrogénio, e apresenta um grande momento dipolar; é exemplo típico deste grupo a acetona.

Por último, o solvente prótico apolar tem um momento dipolar pequeno e uma baixa constante di-eléctrica, não sendo muito utilizado.

Nos adesivos *self-etch*, o uso de água é imprescindível para permitir a ionização dos monómeros acídicos.<sup>1</sup> Apresenta uma grande capacidade para formar pontes de hidrogénio tornando-se, por isso, de fácil dissolução. Não obstante, a água é um fraco solvente entre componentes orgânicos e, normalmente, esta desvantagem é colmatada com a adição de um segundo solvente no adesivo.<sup>1</sup>

Pelas razões expostas, a água é um componente essencial na composição de um adesivo *self-etch*, mas em concentrações específicas e controladas, de modo a que um excesso desta não comprometa as forças de adesão com a existência de “canais de água”.<sup>1</sup>

Usualmente é o etanol o segundo solvente mais adicionado aos *self-etch* criando, juntamente com a água, uma mistura “azeotrópica”. Este tipo de mistura forma ligações de hidrogénio mútuas entre o etanol e a água, resultando numa maior evaporação quando comparado com a água simples.<sup>1</sup>

Figura 4: Classificação dos sistemas adesivos contemporâneos adaptada de Landuyt *et al*<sup>1</sup>

Adesivos <i>Etch &amp; rinse</i>				Adesivos <i>Self-etch</i>			
Resina Fluida	Primer	3 Passos	Condicionador	Resina Fluida	Primer auto-condicionador	2 Passos	1 Passos
Combinação da resina fluida/primer				Adesivo			
				2 componentes			
				1 componente			

### 1.4.3. Compósitos auto-adesivos

Actualmente surgiu no mercado a primeira resina que combina a tecnologia de um compósito com a de um adesivo num só produto.<sup>35</sup> Este compósito é fotopolimerizável e elimina a necessidade de condicionamento ácido e aplicação de adesivo.<sup>35</sup> É constituído por um monómero adesivo com grupo funcional de fosfato que apresenta propriedades acídicas e adesivas e, dois grupos metacrilato que vão copolimerizar com outros metacrilatos. O fabricante deste material (Kerr<sup>®</sup> Corporation) refere que este é indicado para classes I e II pequenas, como base cavitária, selantes de fissuras e fossas e reparação de porcelanas.<sup>36</sup>

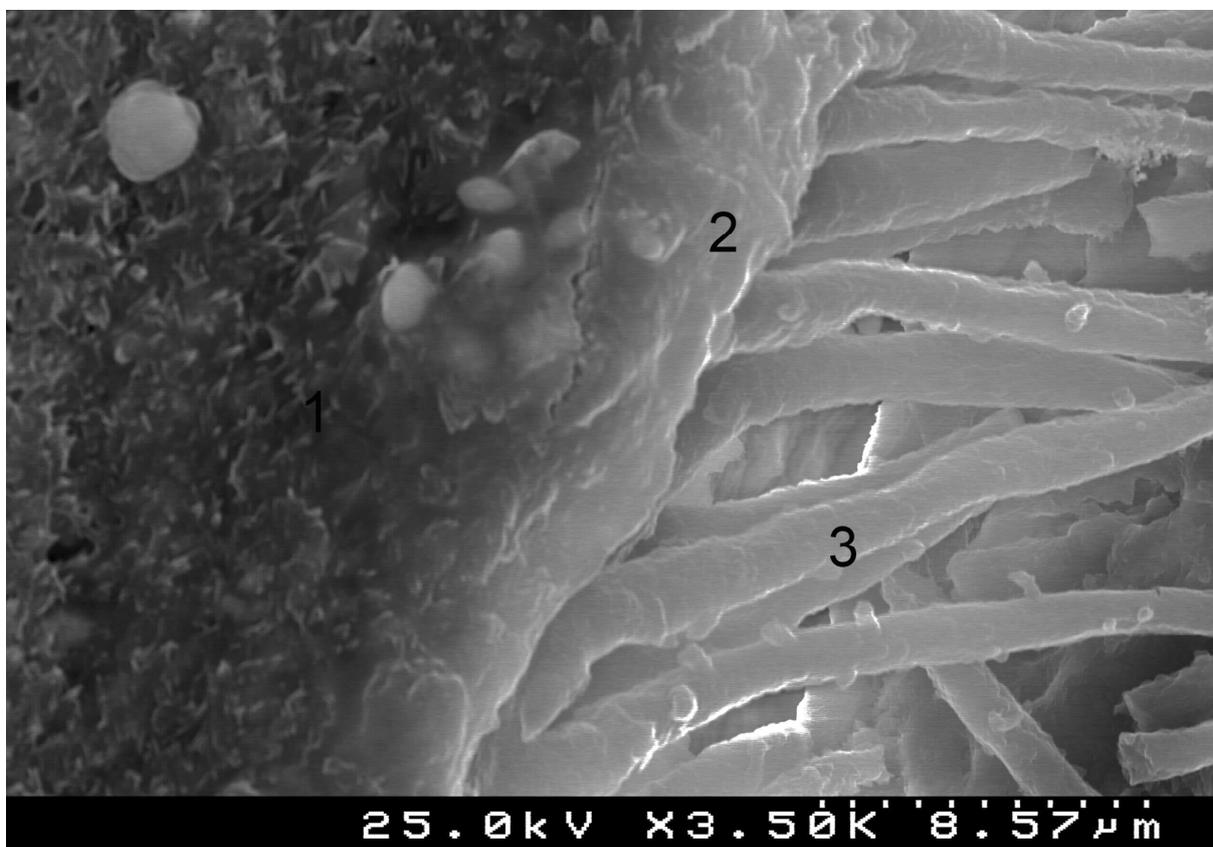
A adesão deste compósito auto-adesivo é feita por dois mecanismos: através de ligações químicas entre o grupo funcional fosfato do monómero GPDM e os íons cálcio presentes na hidroxiapatite; e por outro lado, através de adesão micromecânica que resulta da interpenetração dos monómeros da resina fluida na rede de colagénio. O Vertise™ Flow (Kerr® Corporation, Orange, USA), nome comercial deste compósito, actua simultaneamente como adesivo *self-etch* e resina fluida, necessitando por isso de ter características destes dois tipos de materiais. É então composto por quatro tipo de partículas: uma pré-polimerizável, micro-partículas de vidro de bário, nano partículas de sílica e nanopartículas de flureto de itérbio.<sup>36</sup>

## 1.5. Adesivos Auto-condicionantes em Odontopediatria

### 1.5.1. Morfologia da interface

Usualmente os mecanismos de adesão baseiam-se na formação de uma camada híbrida entre o substrato dentário, o adesivo e o material restaurador, de acordo com o oportunamente exposto.

**Figura 5:** Imagem obtida por MEV, de uma interface adesiva, evidenciando a resina composta (1), zona híbrida (2) e a penetração de resina nos túbulos dentinários (3).



A criação desta interface passa pela remoção e/ou incorporação da *smear layer* de modo a abrir os túbulos dentinários, formando microporosidades intertubulares que permitam a infiltração dos monómeros na rede de colagénio exposta, dando origem a uma retenção micromecânica.<sup>6</sup>

A camada híbrida é, geralmente, mais espessa quando são utilizados adesivos do tipo *etch & rinse*. No entanto, foi demonstrado que a espessura da camada híbrida poderá não estar directamente relacionada com a qualidade da adesão.<sup>6, 25</sup> Uma vez que esta interface é criada pela impregnação da dentina por monómeros resinosos, a estabilidade desta camada baseia-se na formação de uma zona homogénea e compacta (sem falhas ou espaços vazios).<sup>37</sup>

Quando são usados adesivos *self-etch*, estes desmineralizam e infiltram simultaneamente a dentina, estando a sua estabilidade relacionada com o acoplamento eficaz dos monómeros com o substrato infiltrado.<sup>37</sup>

Uma das grandes vantagens deste tipo de adesivos é o facto de a desmineralização ocorrer simultaneamente com a infiltração do monómero, o que permite que apenas seja desmineralizada a zona que vai ser preenchida pelo adesivo, não apresentando espaços vazios, tal como acontece em algumas situações com os adesivos *etch & rinse*. Os adesivos *self-etch* podem estabelecer ligações químicas entre o grupo carboxil ou fosfato dos monómeros funcionais e os cristais de hidroxiapatite residuais ainda presentes nas fibras de colagénio da dentina. Esta interacção adicional, que irá agir sinergicamente com a retenção micromecânica, tem demonstrado aumentar a estabilidade da camada híbrida ao longo do tempo.<sup>37</sup>

A longevidade clínica da interface adesiva parece envolver factores químicos e físicos. De entre estes, as forças oclusais de mastigação e a expansão e contracção constantes provocadas pelas mudanças de temperatura da cavidade oral, podem alterar a estabilidade da camada híbrida. Alguns componentes químicos acídicos encontrados no fluido dentinário, saliva, alimentos e produtos anti-bacterianos também podem alterar a interface dente/biomaterial, resultando em diferentes padrões de degradação de fibras de colagénio e dos componentes resinosos.<sup>37</sup>

Casagrande *et al*, estudaram a morfologia da interface adesivo/dente utilizando um adesivo *etch & rinse* e um *self-etch* em dentes decíduos, observando uma camada híbrida com boa adaptação em ambos os adesivos.<sup>25</sup>

Já Hosoya *et al*, em 2008, investigaram também a interface adesivo em dentes temporários usando adesivo *self-etch* de um passo, chegando à conclusão que este tipo de adesivos não é o ideal para criar uma adesão com durabilidade.<sup>38</sup>

### 1.5.2. Adaptação marginal

A microinfiltração marginal é um dos parâmetros de avaliação de adesivos dentinários.<sup>3</sup> A passagem de bactérias, fluidos, moléculas ou iões entre a parede da cavidade e o material restaurador aplicado é definida por microinfiltração marginal.<sup>24, 27</sup>

Uma boa adaptação interfacial das restaurações pode diminuir a coloração marginal, o aparecimento lesões de cárie secundárias, a sensibilidade pós-operatória e a irritação pulpar relacionada com a microinfiltração.<sup>6, 24</sup>

A força de adesão que se estabelece entre o adesivo e a resina composta não está linear e directamente relacionada com os espaços marginais formados ou com a micro ou nano infiltração, mas mais com o tipo de adesivo aplicado. Portanto, uma elevada força de adesão não é um factor indicativo de uma boa integridade marginal. A adaptação marginal está então dependente, não só do tipo de tecido duro, como também do tipo de cavidade na qual é aplicado o adesivo.<sup>3, 6</sup>

Atash *et al* estudaram seis tipos de sistemas adesivos *in vitro* (5 *self-etch* e 1 *etch & rinse*) comparando a capacidade de selamento marginal proporcionada. Verificaram que os *self-etch* apresentaram resultados semelhantes (e em alguns casos superiores) aos sistemas de *etch & rinse*. Entre os adesivos *self-etch*, o que apresentou melhores resultados foi o Xeno III<sup>®</sup>, que contém como solvente o etanol. Já o adesivo que apresentou maior microinfiltração foi o Etch&Prime 3.0<sup>®</sup>. Estes resultados podem ser justificados pela elevada concentração de HEMA presente neste material, a qual conduz a uma diminuição da pressão de vapor da água, dificultando a sua remoção. Esta água residual interfere depois com a polimerização do adesivo, fragilizando a camada híbrida.<sup>27</sup>

Em 2005, Casagrande *et al* investigaram a mesma temática e concluíram não existirem diferenças estatisticamente significativas entre o sistema adesivo *etch & rinse* e o sistema adesivo *self-etch*. Finalizam dizendo que nenhum sistema adesivo tem a capacidade de prevenir totalmente a microinfiltração cervical das restaurações em dentes decíduos.<sup>29</sup>

Swanson *et al* compararam a infiltração em dentes temporários e definitivos, utilizando adesivos *self* e *total-etch* e efectuando biselamento do esmalte em apenas metade dos grupos. Concluíram que biselar as margens dos dentes melhora e adaptação marginal das restaurações e diminui a microinfiltração tanto na dentição decídua, como na permanente, independentemente dos sistemas adesivos utilizados. Neste estudo aparenta ainda serem os adesivos *total-etch* os que apresentam melhores resultados.<sup>20</sup>

### 1.5.3. Força de adesão

A adesão à estrutura dentária tem diferentes comportamentos clínicos dependentes de diversos factores, não apenas do sistema adesivo utilizado, mas também do substrato em que é aplicado.<sup>10</sup>

A escolha do melhor sistema adesivo permanece ainda sob discussão; os estudos relativos a este tema são inúmeros evidenciando potenciais vantagens e desvantagens e sugerindo técnicas para melhorar os seus resultados clínicos.

Vários são as referências que demonstram que as forças de adesão em dentição decídua são mais baixas que em dentição permanente.<sup>4, 24, 39</sup> Este facto é explicado, conforme já referenciado anteriormente, pela menor quantidade de dentina intertubular, menor concentração de iões cálcio e fosfato e a presença de uma grande quantidade de microtúbulos secundários na dentina.

**Figura 6:** Imagem obtida por MEV, de corte de dentina decídua onde se evidencia a prevalência de microcanais



Parece ser genericamente aceite que o valor de adesão aceite para uma efectiva adesão à dentina permanente é de 17 a 24 MPa; no entanto, este valor ainda não foi determinado para a dentina decídua.<sup>40</sup>

Yassen *et al*, em 2009, compararam a força de adesão existente em dentes temporários e dentes definitivos. Utilizando forças de tensão em cisalhamento e o mesmo

sistema adesivo, concluíram que os dentes permanentes apresentavam, de forma consistente, valores de adesão mais elevados.<sup>41</sup>

Em 2006, Nakornchai *et al* tentaram perceber se o facto de a dentina permanecer cariada, interfere ou não nos valores de adesão. Concluíram que, e apesar de quando utilizados adesivos *self-etch* não existam diferenças estatisticamente significativas, já quando a adesão é feita com sistemas adesivos *total-etch*, a dentina sã apresenta valores mais baixos do que a dentina cariada.<sup>42</sup>

Outro factor que parece interferir na força da adesão do sistema adesivo prende-se como o modo de aplicação do sistema adesivo na superfície dentária. Em 2006, Cehrell *et al* comparou os valores de adesão entre um grupo de dentes decíduos onde foi aplicado activamente o adesivo *self-etch*, e outro grupo onde foi simplesmente colocado o adesivo no substrato. Os resultados obtidos demonstram existir um condicionamento ácido mais pronunciado e maiores valores de adesão quando este adesivo é aplicado activamente na dentina decídua.<sup>31</sup>

#### 1.5.4. Efeito bactericida

As bactérias residuais das cavidades podem permanecer nas restaurações dentárias aumentando o risco de desenvolver lesões de cárie recidivantes. Isto deve-se à contaminação da *smear layer*, que é parcialmente incorporada na camada híbrida.<sup>6, 43-45</sup> Um estudo experimental demonstrou que bactérias deixadas na cavidade restaurada podem manter a sua actividade durante um ano após a execução da restauração.<sup>45</sup>

Se o material aplicado após o preparo cavitário tiver propriedades antibacterianas, os microrganismos remanescentes da cavidade dentária podem ser neutralizados, contribuindo assim para uma restauração com maior sucesso.<sup>43-45</sup>

O uso de desinfectantes nas cavidades dentárias preparadas tem sido uma constante preocupação, na medida em que se questiona se a sua colocação antes dos agentes adesivos pode (ou não) interferir com a adesão, alterando a capacidade de selamento dos tubos dentinários efectuada pelas resinas hidrofílicas.<sup>45</sup>

O condicionamento ácido e o acto de lavar a cavidade poderão ser suficientes para remover as bactérias residuais que permanecem após a preparação da cavidade.<sup>45</sup> Nos adesivos *self-etch*, a grande quantidade de monómeros acídicos e os valores baixos de pH podem ser suficientes para destruir ou inactivar as bactérias. No entanto, parecem existir bactérias ácido-tolerantes que sobrevivem na superfície do substrato.<sup>45</sup> Por esta razão, têm vindo a desenvolver-se sistemas adesivos com capacidades antibacterianas adicionais.<sup>43, 45</sup>

*Imazato et al* relataram a incorporação de um monómero antibacteriano (12-Metacrilóiloxidodecilpridinium bromido (MDPB)) na constituição dos *primers* de adesivos

auto-condicionantes, demonstrando ser um método efectivo para eliminar as bactérias residuais antes e após a polimerização.<sup>6, 15, 43-44</sup> Este monómero é constituído por um grupo metacrilato que irá co-polimerizar com os outros grupos metacrilato e uma porção responsável pelo efeito antibacteriano, constituída por um amónio quaternário.<sup>15, 45</sup> Este monómero não é citotóxico para os tecidos pulpares e permanece após fotopolimerização do adesivo, tornando-se parte da matriz resinosa.<sup>15, 44</sup>

O MDPB tem demonstrado ser eficaz contra os *Streptococcus mutans* e *Actinomyces viscosus*.<sup>44 15</sup> Resultados clínicos de avaliação deste material demonstram não existir inflamação pulpar associada ao uso deste agente antibacteriano.<sup>44</sup>

Yildirim *et al*, em 2008, avaliaram as forças de adesão quando utilizado um adesivo *self-etch* com o monómero MDPB e depararam-se com valores de adesão menores quando comparado com outro *self-etch* convencional.<sup>43</sup> Contudo, os investigadores não conseguiram concluir se este facto se deveu directamente à presença do monómero antibacteriano ou a outras condições relacionadas com a metodologia.<sup>43</sup>

Türkün *et al*, em 2006, estudaram a eficácia de três soluções com poder antibacteriano (clorhexidina, peróxido de hidrogénio e cloreto benzalconio) em cavidades dentárias, comparando-as com o efeito antibacteriano do adesivo *self-etch* com MDPB. Verificaram que o adesivo apresentou melhores resultados e que a sua actividade antibacteriana parece permanecer mesmo após a polimerização da resina.<sup>45</sup>

A introdução destes monómeros antibacterianos poderá ser bastante vantajosa, principalmente na área de Odontopediatria, onde é muitas vezes complicado efectuar um isolamento absoluto e um bom controlo da assepsia da superfície dentária. No entanto, são necessários mais estudos conclusivos que indiquem se o MDPB interfere com a adesão da restauração a este tipo de substrato.<sup>45</sup>

### 1.5.5. Sensibilidade pós-operatória

Quando os sistemas adesivos não penetram totalmente nos túbulos dentinários e não os selam completamente existe o risco de aumento de sensibilidade pós-operatória.<sup>6</sup> Este facto pode ser imputado a diversos factores, incluindo o condicionamento ácido da dentina, penetração bacteriana e excesso de secagem.<sup>6</sup> Normalmente, esta inconveniência é reduzida nos adesivos *self-etch*, uma vez que a desmineralização conseguida pelos monómeros acídicos é, simultaneamente, preenchida por estes, não existindo zonas desmineralizadas e não preenchidas pelo adesivo. Esta situação ocorre com mais frequência associada ao sistema adesivo *etch & rinse* devido à separação do condicionamento ácido, aumentando a probabilidade de existência de sensibilidade pós-operatória.<sup>20, 29, 45</sup>

### 1.5.6. Vantagens em Odontopediatria

As diversas etapas clínicas inerentes ao tratamento dentário de crianças, e particularmente tratando-se de crianças não cooperantes, com uma cavidade oral de pequenas dimensões são, por vezes, extremamente difíceis de executar, incluindo a colocação (desejável) de isolamento absoluto com dique de borracha.<sup>11, 27, 45</sup> Quando este procedimento não é possível, o condicionamento ácido torna-se um passo clínico potencialmente complicado, não só pelo sabor desagradável, dificultando a cooperação, mas também pelo risco de contaminação salivar.<sup>46</sup>

Com o uso de sistemas adesivos *self-etch* elimina-se o passo relativo ao condicionamento ácido e todos os inconvenientes subjacentes.<sup>27</sup> Outra vantagem, e talvez a mais intuitiva, é a redução do tempo de trabalho, de extrema importância na consulta de Odontopediatria. Outro factor a ter em conta na escolha deste adesivo é a sensibilidade pós-operatória que está relacionada com os adesivos *etch & rinse*.<sup>27, 29, 32, 42</sup>

## **2. Trabalho experimental**

---

## 2.1. Introdução

A importância crescente das restaurações estéticas adesivas em Odontopediatria impulsiona o desenvolvimento de trabalhos de investigação relacionados com o desempenho dos materiais usualmente indicados para essas situações.

Na ausência de testes clínicos comparativos, os testes *in vitro* assumem um papel importante. Embora estes testes não possam prever com exactidão o comportamento clínico do material adesivo, podem antever algumas conclusões preliminares e orientar a investigação clínica. As forças de adesão podem ser facilmente testadas *in vitro* e são avaliadas como a força por unidade de área necessária para quebrar a adesão, de modo a que a ruptura ocorra ao nível ou próximo da interface adesiva.

A componente laboratorial deste trabalho teve como objectivo a realização de um estudo *in vitro de avaliação* das forças de adesão à dentina de dentes temporários proporcionadas por materiais adesivos *self-etch*.

## 2.2. Materiais estudados

Neste estudo foram testados três materiais adesivos diferentes, usados de acordo com as instruções dos fabricantes, dois auto-condicionantes e um *etch & rinse* (Tabela 2 e Figura 7, 8 e 9).

Tabela 2: Materiais estudados

	Nome comercial	Fabricante	Tipo de sistema adesivo	Lote	Data de validade
<b>Grupo 1</b>	Xeno <sup>®</sup> V	Dentsply Detrey, Konstanz, Alemanha	<i>Self-etch</i>	0808001597	07 - 2010
<b>Grupo 2</b>	Vertise <sup>™</sup> Flow	Kerr Corporation, Orange, USA	Compósito auto-adesivo	3434294	09 - 2011
<b>Grupo 3</b>	XP Bond <sup>®</sup>	Dentsply Detrey, Konstanz, Alemanha	<i>Etch &amp; rinse</i>	1001002416	11 - 2011

Figura 7, 8 e 9: Materiais estudados no trabalho experimental.



### Grupo 1 – Xeno<sup>®</sup> V

Este grupo é constituído por um adesivo *self-etch* - Xeno<sup>®</sup> V (Dentsply Detrey, Konstanz, Alemanha) (Fig. 7).

Este adesivo é aplicado num só passo e constituído por uma única solução que contém: acrilato bi-funcional, acrilato ácido, ácido ester-fosfórico funcional, ácido acrílico, água, butanol terciário (álcool), um iniciador de polimerização e um estabilizador.

### Grupo 2 – Vertise<sup>™</sup> Flow

Este grupo é formado por uma resina composta fluida auto-adesiva - Vertise<sup>™</sup> Flow (Kerr Corporation, Orange, USA) (Fig. 8).

Apresenta na sua composição monómeros adesivos com grupo funcional GPDM (ácido glicerofosfórico dimetacrilato), vários monómeros de ligação, partículas de vidro de bário, nanopartículas de flureto de itérbio (YbF<sub>3</sub>) e nanopartículas de sílica.

### Grupo 3 – XP Bond<sup>®</sup>

É constituído por um adesivo do tipo *etch & rinse* - XP Bond<sup>®</sup> (Dentsply DeTrey, Konstanz, Germany) (Fig.9).

Este adesivo é constituído por ácido carboxílico modificado por dimetacrilato (TCB resina), ácido fosfórico modificado por uma resina acrílica (PENTA), uretano dimetacrilato (UDMA), trietilenoglicol dimetacrilato (TEGMA), 2-hidroxietil metacrilato (HEMA), estabilizador, canforoquinona (iniciador de polimerização), sílica amorfa e T-butanol (álcool).

## 2.3. Materiais e métodos

### 2.3.1. Preparação das amostras

Na preparação das amostras foram usados 30 dentes molares decíduos humanos, livres de cárie, armazenados em água destilada durante 12 semanas após a extracção.

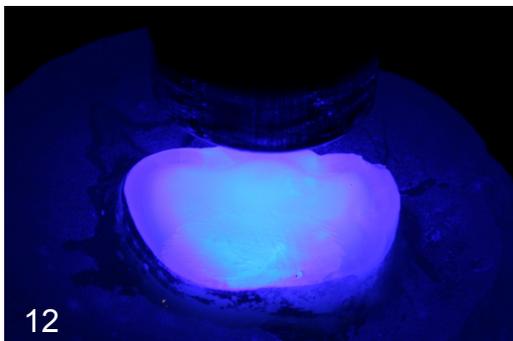
Os dentes foram limpos de eventuais restos de tecidos moles e de seguida incluídos em resina acrílica autopolimerizável (Ortocryl<sup>®</sup>, Dentauro, Alemanha) utilizando anéis fenólicos. A face oclusal de cada dente foi cortada, de modo a remover o esmalte, expondo uma superfície uniforme de dentina.

As superfícies dentinárias expostas foram examinadas por microscopia óptica com ampliação de 20x, para assegurar a inexistência de restos de esmalte. De seguida, procedeu-se ao polimento da dentina com lixas de água de grão 120, 240 e 600 sob irrigação abundante, de forma a obter uma camada superficial uniforme de *smear layer*. Os dentes foram arbitrariamente distribuídos por 3 grupos (n = 10) aos quais foram aplicados os seguintes tratamentos de superfície:

#### Grupo 1 – Xen<sup>®</sup> V

A dentina foi lavada abundantemente com água e efectuada secagem com jacto de ar (Fig. 10). Procedeu-se à aplicação activa do adesivo uniformemente na superfície dentinária, agitando suavemente esta solução com um aplicador durante 20 segundos (Fig 11). Secou-se o adesivo durante 5 segundos, objectivando a evaporação do solvente e fotopolimerizou-se por 20 segundos (Bluephase<sup>®</sup>, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) (Fig. 12). Cápsulas de gelatina (Torpac Inc., Fairfield, EUA) foram preenchidas na sua totalidade com o compómero Dyract<sup>®</sup> eXtra A2 (Dentsply DeTrey, Konstanz, Alemanha) e colocadas sobre a superfície dentinária tratada com o adesivo (Fig.12) . Após a remoção dos excessos, o compómero foi fotopolimerizado durante 50 segundos (uma primeira polimerização de 10 segundos para fixação da cápsula, seguida de 4 períodos de 10 segundos perpendicularmente a cada face).

Figura 10, 11, 12 e 13: Protocolo clínico do Grupo 1

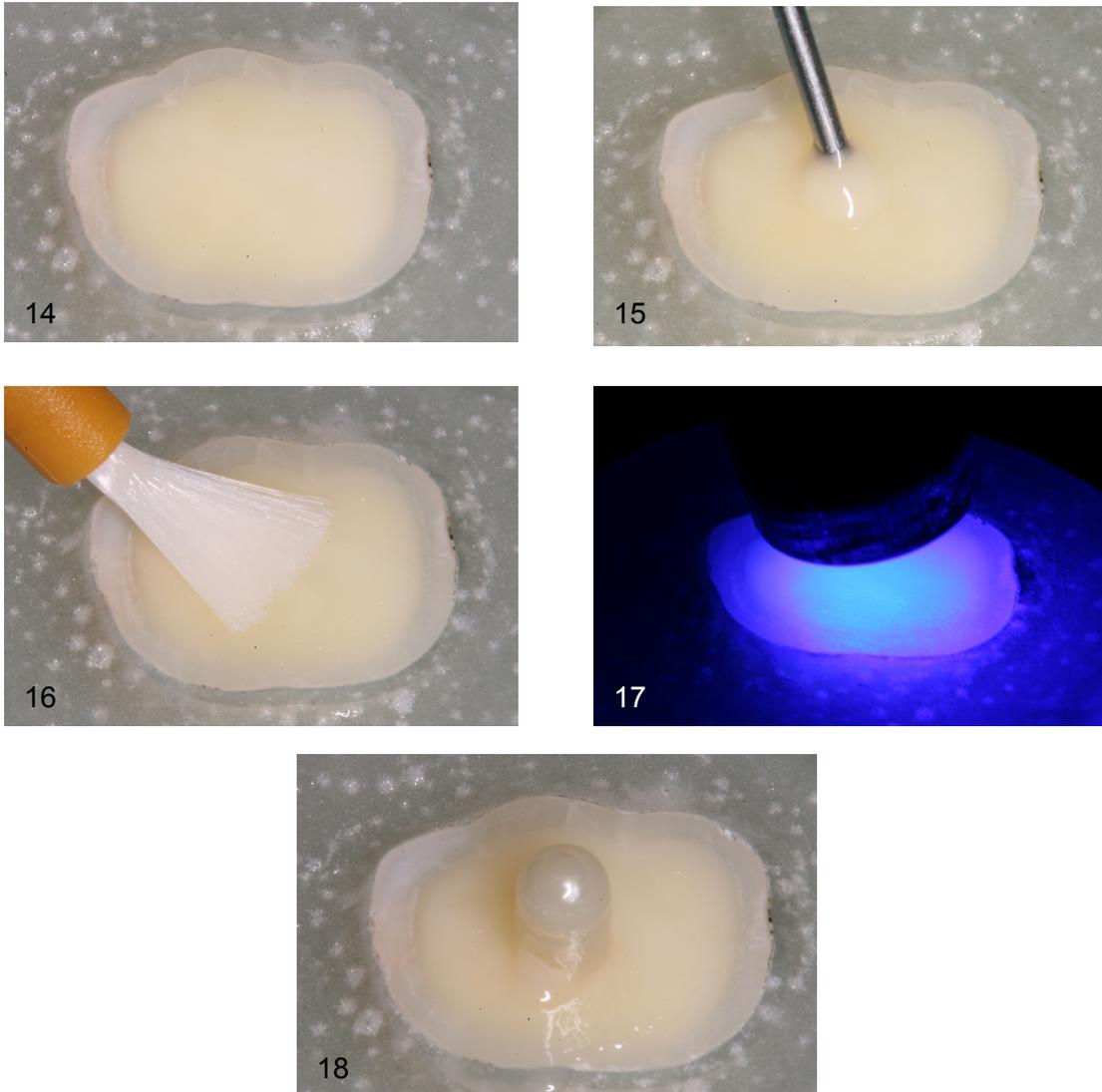


### Grupo 2 – Vertise™ Flow

A amostra foi lavada com água e efectuada secagem com jacto de ar durante no máximo 5 segundos (Fig. 14). De seguida, procedeu-se à aplicação activa (movimentando sempre o pincel de aplicação na superfície dentinária durante 20 segundos) de uma primeira camada de Vertise™ Flow A<sub>2</sub>, com cerca de 0,5 mm de espessura (Fig. 15 e 16) e fotopolimerizou-se durante 20 segundos (Fig.17). Uma cápsula de gelatina foi preenchida com Vertise™ Flow colocada cuidadosamente na superfície dentinária da amostra (Fig.18).

O excesso do compósito foi removido e o restante fotopolimerizado durante 50 segundos, de forma análoga ao efectuado no Grupo 1.

Figura 14, 15, 16,17 e 18: Protocolo clínico do Grupo 2



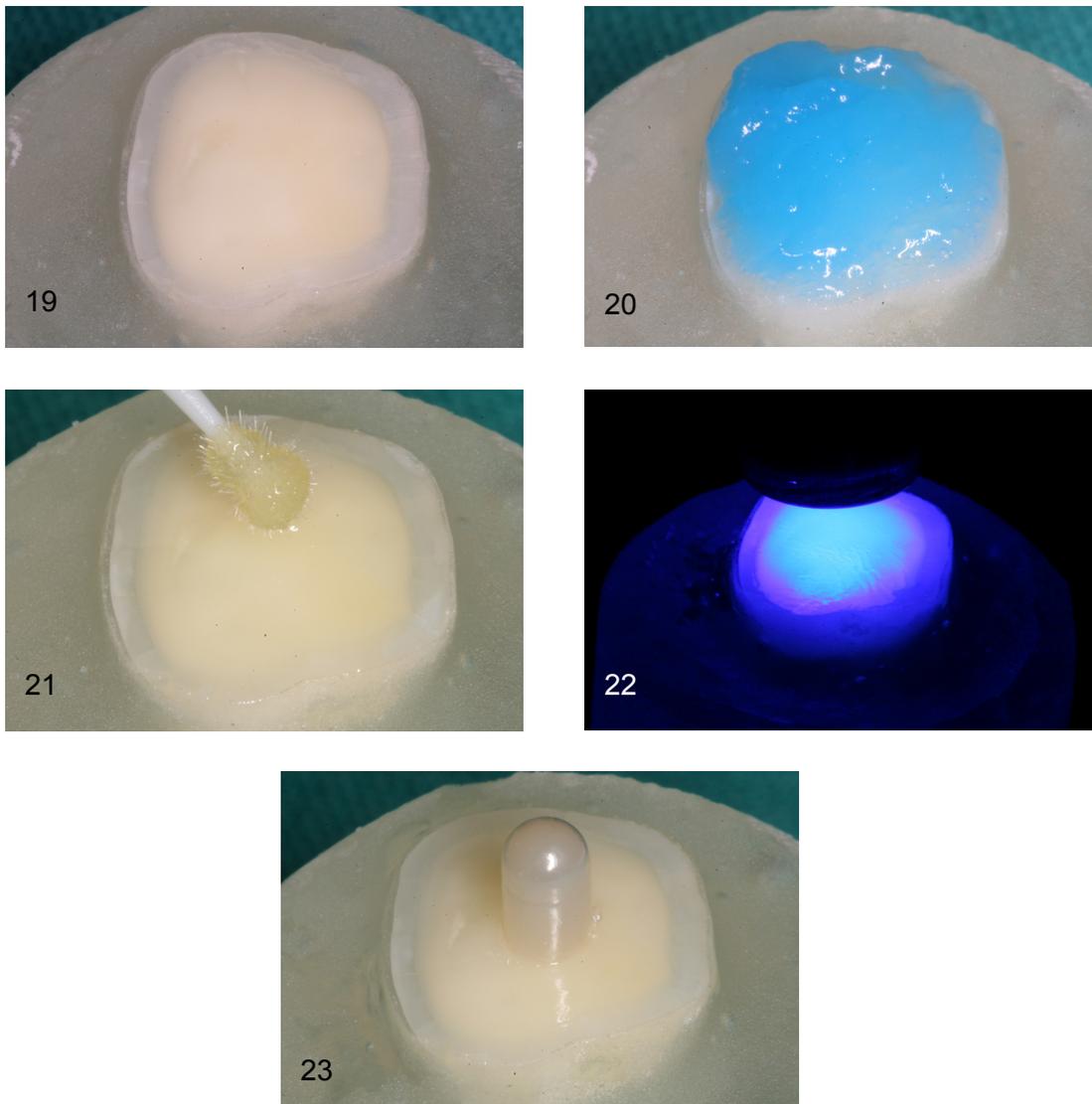
### Grupo 3 – XP Bond®

A amostra foi lavada com jacto de água e posteriormente seca (Fig. 19). Foi feito o condicionamento com ácido fosfórico a 34%, durante 15 segundos (Fig. 20).

Após a lavagem abundante e secagem, fez-se a aplicação do adesivo na superfície dentinária e deixou-se repousar durante 20 segundos (Fig. 21).

Aplicou-se, por fim, o jacto de ar suavemente durante 5 segundos, de modo a promover a evaporação do solvente e fotopolimerizou-se durante 20 segundos (Fig. 22). Após a aplicação do adesivo procedeu-se de forma análoga ao Grupo 1 (Fig.23).

Figura 19, 20, 21, 22 e 23 : Protocolo clínico do Grupo 3



### 2.3.2. Determinação das forças de adesão

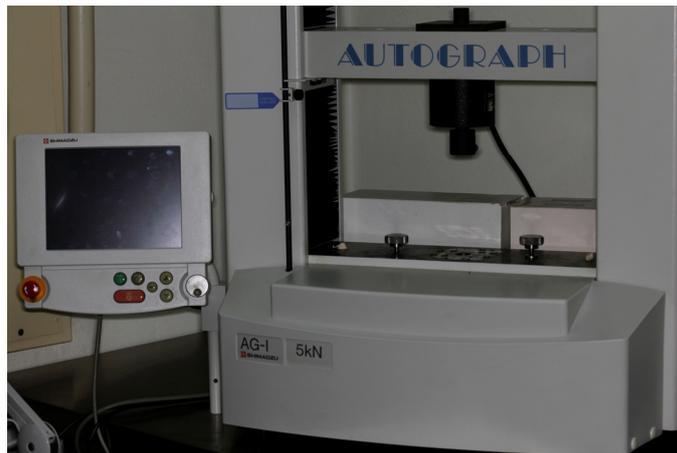
Todas as amostras foram armazenadas em água destilada à temperatura ambiente. Uma semana após a preparação das amostras, procedeu-se aos testes de adesão, numa máquina de testes universal Shimadzu AG-I (Corporation, Kyoto, Japão) (Fig. 24). As amostras foram depois sujeitas a uma carga de compressão, aplicada tangencialmente e paralelamente às interfaces adesivas com uma ponta em bisel, à velocidade de 1mm /min., até ocorrer a fractura (Fig. 25).

Os valores de adesão, foram registados em MPa pelo *software* usado Trapezium (Shimadzu Corporation, Kyoto, Japão). Estas unidades, apesar de se tratarem, na realidade,

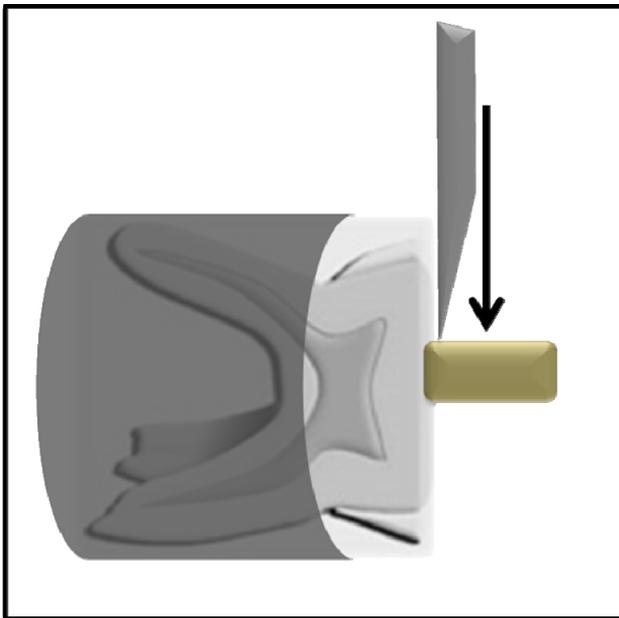
de unidades de pressão, são proporcionais às forças de adesão testadas e usadas para exprimir os valores de adesão obtidos por área de contacto.

O valor da força necessária para causar a fractura das amostras foi calculado dividindo a carga máxima (C max), registada no momento da fractura, pela área da superfície da adesão da amostra (A).

**Figura 24:** Máquina de testes usada para determinar as forças de adesão.



**Figura 25:** Esquema ilustrativo do teste de tensão em cisalhamento utilizado neste trabalho experimental



**Figura 26:** Ponta em bisel da máquina de testes



### 2.3.3 Análise estatística

A análise estatística foi efectuada através do teste ANOVA e teste de Turkey. Foi obtida usando um programa específico (SPSS/17.0, SPSS Inc., Chicago, IL, EUA), com um intervalo de confiança a 95% e nível de significância estatística para  $p \leq 0,05$ .

### **2.3.4 Análise da ultramorfolgia das interfaces por MEV (microscopia electrónica de varrimento)**

Por cada grupo estudado foram preparadas e restauradas cavidades em molares decíduos sem cárie.

As amostras foram seccionadas vestibulo-lingualmente em várias «fatias», usando uma serra de precisão (Exakt Bam System 300 CL/CP, Hamburgo, Alemanha).

De seguida, os cortes foram desmineralizados em ácido clorídrico a 6N durante 30 segundos e desproteinizados em hipóclorito de sódio a 1% durante 10 minutos, de modo a poder observar a penetração dos adesivos nos túbulos dentinários e as respectivas zonas híbridas.

Posteriormente, as amostras foram desidratadas, sendo colocadas em soluções de concentrações crescentes de etanol (50%, 70% e 100% respectivamente), durante 10 minutos cada, revestidas com banho de carbono, a 10 mA durante 1 minuto e observadas num microscópio electrónico de varrimento (Hitachi S-4100, Japão).

## 2.4. Resultados

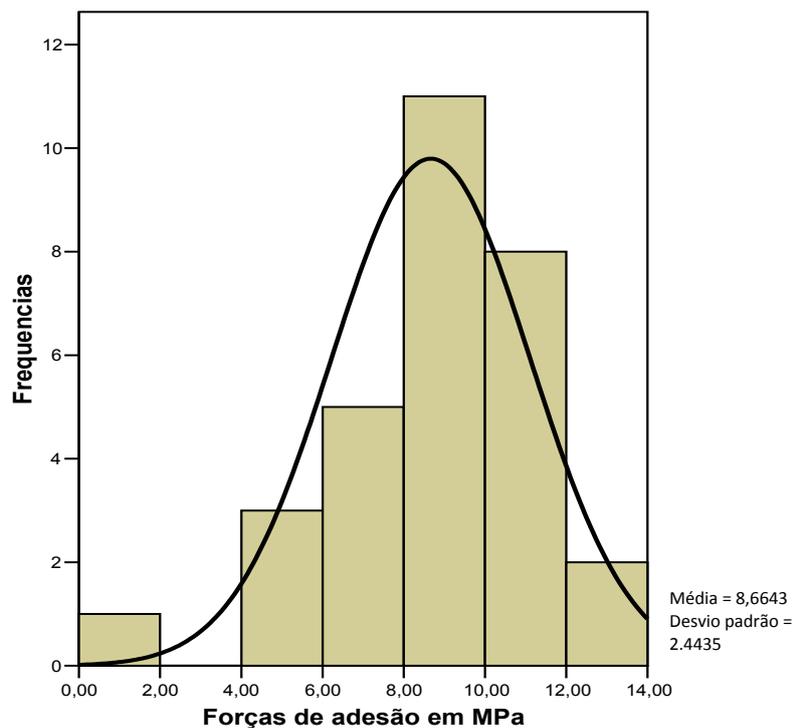
Os resultados obtidos neste trabalho experimental encontram-se descritos na tabela 3. Os valores médios dos grupos variaram entre 7,04 e 10,23 MPa.

**Tabela 3:** Valores de força de adesão obtidos (em MPa)

Amostra	Grupo 1	Grupo 2	Grupo 3
1	9,2	9,5	10,0
2	8,4	5,6	10,1
3	10,5	4,0	8,8
4	6,5	8,0	10,0
5	8,6	7,1	9,0
6	5,6	1,9	10,5
7	9,0	7,6	8,7
8	9,9	13,3	12,3
9	10,7	7,03	11,0
10	8,9	6,4	11,9
Média e desvio Padrão	8,73 ± 1,61	7,04 ± 3,06	10,23 ± 1,23

Dada a dimensão total da amostra (30) e a dimensão dos grupos amostrais (10 amostras cada) realizou-se o teste não paramétrico de *Kolmogorov-Smirnov* (KS) com correcção de significância de *Lilliefors*,  $n > 50$ , e o teste de *Shapiro-Wilk*,  $n < 50$ , para averiguar se as

**Gráfico 1:** Histograma com curva da normalidade (entre grupos)



variáveis em causa teriam ou não uma distribuição normal, o que se veio a verificar (gráfico 1).

Posteriormente foi efectuada uma análise paramétrica, mais especificamente o teste de análise de variâncias – ANOVA *One-Way*. Os testes de comparação múltipla permitem investigar onde se encontram as possíveis diferenças estatísticas nas médias populacionais, controlando o nível de significância que deve ser maior ou igual a 0,05 (para um intervalo de confiança de 95%). Com essa intenção, foi utilizado o teste de comparação múltipla *Tukey HSD*, uma vez que gera intervalos de confiança com menor amplitude, aplicando-se quando os grupos amostrais têm idêntica dimensão (tabela 7 e gráfico 5).

**Tabela 4:** Análise estatística do Grupo 1

Grupos Amostrais			Estatística	Erro padrão	
Forças de adesão em MPa	Grupo 1 - Xeno® V	Média		8,730	0,512
		95% Intervalo de confiança da média	Limite inferior	7,571	
			Limite superior	9,888	
		Mediana		8,950	
		Variância		2,622	
		Desvio padrão		1,619	
		Mínimo		5,60	
		Máximo		10,70	
		<i>Skewness</i>		-0,879	0,687
		<i>Kurtosis</i>		0,343	1,334

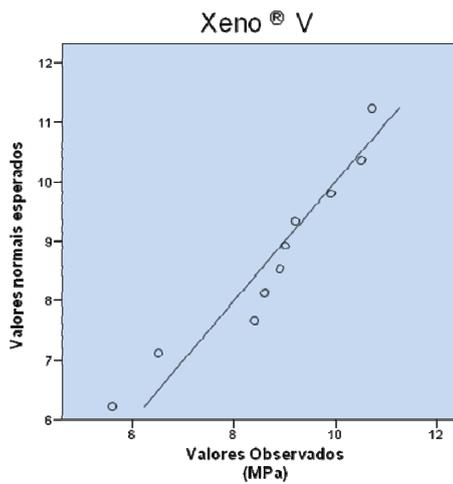
**Tabela 5:** Análise estatística do Grupo 2

Grupos Amostrais			Estatística	Erro padrão	
Forças de adesão em MPa	Grupo 2 - Vertise™ Flow	Média		7,033	0,969
		95% Intervalo de confiança da média	Limite inferior	4,839	
			Limite superior	9,226	
		Mediana		7,015	
		Variância		9,402	
		Desvio padrão		3,066	
		Mínimo		1,900	
		Máximo		13,300	
		<i>Skewness</i>		0,462	0,687
		<i>Kurtosis</i>		1,497	1,334

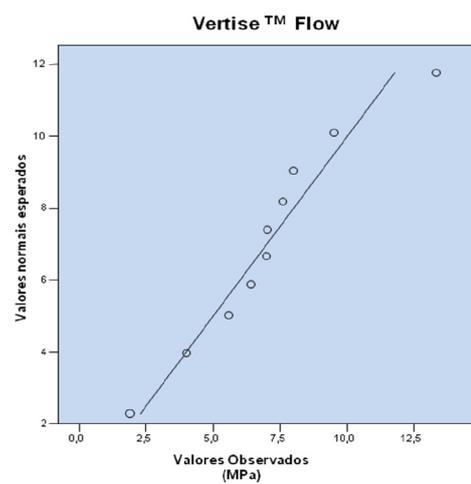
**Tabela 6:** Análise estatística do Grupo 3

Grupos Amostrais			Estatística	Erro padrão	
Forças de adesão em MPa	Grupo 3 - XP Bond®	Média	10,2300	0,3910	
		95% Intervalo de confiança da média	Limite inferior	9,345	
			Limite superior	11,114	
		Mediana	10,050		
		Variância	1,529		
		Desvio padrão	1,236		
		Mínimo	8,700		
		Máximo	12,30		
		Skewness	0,412	0,687	
		Kurtosis	-0,750	1,334	

**Gráfico 2:** Dispersão dos valores obtidos no Grupo 1



**Gráfico 3:** Dispersão dos valores obtidos no Grupo 2



**Gráfico 4:** Dispersão dos valores obtidos no Grupo 3

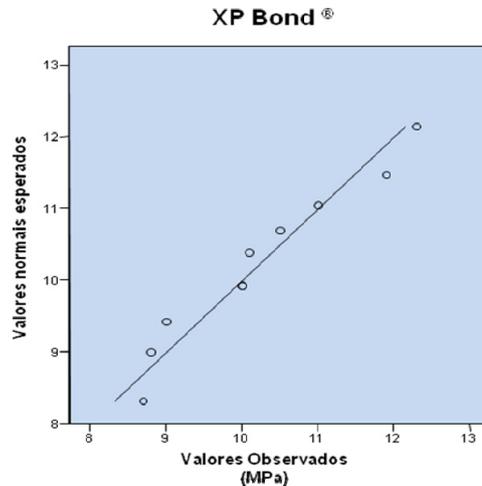
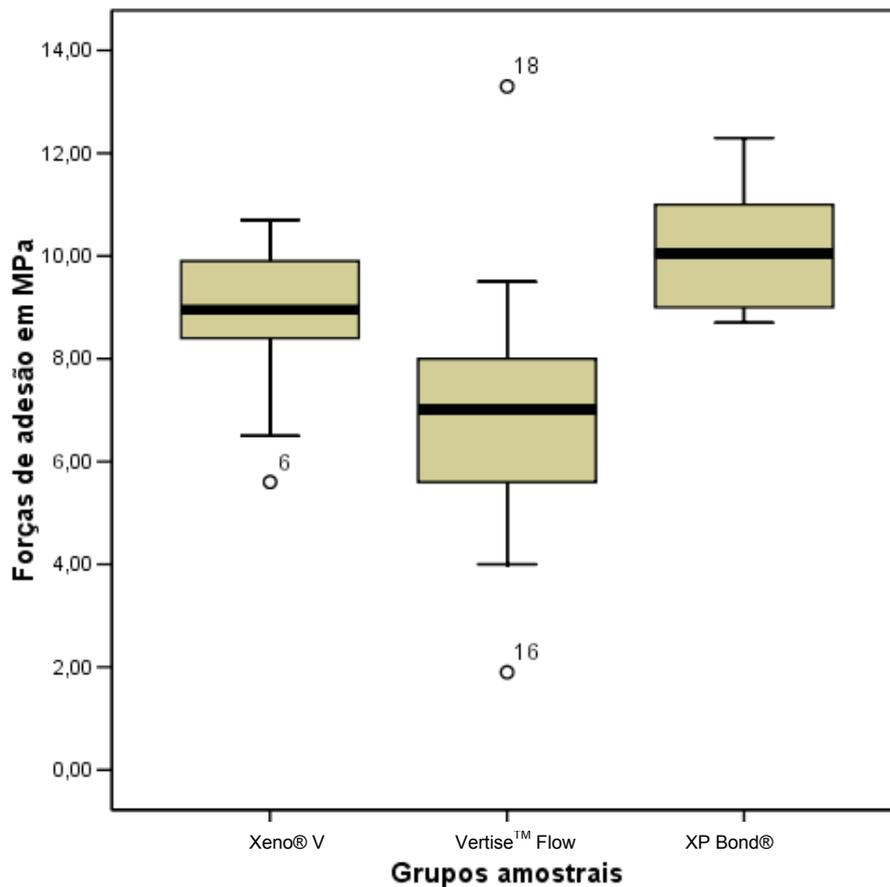


Tabela 7: Análise estatística comparativa entre os grupos

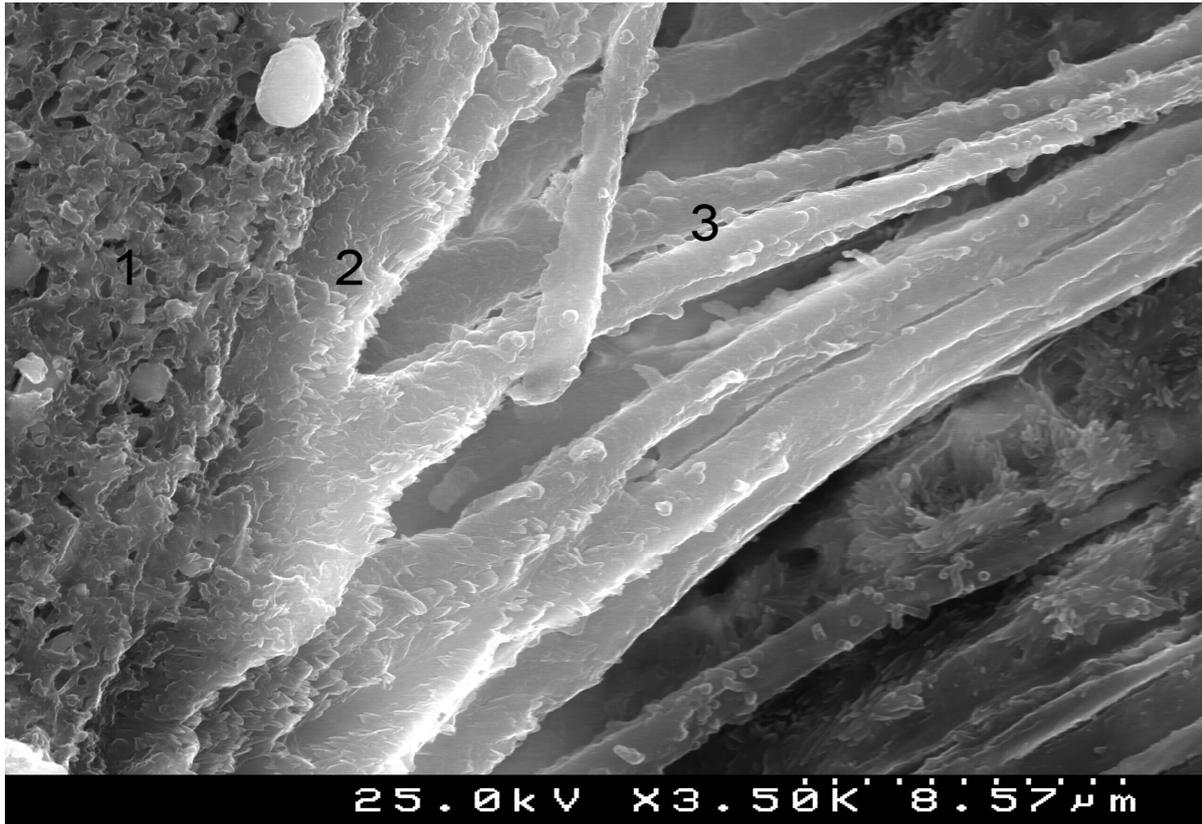
Grupos amostrais (A)	Grupos amostrais (B)	Diferenças entre médias (A-B)	Erro padrão	Significância (p)	95% Intervalo de confiança	
					Limite inferior	Limite superior
Xeno® V	Vertise™ Flow	1,697	0,95	0,194	-0,659	4,053
	XP Bond®	-1,500	0,95	0,272	-3,856	0,856
Vertise™ Flow®	Xeno V®	-1,690	0,95	0,194	-4,053	0,659
	XP Bond®	-3,197*	0,95	<b>0,006</b>	-5,533	-0,840
XP Bond®	Xeno V®	1,500	0,95	0,272	-0,856	3,856
	Vertise™ Flow®	3,197*	0,95	<b>0,006</b>	0,840	5,553

Gráfico 5: variações das médias nos grupos

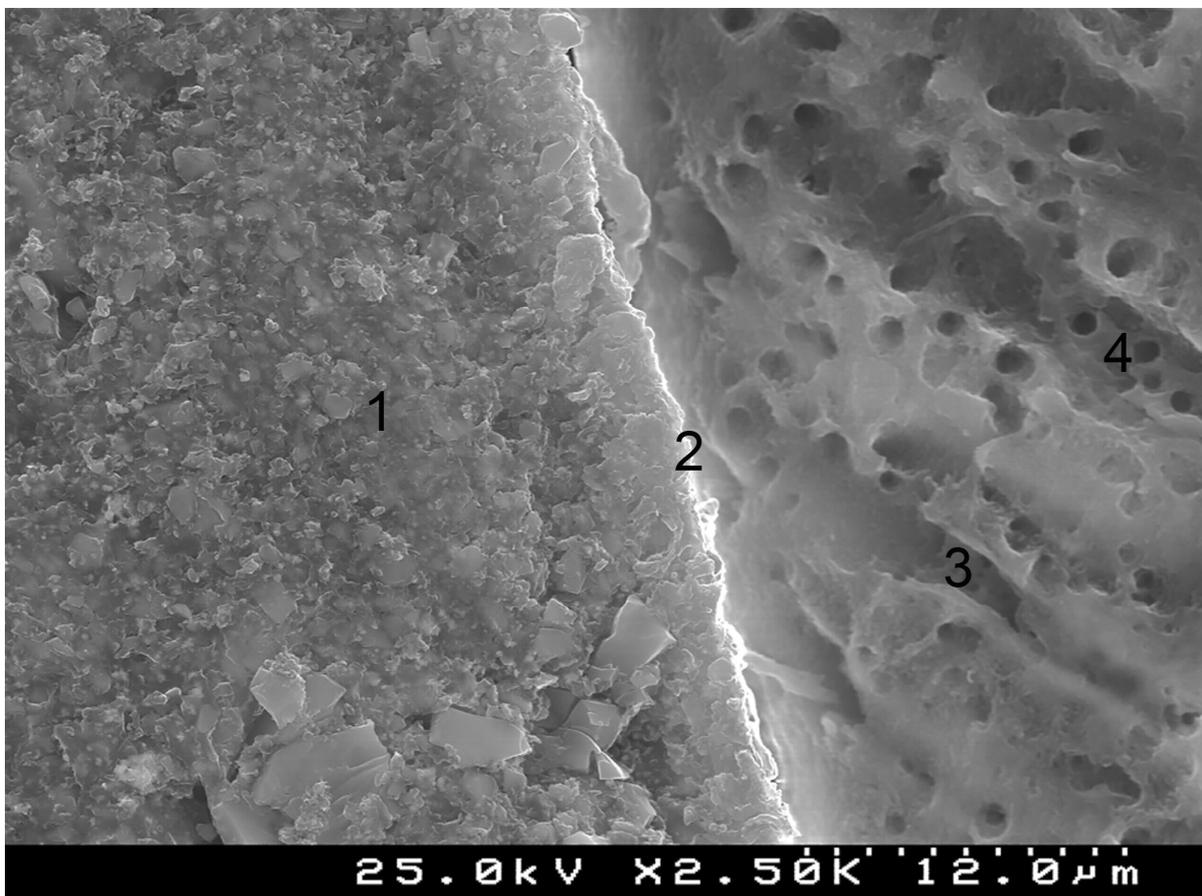


Após a análise estatística verificou-se que existem diferenças estatisticamente significativas entre o Grupo 2 (Vertise™ Flow) e o Grupo 3 (XP Bond®). No entanto, não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre o Grupo 1 (Xeno® V) e os restantes grupos.

**Figura 27:** Imagem obtida por MEV, da zona de interface adesiva do grupo 1, evidenciando a resina composta (1), a zona híbrida (2) e a penetração de resina nos túbulos dentinários (3).



**Figura 28:** Imagem obtida por MEV, de um corte transversal de uma interface adesiva do grupo 3 mostrando, resina composta (1), zona de transição resina-dentina sem camada híbrida (2) e dentina subjacente com túbulos dentinários (3) (com elevada densidade de microtubulos transversais (4)).



## 2.5. Discussão

Os estudos laboratoriais *in vitro* têm um papel muito importante na obtenção de informação sobre novos materiais lançados no mercado. Apresentam-se como um método célere, com menor custo para os investigadores, permitindo chegar a conclusões de extrema importância para estudos posteriores *in vivo*.<sup>41</sup>

A preservação de dentes primários na cavidade oral é crucial para o desenvolvimento da dentição definitiva da criança, mantendo espaço na arcada e assegurando, paralelamente, as funções mastigatória e fonética. Para este facto também contribui o sucesso clínico de uma restauração, o que depende em muito do sistema adesivo utilizado.

Yassen *et al*, em 2009, tentaram perceber se existiam diferenças estatisticamente significativas entre a adesão em dentes temporários e definitivos. Constataram valores de adesão inferiores em dentes decíduos, justificando estes dados com as diferentes constituições químicas e estruturais entre os mesmos.<sup>41</sup>

Como já se referiu anteriormente, os dentes decíduos apresentam uma menor quantidade de dentina intertubular e uma grande quantidade de microtúbulos transversais aos túbulos dentinários, o que dificulta o processo de adesão. Alguns autores referem ainda outra razão para os valores de adesão diminuídos em dentina decídua: a profundidade da dentina onde é efectuado o processo de adesão. Para os dentes decíduos o volume da câmara pulpar é superior, o que leva a que durante um preparo cavitário se atinja com maior facilidade a dentina profunda, onde os valores de adesão são inferiores.<sup>47</sup>

Este trabalho de investigação teve como objectivo perceber e comparar as forças de adesão proporcionadas por três materiais adesivos diferentes em dentina de dentes temporários, utilizando testes de tensão em cisalhamento. Este tipo de teste é amplamente usado na literatura revista<sup>28, 43, 48</sup>, a direcção da força aplicada é paralela à interface adesiva, não provoca *stress* nas amostras uma vez que as forças de compressão em tensão de corte são exclusivamente transmitidas à interface adesiva e por último é um procedimento de fácil execução e reprodutibilidade laboratorial.<sup>48</sup>

A área de adesão utilizada neste estudo – 1,77 mm<sup>2</sup> – é mais pequena quando comparado com outros estudos *in vitro*, facto justificado pelas reduzidas dimensões dos molares primários usados no trabalho laboratorial.<sup>48</sup> No entanto, a reduzida área de adesão diminui a probabilidade da ocorrência de falhas estruturais na interface adesiva.<sup>48</sup>

Os três sistemas adesivos testados obtiveram valores de adesão diferentes. O sistema adesivo XP Bond<sup>®</sup> foi o que apresentou melhores forças de adesão (10,23 ± 1,24 MPa), não existindo, no entanto, diferenças estatisticamente significativas para o Xeno<sup>®</sup> V (8,73 ± 1,62 MPa), o que acontece de forma semelhante para a dentina de dentes definitivos.

Em 2006, Miranda *et al* estudaram as forças de adesão em dentes decíduos, utilizando quatro sistemas diferentes (dois *etch & rinse* e dois *self-etch*), testados com forças de

compressão em tensão de corte e chegaram a conclusões análogas. Os resultados obtidos entre três dos quatro sistemas adesivos (dois *etch & rinse* e o *self-etch* de dois passos) demonstram não existirem diferenças estatisticamente significativas entre si. Já o adesivo *self-etch* de um passo é o que apresenta piores resultados.<sup>48</sup>

O adesivo *self-etch* utilizado nesta investigação (Xeno<sup>®</sup> V) é classificado quanto ao pH como “suave” (pH de 2,3)<sup>1</sup>, não desmineralizando a dentina com muita profundidade. Este adesivo cria uma adesão micromecânica (através da sua penetração na malha de colagénio) conjuntamente com alguma adesão química, proporcionada pela ligação dos monómeros do adesivo aos iões de cálcio remanescentes na superfície. Pensa-se ser este factor (adesão química e micromecânica) o que propicia valores de força de adesão tão próximos aos encontrados com o sistema adesivo *etch&rinse*.

A semelhança dos resultados obtidos entre os adesivos *self-etch* e *etch & rinse* pode também estar relacionado com o processo de desmineralização subsequente a cada sistema. No sistema adesivo XP Bond<sup>®</sup>, existe um prévio condicionamento ácido da dentina com ácido fosfórico, que remove totalmente a *smear layer*, e posterior lavagem e secagem com jacto de ar e água. É este passo que torna a técnica mais sensível. Se esta desidratação for excessiva, existe colapso da malha de colagénio e a penetração dos monómeros adesivos não ocorre à profundidade necessária para obter valores de adesão pretendidos.<sup>25</sup> Por outro lado, o sistema adesivo Xeno<sup>®</sup> V incorpora a *smear layer* durante o processo de desmineralização, diminuindo o risco de excessiva desidratação da dentina. Este facto permite uma correcta e total interpenetração dos monómeros dos adesivos e uma melhor adesão.<sup>25</sup>

O Vertise<sup>™</sup> Flow é o que apresenta piores forças de adesão ( $7,04 \pm 3,06$  MPa) embora com diferenças estatisticamente significativas apenas para o grupo do XP Bond<sup>®</sup>. Não existem ainda estudos na literatura, que comparem as características de adesão deste material auto-adesivo com outros sistemas adesivos utilizados, por ser um produto extremamente recente no mercado; no entanto, uma possível explicação para estes valores mais baixos de adesão neste grupo prende-se com o mecanismo de adesão que lhe é inerente – essencialmente químico. Conforme é possível observar nas imagens de MEV, não existe formação de uma camada híbrida e prolongamentos de resina para os túbulos dentinários característicos das interfaces adesivas dos restantes materiais, estando esta adesão dependente principalmente das eventuais ligações químicas que o composto efectua com os constituintes minerais presentes na dentina (iões cálcio).

De acordo com menção prévia, os dentes decíduos apresentam uma menor quantidade de dentina intertubular e alguns autores referem também a menor concentração de iões fosfato e cálcio<sup>10, 23, 25</sup>, diminuindo hipoteticamente a possibilidade de adesão química à dentina decídua. O elevado desvio padrão encontrado nos valores de forças de adesão deste grupo pode ser justificado pelo facto de ser uma técnica muito sensível, não

sendo possível controlar com precisão a espessura da primeira camada de material colocada.

Em 2005, Cecilia *et al* compararam forças de adesão em dentina de molares decíduos e permanentes utilizando diferentes sistemas adesivos, com um protocolo laboratorial semelhante ao do presente trabalho. Concluíram que, embora os sistemas adesivos *self-etch* diminuam o tempo clínico de trabalho, continuam ainda a apresentar menor força de adesão à dentina que os adesivos *etch & rinse*, independentemente dos dentes estudados (decíduos ou definitivos).<sup>28</sup> Já Yaseen *et al*, em 2009 referiram que os sistemas adesivos *self-etch* proporcionavam melhores valores de força de adesão quando comparados com os sistemas adesivos *etch&rinse*. Este estudo englobou dois grupos, adesivos *self-etch* e *etch & rinse*, avaliados quanto às forças de adesão em tensão em cisalhamento. Concluíram que o sistema adesivo *self-etch* de um frasco utilizado é de fácil aplicação, apresenta bons resultados de adesão e pode constituir uma vantagem em Odontopediatria<sup>41</sup>. Hosoya *et al*, contrapõem este facto dizendo que, idealmente, os adesivos *self-etch* de um frasco e de um passo não devem ser considerados a melhor escolha para promover uma adesão duradoura. No entanto, afirmam que, ainda assim, estes materiais têm um lugar na Odontopediatria, pois diminuem o tempo de aplicação do sistema adesivo.<sup>38</sup>

## 2.6. Conclusão

Com a execução deste trabalho de investigação *in vitro* pode ser concluído:

- Os valores de força de adesão em dentina obtidos em dentes decíduos são inferiores aos dos dentes definitivos tradicionalmente descritos na literatura de revisão;
- Não se verificaram diferenças nos valores de adesão à dentina primária proporcionados pelo sistema *self-etch* (Xeno<sup>®</sup> V) e *etch & rinse* (XP Bond<sup>®</sup>).
- O adesivo do tipo *etch & rinse* (XP Bond<sup>®</sup>) obteve valores de adesão à dentina primária significativamente superiores à resina fluida auto-adesiva (Vertise<sup>™</sup> Flow).

### **3. Considerações finais**

---

### 3. Considerações finais

Em termos globais, após a revisão de literatura e a conclusão do trabalho experimental parece razoável concluir que a utilização do adesivo do tipo *self-etch* pode constituir uma opção na prática clínica de Odontopediatria, não só pelos valores de adesão obtidos (semelhantes adesivo do tipo *etch & rinse*), como também pela simplificação dos passos operatórios. Não obstante, são necessários mais estudos para investigar outras vertentes importantes dos processos de adesão.

## 4. Bibliografia

---

## Bibliografia

1. Landuyt KLV. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials* 2007;1 - 29.
2. Kaaden C, Schmalz G, Powers JM. Morphological characterization of the resin-dentin interface in primary teeth. *Clin Oral Investig* 2003;7(4):235-40.
3. Baratieri LN. *Odontologia Restauradora - Fundamentos e Possibilidades*. 1ª edição ed. São Paulo; 2003.
4. Swift EJ, Jr. Dentin/enamel adhesives: review of the literature. *Pediatr Dent* 2002;24(5):456-61.
5. Kugel G. The science of bonding: from first to sixth generation. *JADA* 2000;131:20-25.
6. Leitão LAA. *Sistemas adesivos: condicionamento total vs auto-condicionamento* [Porto: Universidade Fernando Pessoa; 2008.
7. Lopes GC. Dental adhesion: Present state of the art and future perspectives. *Quintessence* 2002;33:213-24.
8. Meerbeek BV. Technique-Sensitivity of Contemporary Adhesives. *Dental Materials* 2005;24(1):1-13.
9. Grayson W, Marshall Jr SJM, John H. Kinney, Mehdi Balooch. The dentin substrate: structure and properties related to bonding. *J. Dent* 1997;25:441-58.
10. Osorio R, Aguilera FS, Otero PR, Romero M, Osorio E, Garcia-Godoy F, et al. Primary dentin etching time, bond strength and ultra-structure characterization of dentin surfaces. *J Dent* 2010;38(3):222-31.
11. Fakhri M, Seraj B, Shahrabi M, Motahhary P, Hooshmand T. Effect of salivary contamination on microleakage of resin composites placed with a self-etch adhesive in primary teeth: an in vitro study. *Pediatr Dent* 2009;31(4):334-9.
12. Oliveira MAHdM. Microstructure and Mineral Composition of Dental Enamel of Permanent and Deciduous Teeth. *Microscopy Research and Technique* 2009;00:1-6.
13. Ole Fejerskov EK. *Cárie Dentária - A doença e o seu tratamento clínico*. 1ª edição ed. São Paulo: Livraria Santos editora; 2005.
14. Corrêa MSNP. *Odontopediatria na primeira infância*. In: Santos, editor. 1ª edição ed. São Paulo: Santos; 1998.
15. Daronch M, De Goes MF, Grande RH, Chan DC. Antibacterial and conventional self-etching primer system: morphological evaluation of intact primary enamel. *J Clin Pediatr Dent* 2003;27(3):251-6.
16. Lakomaa EL RI. Mineral composition of enamel and dentin of primary and permanent teeth in Finland. *Scand J Dent Res* 1977;85:89-95.
17. Hosoya Y, Tay FR, Ono T, Miyazaki M. Hardness, elasticity and ultrastructure of primary tooth dentin bonded with a self-reinforcing one-step self-etch adhesive. *J Dent* 2010;38(3):214-21.
18. Hosoya Y. The effect of acid etching times on ground primary enamel. *J Clin Pediatr Dent* 1991;15:188-94.
19. Bozalis WGea. Mechanical pretreatments and etching of primary tooth enamel. *J Dent Child* 1979;46:43-49.
20. Swanson TK, Feigal RJ, Tantbirojn D, Hodges JS. Effect of adhesive systems and bevel on enamel margin integrity in primary and permanent teeth. *Pediatr Dent* 2008;30(2):134-40.
21. Angker L. Micro-mechanical characterisation of the properties of primary tooth dentin. *Journal of Dentistry* 2003;31:261-67.
22. Sumikawa DA. Microstructure of primary tooth dentin. *Pediatr Dent* 1999;21(7):439-44.
23. Bolanos-Carmona V, Gonzalez-Lopez S, De Haro-Munoz C, Briones-Lujan MT. Interfacial morphology and bond strength of self-etching adhesives to primary dentin with or without acid etching. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2008;87(2):499-507.

24. Schmitt DC. Microleakage of adhesive resin systems in the primary and permanent dentitions. *Pediatr Dent* 2002;24(6):586-93.
25. Casagrande L. Bond strength and interfacial morphology of two adhesive systems to deciduous dentin: *in vitro* study. *Pediatr Dent* 2005;29(4):317-22.
26. Sardella TN, de Castro FL, Sanabe ME, Hebling J. Shortening of primary dentin etching time and its implication on bond strength. *J Dent* 2005;33(5):355-62.
27. Atash R, Vanden Abbeele A. Sealing ability of new generation adhesive systems in primary teeth: an *in vitro* study. *Pediatr Dent* 2004;26(4):322-8.
28. German Cecilia C, Garcia Ballesta C, Cortes Lillo O, Perez Lajarin L. Shear bond strength of a self-etching adhesive in primary and permanent dentition. *Am J Dent* 2005;18(5):331-4.
29. Casagrande L. Cervical microleakage in composite restorations of primary teeth - *in vitro* study. *Journal of Dentistry* 2005;33:627-32.
30. Hosoya Y. Hardness, elasticity, and ultrastructure of bonded sound and caries-affected primary tooth dentin. *Journal of biomedical materials research part B: applied biomaterials* 2006:135-41.
31. Cehreli SB, Eminkahyagil N. Effect of active pretreatment of self-etching primers on the ultramorphology of intact primary and permanent tooth enamel. *J Dent Child (Chic)* 2006;73(2):86-90.
32. Torres CP, Corona SA, Ramos RP, Palma-Dibb RG, Borsatto MC. Bond strength of self-etching primer and total-etch adhesive systems to primary dentin. *J Dent Child (Chic)* 2004;71(2):131-4.
33. Peumans M. Clinical effectiveness of contemporary adhesives: a systematic review of current clinical trials. *Dental Materials* 2005;21:864 - 81.
34. Moszner N. Chemical aspects of self-etching enamel-dentin adhesives: a systematic review. *Dental Materials* 2005;21:895 - 910.
35. Radovic I. Self-adhesive resin cements: a literature review. *J Adhes Dent* 2008;10(4):251 - 58.
36. Corporation K. Product Manual Vertise™ Flow 2009.
37. Breschi L. Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface. *Dental Materials* 2008;24:90 - 101.
38. Hosoya Y, Tay FR, Garcia-Godoy F, Pashley DH. Ultrastructural examination of one-step self-etch adhesive bonded primary sound and caries-affected dentin. *Am J Dent* 2008;21(6):368-72.
39. Atash R, Van den Abbeele A. Bond strengths of eight contemporary adhesives to enamel and to dentine: an *in vitro* study on bovine primary teeth. *Int J Paediatr Dent* 2005;15(4):264-73.
40. Agostini FG, Kaaden C, Powers JM. Bond strength of self-etching primers to enamel and dentin of primary teeth. *Pediatr Dent* 2001;23(6):481-6.
41. Yaseen SM, Subba Reddy VV. Comparative evaluation of shear bond strength of two self-etching adhesives (sixth and seventh generation) on dentin of primary and permanent teeth: an *in vitro* study. *J Indian Soc Pedod Prev Dent* 2009;27(1):33-8.
42. Nakornchai S, Harnirattisai C, Surarit R, Thiradilok S. Microtensile bond strength of a total-etching versus self-etching adhesive to caries-affected and intact dentin in primary teeth. *J Am Dent Assoc* 2005;136(4):477-83.
43. Yildirim S, Tosun G, Koyuturk AE, Sener Y, Sengun A, Ozer F, et al. Microtensile and microshear bond strength of an antibacterial self-etching system to primary tooth dentin. *Eur J Dent* 2008;2(1):11-7.
44. Tziafas D, Koliniotou-Koumpia E, Tziafa C, Papadimitriou S. Effects of a new antibacterial adhesive on the repair capacity of the pulp-dentine complex in infected teeth. *Int Endod J* 2007;40(1):58-66.
45. Türkün M. Is an antibacterial adhesive system more effective than cavity disinfectants? *Am J Dent* 2006;19(3).

46. Shimada Y, Senawongse P, Harnirattisai C, Burrow MF, Nakaoki Y, Tagami J. Bond strength of two adhesive systems to primary and permanent enamel. *Oper Dent* 2002;27(4):403-9.
47. Burrow MF, Nopnakeepong U., Phrukkanon S. A comparison of microtensile bond strengths of several dentin bonding systems to primary and permanent dentin. *Dental Materials* 2002;18:239-45.
48. Carla Miranda LHMP, Ricardo de Souza Vieira, Maria Cristina Marino Calvo Shear Bond Strength of Different Adhesive Systems to Primary Dentin and Enamel. *J Clin Pediatr Dent* 2006;31(1):35-40.

## 5. Anexos

---

**Sistemas Adesivos Self-etch**

	Fabricante	pH
<b>Sistemas adesivos self-etch de 2 passos</b>		
<b>AdheSE</b>	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	1,7
<b>Clearfil Linear Bond 2</b>	Kuraray Medical Inc, Toquio, Japão	1,4
<b>Clearfil Protect Bond</b>	Kuraray Medical Inc, Toquio, Japão	2
<b>Clearfil SE Bond</b>	Kuraray Medical Inc, Toquio, Japão	2
<b>One Coat Self-etching Bond</b>	Coltene-Whaledent, Altstätten, Suíça	
<b>Optibond Solo</b>	Kerr, Orange, CA, EUA	1,9
<b>GC Unifil Bond</b>	GC Europe N.V. Leuven, Bélgica	
<b>Adper Scotchbond Se Self-etch Adhesive</b>	3M ESPE, ST Paul, MN, EUA	
<b>Sistemas adesivos self-etch de 1 passos</b>		
<b>Adper Prompt L Pop</b>	3M ESPE, ST Paul, MN, EUA	
<b>iBond</b>	Heraeus-Kulzer, Wehrheim, Alemanha	2
<b>One-up F Bond</b>	Tokuyama Dental Corporation, Tóquio, Japão	1,2
<b>Xeno V</b>	Dentsply Detrey, Konstanz, Alemanha	2,1
<b>GC G-Bond</b>	GC Europe N.V. Leuven, Bélgica	2

