



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

**MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA**

**AVALIAÇÃO TOPOGRÁFICA DO SELAMENTO IMEDIATO DA  
DENTINA APÓS JATEAMENTO COM DIFERENTES  
GRANULOMETRIAS DE ÓXIDO DE ALUMÍNIO**

Trabalho submetido por  
**Ana Marta Santos Silva Machado Belbut**  
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

**outubro de 2014**







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

## **MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA**

### **AVALIAÇÃO TOPOGRÁFICA DO SELAMENTO IMEDIATO DA DENTINA APÓS JATEAMENTO COM DIFERENTES GRANULOMETRIAS DE ÓXIDO DE ALUMÍNIO**

Trabalho submetido por  
**Ana Marta Santos Silva Machado Belbut**  
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Trabalho orientado por  
**Prof. Doutor José João Baltazar Mendes**

**outubro de 2014**



## **DEDICATÓRIA**

À minha avó Ana, que daria tudo para estar presente neste momento



## **AGRADECIMENTOS**

Ao Prof. Doutor José João Mendes por ter orientado a minha tese, pela amizade, exatidão, incentivo e profissionalismo durante estes 5 anos. Agradeço tudo o que me transmitiu e ensinou.

Ao Dr. João Rua e ao Mestre Paulo Monteiro, por todos os ensinamentos, empenho, dedicação e apoio, fundamentais para a realização desta tese.

Ao Professor Doutor Mário Polido por ter disponibilizado prontamente o laboratório, local indispensável à realização deste projeto.

Ao ISCSEM e ao seu qualificado corpo docente de quem recebi todos os ensinamentos e formação académica, em especial à Professora Doutora Ana Azul, por me ter transmitido a paixão pela Dentisteria através das suas aulas.

Ao Dr. Jorge Félix de Oliveira por, mesmo sem saber, me ter influenciado tão decisivamente em seguir este percurso académico.

Aos Dentinhos, que comigo partilharam estes 5 anos tornando sempre tudo mais fácil e aliciante. Que sejam apenas 5 dos muitos que a nossa amizade ainda tem pela frente.

À minha prima e colega de box, Maria, pela amizade, companheirismo, espírito de entre ajuda e por ser a “minha pessoa” durante todos estes anos.

Aos meus pais, irmão e toda a família, pilares fundamentais em todos os momentos da minha vida, pela confiança e orientação do caminho a seguir, bem como pelo incentivo e dedicação.

Aos domingueiros, Filipa, Inês, Luís e Rita, pela amizade de tantos anos, paciência, perseverança e por alegrarem as minhas noites de Domingo.

Ao Guilherme pelas correções, ao Cláudio pela ajuda incansável, ao Sr. Mário por solucionar todos os contratemplos e ao Fábio, por todo o apoio e paciência.

A todos os que me ajudaram na realização deste projeto e acreditaram até ao fim que seria possível.



## RESUMO

**Objetivo:** Avaliar topograficamente o selamento imediato da dentina mediante diferentes granulometrias de óxido de alumínio e diferentes tempos de exposição ao jato de óxido de alumínio.

**Materiais e métodos:** Trinta molares hígidos submetidos ao selamento imediato da dentina (IDS), após a exposição da dentina média, divididos em três grupos, consoante o diâmetro das partículas de óxido de alumínio utilizadas no tratamento de superfície dos dentes (27 µm, 50 µm e 30 µm (partículas silicatizadas)) após 24h em estufa a 37°C. Cada um destes grupos foi posteriormente dividido em dois subgrupos consoante o tempo de exposição ao jato de óxido de alumínio, respetivamente de 4 e 10 segundos.

Foram realizadas três leituras utilizando o sistema de impressão digital, *True Definition Scanner* (3M ESPE) e registados os valores dos desgastes médio e máximo: a primeira leitura após o corte da dentina média, a segunda após a aplicação do adesivo (técnica IDS) e a terceira após o tratamento de superfície consoante o grupo (jateamento com o óxido de alumínio). Os resultados foram obtidos através de sobreposição de imagens recorrendo ao *software* informático *Geomagic Control 2014* (USA). Na análise estatística utilizou-se o ANOVA one-way e testes post-hoc com  $p \leq 0,05$  (SPSS20.0).

**Resultados:** Não se verificaram diferenças estatisticamente significativas nos grupos submetidos a diferentes tempos de exposição apesar de o valor de desgaste médio aumentar com o tempo de exposição. Os grupos jateados com partículas silicatizadas de 30 µm (G3) obtiveram significativamente maior desgaste médio aos 10 segundos (G3T2).

**Conclusão:** O selamento imediato da dentina é influenciado pelas diferentes granulometrias e diferentes tempos de exposição. Tempos de exposição mais elevados sugerem valores de desgaste médios mais elevados.

**Palavras-chave:** IDS, Óxido de alumínio, Sistemas de impressão digital

## **ABSTRACT**

**Objective:** To assess the immediate topographically sealing of the dentine using different particle sizes of aluminum oxide and different times of exposure to the jet of aluminum oxide.

**Materials and methods:** Thirty healthy molar were subjected to immediate sealing of dentin (ISD), after exposure of the middle dentin, and divided into three groups, depending on the diameter of the aluminum oxide particles used for the surface treatment of the teeth (27 $\mu$ m, 50 $\mu$ m and 30 $\mu$ m (silicatized particles)) after 24 hours at 37°C. Each of these groups was further divided into two subgroups according to the duration of exposure to the jet of aluminum oxide (4 and 10 seconds).

Three measurements were performed using the fingerprint scanner system, True Definition Scanner (3M ESPE) and the average and maximum values of wear were recorded: the first registry was done after cutting the middle dentin, the second reading was done after the application of the adhesive (ISD technique) and the third reading was performed after the surface treatment according to the group (blasting with aluminum oxide). The results were obtained by superimposing of images, resorting to the Geomagic Control 2014 (USA) computer software. In the statistical analysis, one-way ANOVA and post-hoc tests with  $p \leq 0.05$  (SPSS20.0) were used.

**Results:** There were no statistically significant differences in the groups subjected to different exposure times. Groups blasted with silicatized particles of 30  $\mu$ m ( G3 ) had significantly higher average abrasion to 10 seconds ( G3T2 ).

**Conclusions:** The immediate dentin sealing is affected by the different particle sizes and different exposure time. Higher exposure times suggest higher values of average abrasion.

**Keywords:** ISD, Aluminum oxide, Fingerprint systems



## ÍNDICE

|       |                                                         |    |
|-------|---------------------------------------------------------|----|
| I.    | Introdução .....                                        | 17 |
| 1     | Dentina .....                                           | 17 |
| 1.1   | Morfologia .....                                        | 17 |
| 1.2   | <i>Smear Layer</i> .....                                | 18 |
| 1.3   | Permeabilidade e túbulos dentinários .....              | 19 |
| 1.4   | Tipos de dentina .....                                  | 20 |
| 2     | Adesão.....                                             | 21 |
| 2.1   | Mecanismos de adesão à dentina .....                    | 22 |
| 2.2   | Evolução dos Sistemas Adesivos.....                     | 23 |
| 2.3   | Classificação dos sistemas adesivos .....               | 24 |
| 2.3.1 | Adesivos <i>Etch and Rinse</i> .....                    | 25 |
| 2.3.2 | Adesivos <i>Self-Etch</i> .....                         | 27 |
| 2.3.3 | Outro tipo de sistemas adesivos .....                   | 28 |
| 3     | Selamento imediato de dentina (IDS) .....               | 29 |
| 3.1   | Vantagens da técnica.....                               | 30 |
| 3.2   | Técnica Passo a Passo .....                             | 31 |
| 3.2.1 | Identificação da dentina .....                          | 31 |
| 3.2.2 | Preparação da profundidade.....                         | 31 |
| 3.2.3 | Técnica adesiva.....                                    | 31 |
| 3.2.4 | Cuidados com a colocação da restauração provisória..... | 32 |
| 3.2.5 | Cimentação definitiva .....                             | 32 |

|       |                                                        |    |
|-------|--------------------------------------------------------|----|
| 4     | Restaurações indiretas em resina composta .....        | 33 |
| 4.1   | Vantagens em relação às restaurações diretas .....     | 34 |
| 4.2   | Desvantagens .....                                     | 34 |
| 4.3   | Indicações .....                                       | 35 |
| 4.4   | Contraindicações .....                                 | 35 |
| 5     | Métodos de tratamento de superfície .....              | 35 |
| 5.1   | Condicionamento ácido .....                            | 36 |
| 5.1.1 | Ácido Ortofosfórico .....                              | 36 |
| 5.1.2 | Ácido Hidrofluorídrico .....                           | 36 |
| 5.2   | Óxido de alumínio .....                                | 38 |
| 5.2.1 | Jateamento de Resinas Compostas .....                  | 38 |
| 5.2.2 | Jateamento do Selamento Imediato da Dentina .....      | 39 |
| 5.2.3 | Partículas de Óxido de Alumínio Silicatizadas .....    | 40 |
| 6     | Métodos de impressão digital .....                     | 41 |
| 6.1   | Vantagens em relação às impressões convencionais ..... | 41 |
| 6.2   | Limitações das impressões digitais .....               | 42 |
| 6.3   | True Definition Scanner .....                          | 43 |
| II.   | Objectivo .....                                        | 44 |
| III.  | Hipóteses de estudo .....                              | 45 |
| IV.   | Materiais e Métodos .....                              | 47 |
| V.    | Resultados .....                                       | 59 |

|                      |    |
|----------------------|----|
| VI. Discussão .....  | 65 |
| VII. Conclusão ..... | 73 |
| VIII. Anexos .....   | 86 |

## ÍNDICE DE FIGURAS

|                                                                                                                                                                      |    |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Figura 1 - <i>Smear layer</i> e <i>smear-plugs</i> (MEV) (Perdigão, 2007) .....                                                                                      | 18 |
| Figura 2 - Fratura longitudinal da dentina para expor os túbulos dentinários (Perdigão <i>et al.</i> , 2013) .....                                                   | 19 |
| Figura 3 – Dois tipos de dentina terciária: dentina reacional, dentina reparadora (Simon, 2009) .....                                                                | 21 |
| Figura 4 - Classificação contemporânea dos sistemas adesivos consoante a estratégia de adesão e o número de passos clínicos (Van Meerbeek <i>et al.</i> , 2003)..... | 25 |
| Figura 5 - Técnica <i>Etch and Rinse</i> esquematizada e em MEV (Perdigão <i>et al.</i> , 2013).<br>.....                                                            | 26 |
| Figura 6 - Técnica <i>Self-Etch</i> esquematizada e em MEV (Perdigão <i>et al.</i> , 2013).....                                                                      | 27 |
| Figura 7 - Dentina antes (A) e após (B) a aplicação da técnica IDS com Optibond™ FL (Magne & Nielsen, 2009).....                                                     | 29 |
| Figure 8 - Partículas de óxido de alumínio silicatizadas (MEV x1000) Adaptado de (Falkensammer <i>et al.</i> , 2014). .....                                          | 40 |
| Figura 9 – Limpeza do dente e fixação no suporte de acrílico. ....                                                                                                   | 49 |
| Figure 10 – Micróto mo de tecidos duros (Accutom-50, Stuers A/S, Ballerup, Denmark); dente colocado no suporte para corte. ....                                      | 49 |
| Figura 11 - Fixação do dente no suporte de acrílico; corte do dente pela dentina média e dentina média exposta. ....                                                 | 50 |
| Figura 12 - Máquina polidora LaboPol-4 (Struers A/S, Ballerup, Denmark) e formação de <i>smear layer</i> com disco de papel abrasivo SiC de grão 600. ....           | 50 |
| Figura 13 - <i>True Definition Scanner</i> (3M ESPE), aplicação do spray 3M™ <i>High-Resolution Scanning Spray</i> e leitura através da câmara ótica.....            | 51 |

|                                                                                                                                                                                      |    |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Figura 14 – Esquematização do protocolo da técnica IDS com o sistema adesivo Optibond™ FL(Kerr).....                                                                                 | 52 |
| Figura 15 - Dentina média após aplicação da técnica IDS e spray 3M™ High-Resolution Scanning Spray. ....                                                                             | 53 |
| Figura 16 - Estufa.....                                                                                                                                                              | 53 |
| Figura 17 - Jato Airsonic Mini Sandblaster (Hager & Werken, Duisburg, Germany) com arame ortodôntico a 10mm e partículas de óxido de alumínio silicizadas CoJet™ Sand (3M ESPE)..... | 54 |
| Figura 18 - Esquematização do jateamento do IDS com partículas de óxido de alumínio (padronização da distância e do tempo de exposição).....                                         | 54 |
| Figura 19 – Imagem do dente após jateamento resultante do <i>True Definition Scanner</i> (3M ESPE).....                                                                              | 54 |
| Figura 20 - Esquema representativo do protocolo laboratorial desenvolvido. <i>Primer</i> (P); <i>Bond</i> (B).....                                                                   | 55 |
| Figura 21 – Imagem da impressão digital do corte da dentina média tomada como primeira referência. ....                                                                              | 55 |
| Figura 22 - Imagem da impressão digital da dentina após técnica IDS.....                                                                                                             | 56 |
| Figura 23 - Imagem da impressão digital após jateamento com partículas de óxido de alumínio. ....                                                                                    | 56 |
| Figura 25 – Seleção da área de interesse a estudar. ....                                                                                                                             | 56 |
| Figura 24 - Alinhamento das imagens. ....                                                                                                                                            | 56 |
| Figura 26 – Imagem obtida do desgaste pelas partículas de óxido de alumínio.....                                                                                                     | 57 |
| Figura 27 – Imagem obtida da espessura do adesivo.....                                                                                                                               | 57 |

## **ÍNDICE DE TABELAS**

|                                                                                                           |    |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Tabela 1 - Divisão dos grupos de acordo com o tratamento de superfície aplicado e tempo de exposição..... | 48 |
| <b>Tabela 2</b> – Testes de normalidade.....                                                              | 59 |
| <b>Tabela 3</b> – Comparação dos desgastes médios e máximos das diferentes granulometrias.....            | 60 |
| <b>Tabela 4</b> – Comparação do Desgaste médio aos 4 segundos (T1) e 10 segundos (T2).<br>.....           | 63 |
| <b>Table 5</b> - Comparação do Desgaste máximo aos 4 segundos (T1) e 10 segundos (T2)<br>.....            | 64 |
| <b>Tabela 6</b> – Valores médios de espessura média, espessura máxima e desvio padrão.....                | 65 |

## ÍNDICE DE GRÁFICOS

|                                                                                                                    |    |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| Gráfico 1 – Desgaste médio aos 4 segundos (T1) dos grupos G1 (27 $\mu$ m), G2 (50 $\mu$ m) e G3 (30 $\mu$ m).....  | 60 |
| Gráfico 2 – Desgaste médio aos 10 segundos (T2) dos grupos G1 (27 $\mu$ m), G2 (50 $\mu$ m) e G3 (30 $\mu$ m)..... | 61 |
| Gráfico 3 – Desgaste máximo aos 4 segundos (T1) dos grupos G1 (27 $\mu$ m), G2 (50 $\mu$ m) e G3 (30 $\mu$ m)..... | 61 |
| Gráfico 4 – Desgaste máximo aos 4 segundos (T1) dos grupos G1 (27 $\mu$ m), G2 (50 $\mu$ m) e G3 (30 $\mu$ m)..... | 62 |
| Gráfico 5 – Desgaste médio do grupo G3 em função do tempo (T1 e T2).....                                           | 63 |

## **LISTA DE ABREVIATURAS**

**Bis-EMA** – etoxilato bisfenol-A-dimetacrilato

**Bis-GMA** - bisfenol-A-glicidil dimetacrilato

**DDS** – Delayed Dentin Sealing

**Dp** – desvio-padrão

**GPDM** – glicerol fosfato dimetacrilato

**HEMA** – 2-hidroxietil metacrilato

**IDS** – *Immediate Dentin Sealing* (Selamento Imediato da Dentina)

**M** - média

**MDP** – metacriloiloxidecil dihidrogenofosfato

**MEV** – microscópio electrónico de varrimento

**mm** – milímetro

**mm<sup>2</sup>** – milímetro quadrado

**mmHg** – milímetros de mercúrio

**N** - Newton

**nm** – nanómetro

**Si** – sílica

**TEGDMA** - trietilenoglicol dimetacrilato

**UDMA** – uretano dimetacrilato

**µm** – micrómetro

**3D** – três dimensões



## **Introdução**

### **1 Dentina**

Pashley (1996) descreveu a dentina como um substrato biológico constituído por cristais de hidroxiapatite incorporados numa matriz de colagénio. Transmite tanto cor como uma base elástica ao esmalte subjacente. A integridade da dentina é responsável indiretamente pela força e durabilidade das estruturas dentárias funcionando como uma barreira protetora para os tecidos vitais da polpa (Perdigão, 2010; Carvalho, Tjäderhane, Manso, Carrilho, & Carvalho, 2012).

A dentina é um tecido sem vascularização ou inervação com capacidade para responder a estímulos térmicos, mecânicos ou químicos e é protegida por esmalte na porção externa e coronária e por cimento na porção radicular (Carvalho et al., 2012; Hilton, Ferracane & Broome, 2013).

#### **1.1 Morfologia**

A dentina possui um conteúdo orgânico bastante significativo que sofre variações de acordo com a profundidade, devido à presença de múltiplos túbulos cuja orientação e proximidade diferem consoante a localização. Esta densa rede de túbulos está em íntimo contacto com a polpa provocando alterações no fluxo do fluido pulpar que se traduzem em variações na permeabilidade e na hidratação da dentina (Oliveira, Diniz, Svizero, D'Alpino & Pegoraro, 2010; Miyazaki et al., 2012; Perdigão, Swift, & Walter, 2013).

Ao contrário do esmalte, a dentina é um tecido vivo composto, em 50% do seu volume, por hidroxiapatite, 30% de matéria orgânica (maioritariamente colagénio do tipo I) e 20% de fluido dentinário. A cor típica da dentina varia entre tons de branco escuro a amarelo pálido. Se a aferição for efetuada de acordo com valores relativos ao peso, a sua composição é de 70% de matéria orgânica, 20% de matéria inorgânica e 10% de água (Love, 2004; Berkovitz et al., 2009; Hilton *et al.*, 2013).

Existem dois tipos principais de dentina: a dentina peritubular, hipermineralizada, com predomínio de cristais de hidroxiapatite, que está presente em redor dos túbulos dentinários e que aumenta gradualmente de tamanho com o tempo, e a dentina intertubular, a componente principal que confere suporte ao dente, que se encontra entre os túbulos e possui uma densa matriz de colagénio (Hilton *et al.*, 2013).

## **1.2 *Smear Layer***

Os componentes residuais orgânicos e inorgânicos formam uma camada de detritos na superfície da dentina quando esta é preparada. Esta camada é designada por *smear layer*, adquirindo esta denominação devido à sua composição. Esta, maioritariamente formada por hidroxiapatite e colagénio desnaturado, varia consoante a profundidade, à semelhança do que acontece na dentina (Perdigão, 2010).

Podemos definir *smear layer* como uma “camada amorfa e não estruturada, originada pela instrumentação dos tecidos dentários e composta por resíduos de dentina, bactérias e constituintes salivares” (Coelho, Canta, Martins, Oliveira, & Marques, 2012, pp.41) (Figura 1).

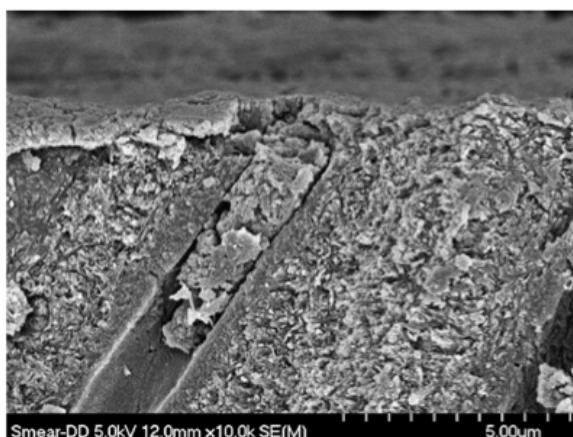


Figura 1 - *Smear layer* e *smear-plugs* (MEV) (Perdigão, 2007)

Esta camada, de 1 a 5  $\mu\text{m}$  de espessura, obstrui a entrada dos túbulos dentinários diminuindo assim a permeabilidade da dentina e a força de adesão. Vários agentes de tratamento e de limpeza podem ser utilizados de forma a remover a *smear layer* ou a potenciar a sua força coesiva. A aplicação de ácido é uma das formas utilizadas para a remoção da *smear layer* ou para a sua modificação, tal como pode ocorrer na dentina (Anusavice, Shen, & Rawls, 2013; Hilton *et al.*, 2013).

### 1.3 Permeabilidade e túbulos dentinários

A camada externa de esmalte ou cimento pode ser removida deixando a dentina exposta, por preparação cavitária, cárie, trauma, abrasão ou erosão. O que acontece é que os túbulos de dentina passam a estar expostos tornando-se canais de comunicação diretos entre a polpa e o meio oral externo (Simon, 2009) (Figura 2).

A permeabilidade da dentina aumenta exponencialmente com a profundidade devido às diferenças existentes no número de túbulos presentes entre a zona mais superficial e a mais profunda. Os estímulos externos fazem com que o fluido dentinário se mova pela dentina, ativando os nervos da polpa e causando dor (Perdigão, 2010; Hilton *et al.*, 2013).

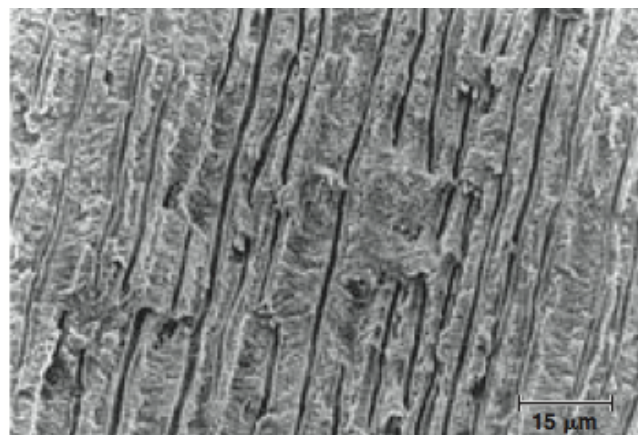


Figura 2 - Fratura longitudinal da dentina para expor os túbulos dentinários (Perdigão *et al.*, 2013)

O número de túbulos na dentina varia significativamente em função da idade do dente e do tipo e espessura de dentina existente. Estima-se que existam na dentina externa cerca de 20000 túbulos/mm<sup>2</sup>, 50000 túbulos/mm<sup>2</sup> na dentina interna e 40000 túbulos/mm<sup>2</sup> na dentina intermédia (Berkovitz *et al.*, 2009; Oliveira, 2010).

O fluido dentinário é semelhante ao plasma e circula nos túbulos sob uma leve e constante pressão proveniente da polpa. Esta pressão intrapulpar é de cerca de 25 a 30 mmHg. Assim, qualquer substância que tente alcançar a polpa através da dentina, terá que enfrentar esta pressão, diferentemente de uma outra substância que tente alcançar a dentina através da polpa, e que terá o seu percurso facilitado através deste mesmo gradiente de pressão (Berkovitz *et al.*, 2009; Mjör, 2009).

#### **1.4 Tipos de dentina**

Existem 3 tipos de dentina, primária, secundária e terciária. A dentina primária é a primeira a ser formada durante o desenvolvimento do dente e integra a maior parte da coroa e da raiz. A dentina secundária é produzida quando o dente erupciona ou depois da formação da raiz. A sua secreção não é uniforme e tende a ocorrer mais junto ao teto e às paredes laterais da câmara pulpar e menos junto à camada de esmalte. Este tipo de dentina é secretado durante toda a vida do dente e é responsável pela redução do tamanho da câmara pulpar e pela deposição contínua de dentina peritubular (Hilton *et al.* 2013).

A composição química e histológica da dentina primária e secundária são muito semelhantes, uma vez que são produzidas pelos mesmos odontoblastos, diferindo apenas na velocidade de secreção (Simon, 2009; Simon *et al.*, 2010).

A dentina terciária é produzida em resposta a estímulos externos como forma de proteção da polpa. Pode dividir-se em dentina reacional, quando o estímulo externo é moderado e não provoca a morte dos odontoblastos; e dentina reparadora quando a intensidade do estímulo é superior e põe em risco a sobrevivência dos odontoblastos (Simon, 2009; Simon *et al.*, 2010) (Figura 3).

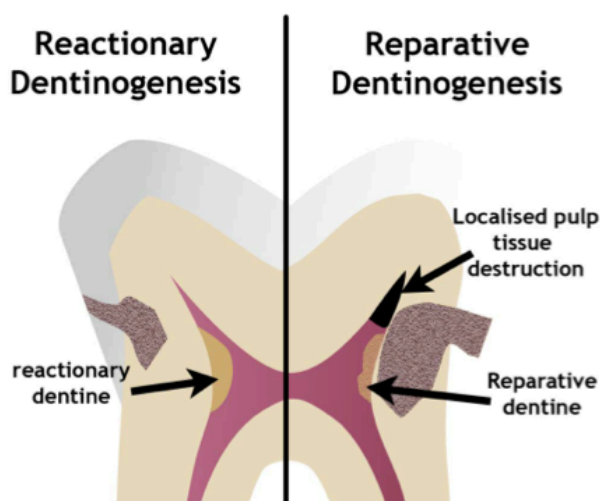


Figura 3 – Dois tipos de dentina terciária: dentina reacional, dentina reparadora (Simon, 2009)

## 2 Adesão

Segundo a *American Society for Testing and Materials*, a adesão pode ser definida como “(...)o estado no qual duas superfícies se encontram unidas por forças entre elas que podem consistir em forças de valência, em forças de interligação ou em ambas” (Perdigão et al., 2013, pp.114).

A adesão consiste em interações moleculares numa interface entre materiais em que um se comporta como um “aderente”, ou substrato, onde é aderido um adesivo (Marshall, Bayne, Baier, Tomsia, & Marshall, 2010).

Um adesivo é um material geralmente viscoso que une duas superfícies ao solidificar. Para uma boa adesão é necessário que as duas superfícies (adesivo e substrato) se encontrem em íntimo contacto e que a tensão superficial do adesivo seja inferior à do substrato. Em medicina dentária os adesivos podem envolver uma ou mais interfaces e os substratos podem ser variados, incluindo desde esmalte ou dentina a compósito ou amálgama (Marshall *et al.*, 2010; Perdigão *et al.*, 2013).

Marshall (2010) descreve 3 tipos de adesão classificados de acordo com a forma como ocorrem as ligações: Ligações físicas, que se encontram sempre presentes, apesar de serem, geralmente, bastante fracas; ligações químicas, caracterizadas como

fortes mas de difícil manutenção que incluem ligações covalentes, iônicas, metálicas e em alguns casos de quelação e ligações mecânicas, consideradas como as mais eficazes, que permitem uma penetração mecânica do adesivo no substrato onde este se liga fortemente.

É necessário ter em consideração alguns aspetos para uma boa adesão como o grau de limpeza da superfície, a rugosidade da superfície, o ângulo de contacto adequado, a viscosidade e a fluidez dos adesivos e a solidificação dos adesivos (Marshall *et al.*, 2010).

## **2.1 Mecanismos de adesão à dentina**

O mecanismo básico de adesão, quer ao esmalte quer à dentina, envolve a substituição de material inorgânico por monómeros de resina que impregnam as microporosidades criadas e se ligam mecanicamente (Miyazaki *et al.*, 2012).

Em teoria, a adesão à dentina pode ser conseguida através da adesão aos seus componentes orgânicos como o colagénio, através dos seus componentes inorgânicos como a hidroxiapatite, ou através dos dois componentes em simultâneo. Em geral a força da adesão à dentina pode ser explicada como a soma das forças da superfície de adesão, da formação dos *resin-tags*, bem como da camada híbrida (Pashley & Carvalho, 1997).

O mecanismo de adesão à dentina depende, assim, da penetração do *primer* e da resina adesiva na superfície dentinária previamente condicionada, permitindo a criação de uma interligação micromecânica com o colagénio presente na dentina. A esta união dá-se o nome de camada híbrida uma vez que incorpora tanto os monómeros de resina como os constituintes da dentina numa só camada (Perdigão, 2010).

A adesão à dentina pode ser diretamente afetada por fatores clínicos e biológicos como a permeabilidade dentinária, o fluído dentinário e o estado em que se encontra a dentina (cariada, esclerótica). Todas estas variáveis fazem da dentina um substrato bastante dinâmico e imprevisível no que se refere à adesão. Segundo Miyazaki (2012),

“uma adesão fiável ao esmalte consegue ser atingida, mas a performance dos adesivos na dentina têm-se revelado menos consistentes” ( Perdigão, 2010; Perdigão et al., 2013).

Como descrito por Anusavice *et al.* (2013), o sucesso da adesão à dentina depende de boas propriedades por parte dos sistemas adesivos como: remoção ou dissolução adequada da *smear layer*; manutenção ou reconstituição da matriz de colagénio; boa molhabilidade; eficiente difusão e penetração do monómero; polimerização em conjunto com a estrutura dentária e copolimerização com a matriz de resina.

## 2.2 Evolução dos Sistemas Adesivos

Em virtude da dentina constituir um substrato para a adesão imprevisível, levou à sucessiva alteração dos sistemas adesivos existentes no mercado, bem como ao aparecimento de muitos outros (Coelho *et al.*, 2012).

Embora possam diferir na sua forma de utilização bem como de apresentação, todos os sistemas adesivos são necessariamente compostos por um agente erosivo, um ácido também denominado de condicionador, um *primer*, monómeros de resina, solventes, iniciadores e inibidores, e, muitas vezes, por outros constituintes tal como agentes antimicrobianos et al., 2013).

Numa fase inicial, Buonocore (1955) descreveu trabalhos experimentais com concentrações de ácido ortofosfórico de 85% durante 60 segundos. Estudos mais recentes provam que um gel deste ácido com uma percentagem entre os 30-40% (sendo mais comum a utilização a 37%) aplicado durante 15 segundos se traduz numa rugosidade de superfície bem como em valores de adesão semelhantes às descritas por Buonocore (1955) (Perdigão *et al.*, 2013).

Os *primers* são necessários para manter ou expandir a rede de colagénio por removerem a água em excesso e permitirem a penetração dos monómeros adesivos. Foram descritos como moléculas bifuncionais, que, por um lado, possuem uma parte hidrofóbica que se liga exclusivamente à resina e, por outro, monómeros hidrofílicos como o bifenilmetacrilato (BPDM) que possuem afinidade para se ligarem ao

colagénio exposto. Trata-se, assim, de uma solução de monómeros hidrofílicos dissolvidos num solvente orgânico. Os solventes mais utilizados são a água, o álcool ou a acetona. Cada solvente tem uma função bastante específica que contribui para o aumento da adesão. A água consegue ionizar os monómeros acídicos e expandir a rede de colagénio, o álcool e a acetona têm uma maior atração hidrofóbica o que facilita a remoção de água (Miyazaki et al., 2012; Anusavice et al., 2013).

A resina adesiva tem como função a copolimerização com o *primer*, a fim de formar uma camada de colagénio totalmente impregnada por resina (*resin-tags*) – camada híbrida. Geralmente, os adesivos são compostos maioritariamente por dimetacrilatos hidrofóbicos como o bis-GMA, TEGMA, UDMA e uma pequena parte por monómeros hidrofílicos como o HEMA (Miyazaki et al., 2012; Anusavice et al., 2013).

### **2.3 Classificação dos Sistemas Adesivos**

Com o decorrer do tempo e devido ao aumento da quantidade de novos sistemas adesivos comercializáveis, torna-se imperativa a sua classificação. Foram deste modo classificados em 3 categorias de acordo com:

- a) A forma como tratam a *smear layer*: sistemas adesivos *Etch and Rinse*, removem a *smear layer*, ou sistemas adesivos *Self-Etch*, que a incorporam.
- b) O número de passos clínicos: 2 ou 3 passos para sistemas *Etch and Rinse* e 1 ou 2 passos para sistemas *Self-Etch*.
- c) A geração a que pertencem (1ª a 7ª geração): à medida que os sistemas adesivos vão sendo introduzidos no mercado passam a fazer parte de uma geração, pelo que esta classificação necessita de atualizações permanentes. Apesar de as primeiras gerações já estarem em desuso não significa que gerações mais recentes tragam melhorias em relação às anteriores. Neste sentido, esta classificação apesar de descrita como a mais utilizada e ser comercialmente aliciante, revela-se bastante confusa e pouco prática, podendo induzir o utilizador em erro, uma vez que novas gerações não são sinónimo de vantagens e melhorias relativamente às anteriores (Coelho et al., 2012).



Os adesivos são classificados, correntemente, segundo a sua forma de ação perante a *smear layer* resultando em 2 estratégias de adesão e 4 tipos de adesivos: Técnica *Etch and rinse* que inclui um passo de condicionamento ácido em separado, aplicado em simultâneo na dentina e no esmalte. O condicionamento remove a *smear layer* bem como cristais de hidroxiapatite superficiais sendo necessária lavagem posterior com água. Este tipo de adesão inclui dois tipos de adesivos consoante o número de passos: 3 passos (ácido+primer+bonding) e 2 passos (ácido+primer/bonding) (Perdigão, 2010; Coelho et al., 2012) (Figura 4).

A técnica *self-etch* baseia-se numa filosofia diferente da anterior, permite dissolver e incorporar a *smear layer* num único passo clínico. Esta técnica inclui uma solução de monómeros acídicos que não necessita de ser lavada, deixando a *smear layer* permeável sem que seja removida por completo. À semelhança da técnica anterior inclui adesivos de dois tipos: 2 passos (primer acídico+bonding) e 1 passo (uma única solução, *all-in-one*) (Perdigão, 2010; Coelho et al., 2012).

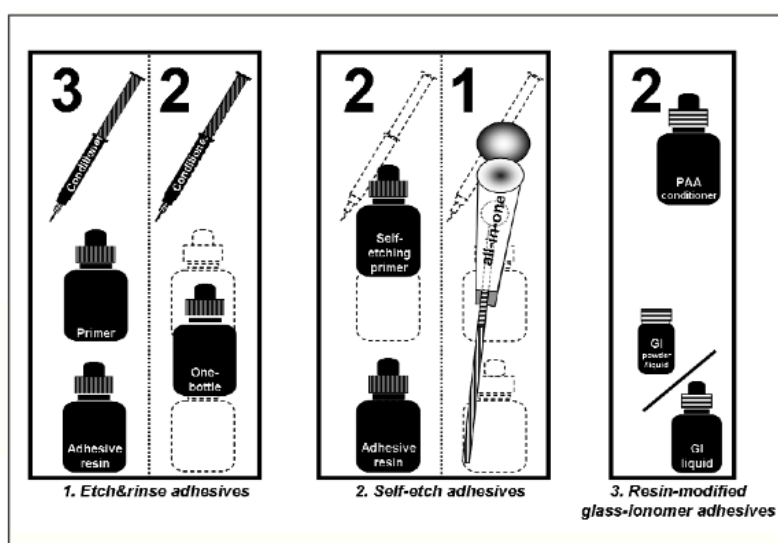


Figura 4 - Classificação contemporânea dos sistemas adesivos consoante a estratégia de adesão e o número de passos clínicos (Van Meerbeek *et al.*, 2003)

### 2.3.1 Adesivos *Etch and Rinse*

Com esta espécie de adesivos o esmalte e a dentina são tratados simultaneamente com um gel de ácido ortofosfórico, usualmente de 30-40% durante 15 segundos, para remover a *smear layer* e desmineralizar os cristais de hidroxiapatite mais superficiais.

Em seguida a dentina previamente condicionada é impregnada por uma mistura de monómeros de resina dissolvidos num solvente orgânico (*primer/adensivo*) (Breschi *et al.*, 2008).

Esta técnica adesiva é descrita como a abordagem mais fiável e estável no que diz respeito à adesão ao esmalte. Como desvantagem é apontado o facto de ser uma técnica bastante sensível uma vez que é difícil reproduzir as condições de humidade na dentina mais favoráveis à adesão. Se a dentina estiver demasiado húmida, pode resultar numa polimerização incompleta bem como na absorção de água na camada híbrida. Pelo contrário, se a dentina se encontrar demasiado seca, pode levar ao colapso das fibras de colagénio e à fraca difusão dos monómeros entre as fibras. Tudo isto pode levar a deficiências na formação da camada híbrida degradando a sua qualidade a nível mecânico e deixando-a mais suscetível à degradação. A camada híbrida resultante desta técnica possui em média uma espessura que varia entre 4,2 a 7,4  $\mu\text{m}$  com uma distribuição uniforme e regular de *resin-tags* na sua superfície (M. Junior, Rocha, Anchieta, Archangelo, & Luersen, 2012; Peumans *et al.*, 2005) (Figura 5)

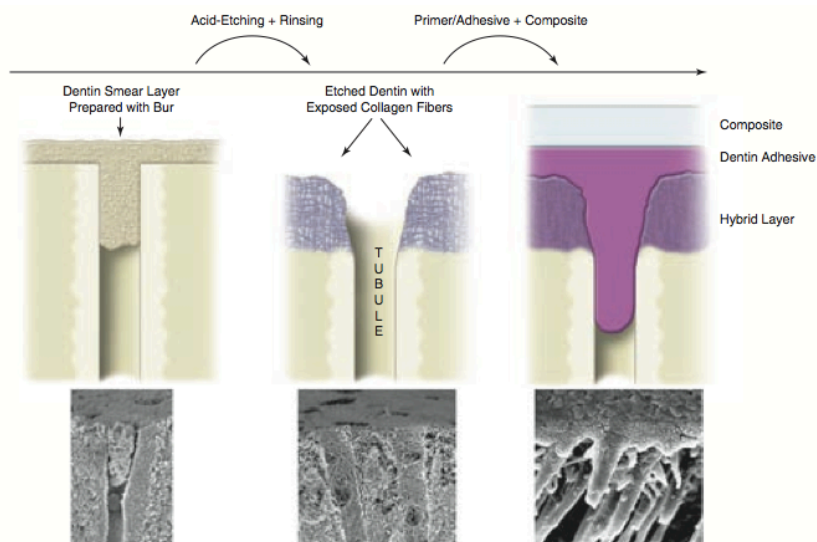


Figura 5 - Técnica *Etch and Rinse* esquematizada e em MEV (Perdigão *et al.*, 2013).

### 2.3.2 Adesivos *Self-Etch*

Os adesivos *Self-Etch* foram introduzidos no mercado para colmatar algumas das limitações observadas na técnica adesiva supra descrita, como a incapacidade de controlar o grau correto de humidade da dentina e, ainda, para simplificar os procedimentos clínicos tornando-os mais rápidos (M. Junior *et al.*, 2012).

Estes, consistem numa técnica adesiva sem aplicação do ácido em separado, uma vez que na sua composição possuem *primers* acídicos que condicionam e dissolvem parcialmente, por infiltração, a camada de *smear layer* (Kansu & Gökdeniz, 2011; Dalby, Ellakwa, Millar, & Martin, 2012) (Figura 6)

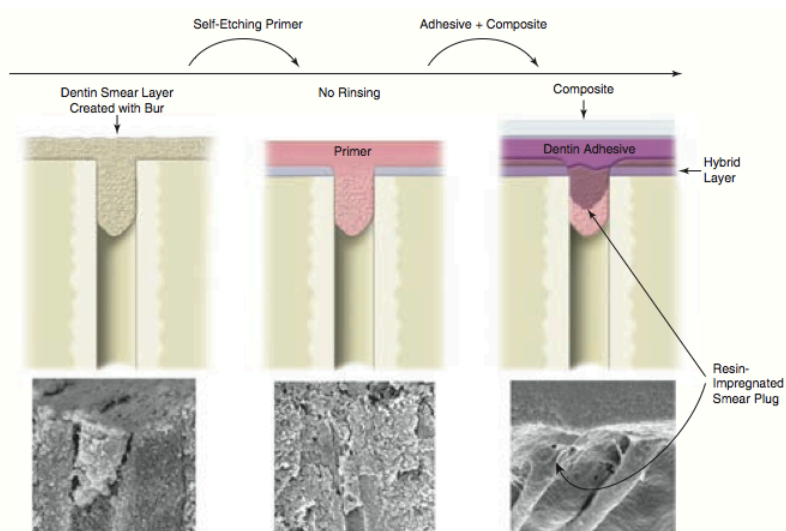


Figura 6 - Técnica *Self-Etch* esquematizada e em MEV (Perdigão *et al.*, 2013).

Refere-se como vantagens o facto de se tratar de uma técnica com menor sensibilidade pós-operatória, de rápida aplicação e sem necessidade de lavagem após o condicionamento. É, também, aceite universalmente que estes adesivos trouxeram melhorias na técnica diminuindo a sensibilidade a erros técnicos e eliminando etapas difíceis de padronizar, como o conceito da dentina húmida. As vantagens que lhes são atribuídas em relação à sensibilidade pós-operatória não são unânimes na literatura (Coelho *et al.*, 2012).

Estes adesivos podem ser classificados segundo o número de passos clínicos e o grau de agressividade (pH) em:

- *Self-Etching Primers* (2 passos) que na mesma solução têm o ácido e o *primer*, possuem um pH entre 1 e 2,5 e uma capacidade de condicionamento moderada. São também chamados de *Self-Etch* médios.
- *Self-Etching Adhesives* (1 passo/*all-in-one*) que combinam tudo numa única solução, possuem um pH mais ácido (inferior a 1) que os torna mais agressivos. São também denominados de *Self-Etch* fortes (Coelho *et al.*, 2012).

A espessura da camada híbrida alcançada por esta técnica é bastante inferior à da técnica descrita anteriormente tendo uma espessura que pode variar entre 0,5-1,2  $\mu\text{m}$  com prolongamentos de resina curtos e estreitos. Podem ainda ser observados *smear plugs*, detritos de *smear layer* que permanecem dentro dos túbulos sem serem removidos, uma vez que a capacidade do ácido é bastante inferior à da técnica anterior (M. Junior *et al.*, 2012).

### **2.3.3 Outro tipo de sistemas adesivos**

Os ionómeros de vidro foram provavelmente os primeiros materiais a obterem uma adesão independente, uma vez que são os únicos capazes de aderirem tanto à dentina como ao esmalte. Necessitam de um condicionamento com ácido poliacrílico, que limpa a superfície do dente, remove a *smear layer* e expõe as fibras de colagénio. Desta forma, é criado o espaço necessário para que os componentes do ionómero de vidro se difundam e se liguem mecanicamente, à semelhança do que acontece na formação da camada híbrida. A ligação química ocorre por meio da interação dos grupos carboxil presentes no ácido poliacrílico com o cálcio da hidroxiapatite das fibras de colagénio (Peumans *et al.*, 2005; Miyazaki *et al.*, 2012).

### 3 Selamento imediato de dentina (IDS)

Existem princípios chave que necessitam de ser respeitados durante o procedimento clínico da formação da camada híbrida, ou seja, durante a cimentação ou colocação de uma restauração indireta. O incumprimento destes princípios pode estar relacionado com problemas de contaminação da dentina e com a eventualidade da camada híbrida colapsar antes de estar completamente polimerizada (Magne, 2005; Magne, Kim, Cascione, & Donovan, 2005).

A análise destes princípios, quando considerados na perspectiva de restaurações indiretas, levou à conclusão de que a dentina deveria ser selada após a preparação dentinária e antes da tomada de impressões. Surge, assim, o conceito de *immediate dentin sealing (IDS)* (Magne *et al.*, 2005; Magne, 2005) (Figura 7).

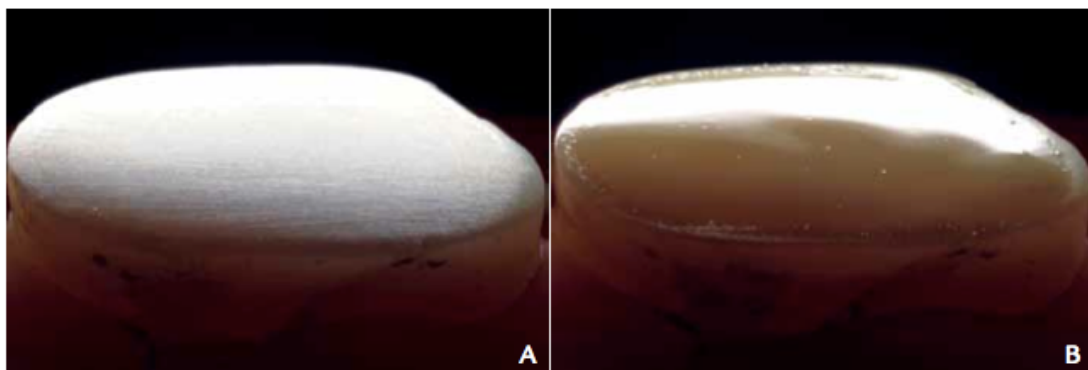


Figura 7 - Dentina antes (A) e após (B) a aplicação da técnica IDS com Optibond™ FL (Magne & Nielsen, 2009)

Este conceito foi introduzido em medicina dentária como uma alternativa ao processo da restauração adesiva convencional. Surgiu em oposição à técnica (DDS), na qual a dentina só é selada aquando da colocação da restauração definitiva (Falkensammer, Arnetzl, Wildburger, Krall, & Freudenthaler, 2014).

### **3.1 Vantagens da técnica**

Após o aparecimento deste conceito, IDS, vários estudos e investigações foram desenvolvidas com vista a suportar a respetiva teorização. Pascal Magne (2005) evidencia que a dentina acabada de preparar é o substrato ideal para a adesão dentinária, pois revela maiores valores de adesão.

A preparação dos dentes para restaurações indiretas envolve o corte da dentina e a consequente exposição dos túbulos dentinários, o que pode resultar na lesão da polpa ou no aumento da sensibilidade. O adesivo, ao selar a dentina acabada de preparar, cria uma camada protetora que inibe a exposição dos túbulos. Desta forma, protege a dentina contra a contaminação bacteriana e previne a sensibilidade durante o período de vida da restauração provisória (Magne, 2005; Magne, Paranhos, Hehn, Oderich, & Boff, 2011; Dalby, Ellakwa, Millar, & Martin, 2012).

O IMS resulta numa polimerização do adesivo sem a ocorrência de forças de stress por colocação tardia da restauração, o que, por sua vez, resulta numa melhoria significativa da adaptação da restauração (Magne, 2005; Magne, So, & Cascione, 2007).

Esta técnica tem sido redefinida e bastante estudada, ao longo dos anos, com resultados muito positivos relativamente à adesão, infiltração marginal e adaptação interna quando comparada com outras técnicas convencionais (Duarte, de Freitas, Saad, & Sadan, 2009; Magne & Nielsen, 2009).

Para além de todas as vantagens já descritas, existem, ainda, razões práticas que facilitam os procedimentos clínicos. O médico dentista consegue focar-se apenas na adesão à dentina húmida já que o condicionamento ácido pode ser feito em separado. São descritas, igualmente, vantagens relativas ao conforto do doente devido à diminuição da necessidade de anestesia e da redução da sensibilidade intra e pós operatória, e, ainda, de preservação da estrutura dentária (Magne et al., 2007; Magne & Nielsen, 2009; Falkensammer et al., 2014).

### **3.2 Técnica Passo a Passo**

#### **3.2.1 Identificação da dentina**

É necessário, em primeiro lugar, identificar a dentina exposta com recurso a um curto condicionamento ácido (2-3 segundos) seguido da aplicação de ar. Reconhece-se a dentina pelo seu aspeto reluzente. Após este processo, a dentina deve ser novamente preparada (utilizando-se, por exemplo, uma broca diamantada) e aplicado novo condicionamento ácido (Magne, 2005).

#### **3.2.2 Preparação da profundidade**

A espessura do adesivo, quando aplicado no IDS, pode influenciar negativamente a futura restauração. A preparação da cavidade deve ter em conta a sua profundidade. O IDS não está indicado em cavidades com pequena exposição dentinária, mas sim em cavidades mais profundas, com espaço suficiente para a espessura do adesivo e, ainda, para alojar a restauração (Magne, 2005).

#### **3.2.3 Técnica adesiva**

O condicionamento da dentina deve ser realizado com ácido ortofosfórico durante 5-15 segundos. Este, deve ser aplicado imediatamente a seguir à preparação dentária, de forma a evitar a contaminação por saliva, seguido de lavagem e secagem moderadas. A água em excesso pode comprometer a adesão, uma vez que as fibras de colagénio desmineralizadas colapsam e, por sua vez, uma secagem excessiva pode levar a zonas de nano infiltração. Para remover os excessos, sem correr o risco de secar ou molhar demasiado, pode ser necessário recorrer à secagem por sucção (pressão negativa) (Magne, 2005).

Dados recentes demonstram que o melhor e mais fiável adesivo a longo prazo é um adesivo *etch and rinse* de três passos (ácido seguido de *primer* e *bond* em frascos separados) (Pashley et al., 2011).

Segue-se a colocação do adesivo com posterior fotopolimerização durante 20 segundos e a colocação de uma camada de glicerina com fotopolimerização durante 10 segundos. A glicerina é necessária para polimerizar a camada de inibição do

oxigénio e, também, para prevenir a interação da camada de adesivo com o material de impressão (Magne, 2005; Magne & Nielsen, 2009).

Segundo Magne (2005), o Optibond™ FL (Kerr, Orange, USA) é o sistema adesivo mais indicado na aplicação do IDS devido à sua capacidade de formar uma camada consistente e uniforme (com cerca de 80 µm numa superfície de dentina ligeiramente convexa) e à sua coesividade na cimentação da restauração definitiva. No caso de restaurações no sector posterior o Optibond™ FL (Kerr) permite tanto a formação de dentina híbrida como de um módulo elasticidade baixo que absorve o stress, melhorando significativamente a adaptação à dentina (Magne, 2005; Magne et al., 2007).

Em preparações mais profundas o IDS pode ser imediatamente seguido da aplicação de uma base de compósito nas zonas mais retentivas ou excêntricas da anatomia, ou ainda, para elevar uma cavidade muito profunda. Este procedimento mantém a espessura da restauração e facilita o acesso da luz de polimerização quando utilizado um material de cimentação resinoso (Magne, 2005; Magne & Spreafico, 2012).

#### **3.2.4 Cuidados com a colocação da restauração provisória**

Os cimentos e os materiais provisórios à base de resina têm uma grande adesão às superfícies dentárias previamente seladas com adesivo, o que pode dificultar a remoção da restauração provisória aquando da cimentação da definitiva. Recomenda-se a manutenção da restauração provisória por um período máximo de duas semanas devido ao mecanismo de absorção da água e à potencial exposição do adesivo polimerizado aos fluidos orais. Estudos anteriores demonstraram que quando a dentina é selada, a manutenção da restauração provisória durante um período até 12 semanas não afeta o potencial de adesão (Magne, 2005; Magne et al., 2007).

#### **3.2.5 Cimentação definitiva**

Antes da cimentação da restauração definitiva é necessário criar rugosidades na superfície do adesivo existente, através do uso de uma broca diamantada a baixa velocidade, ou de jateamento. Este assunto será abordado posteriormente, num capítulo para esse efeito. A preparação dentária ocorre, como habitual, com



condicionamento ácido (ácido ortofosfórico durante 30 segundos), lavagem, secagem e aplicação do adesivo (Magne, 2005; Magne et al., 2007; Dillenburger et al., 2009).

A polimerização do adesivo, imediatamente antes da inserção da restauração indireta, não é aconselhada uma vez que a espessura do adesivo pode variar entre os 60 e os 80 µm em superfícies lisas e, entre 200 a 300 em superfícies côncavas, o que provoca alterações na cimentação, no ajuste completo da restauração e posteriores desadaptações. Em termos práticos o aconselhado seria deixar o adesivo sem estar polimerizado antes da restauração estar totalmente colocada. Porém, a contaminação pelo fluido dentinário faz com que o adesivo seja diluído, bloqueando-se assim microporosidades que, deste modo, ficariam impregnadas por resina (Magne, 2005).

Como forma de solucionar estes problemas, o selamento imediato da dentina acabada de preparar antes da tomada de impressão é a fórmula que parece reunir as melhores condições, gerando uma força de adesão superior e uma menor formação de “espaços”, bem como uma melhor resposta a pressões funcionais e térmicas, quando comparada com o mesmo adesivo colocado e polimerizado em simultâneo com a restauração (Magne, 2005).

#### **4 Restaurações indiretas em resina composta**

As restaurações diretas em resina composta são excelentes opções para restaurar pequenas e médias cavidades em dentes posteriores. Contudo, devido à contração de polimerização, esta técnica encontra-se contraindicada em cavidades de maior dimensão. Nessas situações existem outras opções terapêuticas que permitem restituir a função, bem como a anatomia, fornecendo maior resistência e durabilidade. (Dillenburger *et al.*, 2009)

Em restaurações extensas, é possível afirmar que restaurações indiretas, como os *inlays*, são alternativas melhores do que restaurações diretas em compósito. (D’Arcangelo & Vanini, 2007)

Devido às propriedades da resina composta, tais como o módulo de elasticidade muito semelhante ao dente e a sua capacidade de adesão tanto ao esmalte como à dentina,

revela-se, cada vez mais, o material de eleição na recuperação da estrutura dentária perdida. (Fonseca, Fernandes-Neto, Correr-Sobrinho, & Soares, 2007).

As restaurações indiretas são construídas fora da boca do paciente, numa réplica do dente preparado, obtida através de uma impressão (Swift, Sturdevant & Boushell, 2013).

#### **4.1 Vantagens em relação às restaurações diretas**

Como vantagens das restaurações indiretas, enumeradas na literatura, destacam-se o reforço da estrutura dentária remanescente, a maior resistência às forças mastigatórias, a melhor adaptação, a maior facilidade em estabelecer corretos pontos de contato e, ainda, a maior longevidade das mesmas quando comparadas com as restaurações diretas (Ferreira & Vieira, 2008; Lago, Skupien, & Souza, 2011).

O facto de a polimerização ser extra-oral leva a uma maior taxa de conversão do monómero em polímero, polimerizando melhor as resinas compostas. Isto resulta numa diminuição dos efeitos da contração de polimerização, melhores propriedades mecânicas como a dureza, essencial para promover resistência, melhor polimento, e uma diminuição do stress gerado sobre a linha de união. Como são confeccionadas fora da consulta, permite um melhor aproveitamento do tempo da consulta, bem como uma melhor aceitação por parte do doente (Borba, Della Bona, & Cecchetti, 2009; Lago et al., 2011; Swift, Sturdevant & Boushell, 2013; D’Arcangelo et al., 2014) .

#### **4.2 Desvantagens**

As desvantagens são normalmente inerentes à sensibilidade da técnica indireta que, para além de requerer pelo menos duas consultas, necessita também de um profissional treinado e experiente. Podem ocorrer erros no processo de impressão e vazamento bem como na manipulação dos modelos. O seu custo, superior ao das restaurações diretas também pode constituir uma desvantagem (Lago et al., 2011; Swift et al., 2013).

### 4.3 Indicações

Estão indicadas em casos de cavidades muito extensas e amplas e em substituições de restaurações pré-existentes que possuam estas características e em especial que envolvam o recobrimento de cúspides. (Swift *et al.*, 2013)

### 4.4 Contraindicações

Este tipo de restaurações encontram-se contraindicadas em doentes sujeitos a forças oclusais e mastigatórias muito fortes (doentes com bruxismo), em casos em que o isolamento absoluto não possa ser realizado e em dentes com preparações cavitárias muito extensas que se estendam para a zona subgengival. (Swift *et al.*, 2013)

## 5 Métodos de tratamento de superfície

A retenção mecânica obtida pelo tratamento de superfície é um ponto de extrema importância para a obtenção de uma ótima adesão. Esta depende da interação micromecânica e química que requer rugosidade e limpeza. Embora existam diversos estudos comparativos sobre as vantagens dos vários tipos de condicionamento de superfície, não existe um consenso na literatura (Kansu & Gökdeniz, 2011).

O tratamento de superfície quer dos materiais dentários quer da superfície do dente, é um procedimento que visa aumentar a rugosidade, aumentando consequentemente a energia de superfície o que resulta numa melhor molhabilidade dos substratos. Este processo ocorre através da criação de microporosidades para a infiltração do silano ou dos cimentos de resina (Lung & Matinlinna, 2012).

A penetração de monómeros de resina na dentina desmineralizada após a reação de polimerização promove uma ligação micromecânica através da formação da camada híbrida. O tratamento da cerâmica e das restaurações indiretas em resina composta

depende da sua composição, do uso de técnicas de condicionamento e de agentes de união como silanos (Soares, Soares, Pereira, & Fonseca, 2005).

São possíveis dois tratamentos de superfície, condicionamento químico ou físico (mecânico). Silanos e resinas sem carga fazem parte do grupo de condicionamento químico e são utilizados muitas vezes como agentes de união nos reparos de resinas fraturadas. A criação de rugosidade na superfície, condicionamento mecânico, é por norma realizada recorrendo a pontas diamantadas ou através do uso de jato de óxido de alumínio que criam irregularidades na superfície de acordo com o tamanho das partículas utilizadas (Bacchi, Larissa Maria Assad, Schneider, & Consani, 2010).

## **5.1 Condicionamento ácido**

### **5.1.1 Ácido Ortofosfórico**

Este tipo de condicionamento tem como única função a remoção da camada superficial e a sua limpeza. Não produz rugosidades, nem altera o padrão morfológico da resina composta. Remove detritos e a contaminação orgânica, expondo as partículas inorgânicas existentes na superfície e favorecendo a retenção mecânica e a adesão (Masioli, Pimentel, Louro, & Masioli, 2006; Bacchi et al., 2010;).

### **5.1.2 Ácido Hidrofluorídrico**

Para aumentar a força de adesão do cimento à superfície da cerâmica, são descritas inúmeras técnicas, entre elas destaca-se o condicionamento com ácido hidrofluorídrico (HF) seguido da aplicação de silano (Özcan & Vallittu, 2003).

Trata-se de um ácido inorgânico que tem a capacidade de condicionar a superfície das cerâmicas, sobretudo as que contém um alto teor de sílica. Apesar de ser considerado um ácido fraco do ponto de vista químico, tem um elevado potencial de dissociação o que o permite uma elevada capacidade de penetração nos tecidos (Alex, 2008; Ozcan, Allahbeickaraghi, & Dündar, 2012)

As diferenças observadas na retenção micromecânica produzida pelo condicionamento com ácido HF depende da composição da cerâmica em causa e da organização e tipo dos cristais. Os átomos à volta dos cristais são mais reativos e dissolvem-se mais rapidamente do que os que se encontram no interior, levando à formação de pequenos sulcos em redor dos cristais, em forma de “favos-de-mel”. É necessário ter em conta inúmeros fatores que para além de influenciarem o padrão de condicionamento, determinam a força de adesão às resinas compostas (Peumans, Van Meerbeek, Lambrechts, & Vanherle, 2000, Özcan & Vallittu, 2003; Della Bonna, Borba, Benetti, & Cecchetti, 2007; Kiyon, Saraceni, da Silveira, Aranha, & Eduardo, 2007; Alex, 2008; Özcan *et al.*, 2009; Menezes *et al.*, 2009).

Este ácido dissolve seletivamente componentes vítreos e cristalinos da cerâmica e produz microporosidades na superfície, facilitando a penetração da resina. Está descrita a sua utilização em concentrações que variam entre 4% e 10% e o tempo de condicionamento e concentração varia de acordo com o fabricante e o tipo de cerâmica (Özcan & Vallittu, 2003; Alex, 2008; Kansu & Gökdeniz, 2011).

Em relação às resinas compostas, o ácido HF produz uma diminuição da força de união, uma vez que ataca as partículas de vidro dos compósitos permitindo que a água penetre até às partículas de carga, o que pode desorganizar a camada de silano responsável pela estabilidade da interface matriz/carga e acelerar o processo de degradação hidrolítica, ao expor um grande área da matriz à água. Como resultado ocorre o enfraquecimento e a diminuição da resistência da interface adesiva (Soares *et al.*, 2005; D’Arcangelo & Vanini, 2007; Bacchi *et al.*, 2010; D’Arcangelo & Vanini, 2007).

Alguns autores referem que os efeitos deste ácido são agravados em compósitos nano particulados e micro particulados, reagindo melhor em resinas macro particuladas, devido ao tamanho das partículas inorgânicas (Badini *et al.*, 2009; Rodrigues, Ferracane & Della Bona, 2009).

## **5.2 Óxido de alumínio**

A utilização do jato de óxido de alumínio é descrita na literatura como a técnica com melhores resultados em relação à força de adesão quando combinada com uma técnica adesiva *Etch and Rinse*. Pode ser descrita como a aplicação sob pressão de partículas abrasivas durante alguns segundos sobre a superfície a ser aderida. Para além de promover a limpeza do substrato, cria retenções micromecânicas, diminuindo a tensão superficial (Özcan & Vallittu, 2003).

### **5.2.1 Jateamento de Resinas Compostas**

A limpeza e rugosidade da superfície de uma restauração indireta através de diferentes métodos representam um paço extremamente importante na união micromecânica e química à resina composta. (D'Arcangelo & Vanini, 2007)

O tratamento mecânico das resinas compostas recorrendo ao jato com partículas de óxido de alumínio tem-se revelado a melhor alternativa para aumentar a energia de superfície na restauração, uma vez que promove uma degradação não seletiva resultando numa superfície irregular mais homogênea e consequentemente conferem uma melhor adesão. Além disso promovem a limpeza da superfície ao expor as partículas de carga inorgânica (Soares *et al.*, 2005).

Há pouca informação sobre a influência da distância de trabalho nas superfícies abrangidas pelas partículas de óxido de alumínio. Chinelatti *et al.* (2007) sugere que pequenas distâncias de jateamento podem não ser apropriadas, pois a reflexão de algumas partículas pode impedir outras partículas de chegarem ao tecido, diminuindo deste modo a eficiência de corte. (Chinelatti, do Amaral, Borsatto, Palma-Dibb, & Corona, 2007)

Segundo D'Arcangelo e Vanini (2007), o jateamento com partículas abrasivas de óxido de alumínio  $\leq 50 \mu\text{m}$  provou ser o método mais efetivo e fiável no tratamento de superfície das resinas compostas.

Não existe um protocolo padronizado relativamente ao tempo, distância e tamanho das partículas do jato de óxido de alumínio, mas a literatura descreve que se encontram alterações na superfície do substrato quando se utilizam partículas entre 20-50  $\mu\text{m}$  de diâmetro, durante 4 a 10 segundos e a uma distância entre 5 a 10 mm (Chinelatti *et al.*, 2007).

### 5.2.2 Jateamento do Selamento Imediato da Dentina

A primeira publicação sobre a utilização de partículas abrasivas de óxido de alumínio no jateamento do esmalte e da dentina foi descrita por Black em 1945. A técnica de abrasão por ar remove estrutura dentária com uma perda mínima de tecidos envolventes (Chinelatti *et al.*, 2007).

O tipo de tratamento de superfície utilizado é um assunto de extrema importância em restaurações adesivas. Enquanto alguns autores defendem o jateamento com óxido de alumínio, outros advogam condicionamentos ácidos adicionais com ácido ortofosfórico (Falkensammer *et al.*, 2014).

O maior problema na adesão é o facto de o substrato não ser a dentina mas sim uma superfície de adesivo. É indicada a limpeza da superfície de adesivo através do jateamento com partículas de óxidos de alumínio antes da cimentação definitiva, de forma a remover totalmente o cimento provisório e a provocar micro-retenções. Outras técnicas são utilizadas como aplicação de pedra-pomes ou o uso de uma broca diamantada a baixa rotação mas o jateamento com óxido de alumínio têm demonstrado resultados mais uniformes (Dillenburg *et al.*, 2009).

Dos 50  $\mu\text{m}$  de espessura do adesivo previamente aplicado no selamento da dentina, aproximadamente 30  $\mu\text{m}$  permanecem após o jateamento com partículas de óxido de alumínio (Falkensammer *et al.*, 2014).

### **5.2.3 Partículas de Óxido de Alumínio Silicatizadas**

Os sistemas de jateamento de partículas de óxido de alumínio revestidas por sílica mais conhecidos são o *CoJet<sup>TM</sup> Sand* e *Rocatec<sup>TM</sup>* (3M ESPE). Este sistemas utilizam partículas de 30 µm de óxido de alumínio silicatizadas que originam depressões, aumentando a rugosidade da superfície. A superfície do substrato é jateada e o impacto das partículas resulta numa transferência de energia cinética, que aumenta a temperatura na superfície permitindo a incorporação das partículas na superfície e a criação de um revestimento de sílica. Posteriormente um composto de silano é aplicado ocorrendo a sua ligação às partículas de sílica (Della Bonna *et al.*, 2007; Lung & Matinlinna, 2012). (Figura 8)

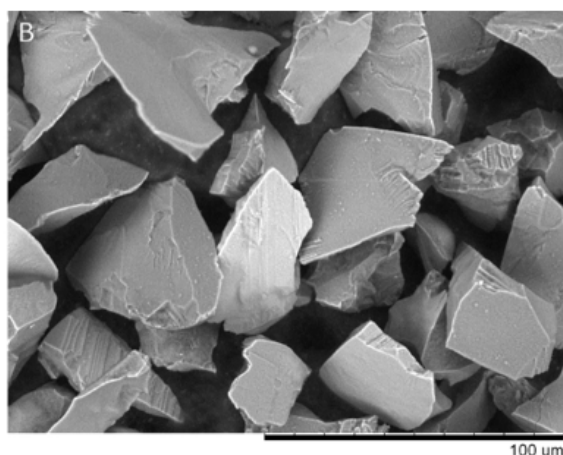


Figure 8 - Partículas de óxido de alumínio silicatizadas (MEV x1000) Adaptado de (Falkensammer *et al.*, 2014).

Relativamente à força de adesão estes sistemas possuem uma adequada estabilidade e força explicadas pelo aumento da microretenção mecânica, obtido pelo jateamento e pela silicatização da superfície que promove uma melhor ligação entre o silano e o substrato. É considerado até hoje o método de tratamento de superfície com melhores resultados (Özcan & Vallittu, 2003; Della Bonna *et al.*, 2007; Lung & Matinlinna, 2012).



## 6 Métodos de impressão digital

As impressões dentárias são um passo de extrema importância em dentisteria restauradora. Conseguem transferir as características que se encontram presentes intra-oralmente para um molde extra-oral, com uma exatidão que definirá e influenciará a adaptação da restauração, bem como a sua longevidade. A exatidão consiste na precisão e na fiabilidade. A precisão traduz-se pela proximidade dada entre duas medidas enquanto que a fiabilidade se traduz pela distância compreendida entre a medição e as dimensões atuais do objeto medido (Ender & Mehl, 2013).

O passo mais crítico no processo de construção de uma prótese removível ou fixa é conseguir reproduzir com precisão e fiabilidade todas as estruturas da cavidade oral através de uma impressão. (Seelbach, Brueckel, & Wöstmann, 2013)

Com os sistemas de impressão digital as restaurações finais são produzidas em modelos criados a partir de dados digitais. As imagens são obtidas através de uma superfície ótica que digitaliza os objetos e que permite depois aumentá-los e visualizá-los em diferentes posições e direções. Réguas digitais com escalas altamente graduadas podem ser utilizadas para a medição de distâncias, áreas e volumes (Polido, 2010; Schneider *et al.*, 2013).

Dos dados recolhidos, são criados modelos tridimensionais que são com rapidez, segurança e sem qualquer custo enviados para o laboratório eletronicamente. (Ramsey & Ritter, 2012)

### 6.1 Vantagens em relação às impressões convencionais

As impressões digitais conseguem eliminar algumas das características negativas e consumidoras de tempo, inerentes às impressões convencionais. Uma das principais diferenças e vantagens das impressões digitais é o facto de não ser necessária a construção de uma réplica positiva para se proceder à digitalização. O modelo é criado automaticamente a partir da imagem digitalizada, o que permite também uma pré-visualização da preparação tridimensionalmente (DeLong, Pintado, Ko, Hodges, & Douglas, 2001; Christensen, 2014) .

As vantagens incluem ainda uma redução do desperdício de materiais, eliminação de distorções, possibilidade de correção de alguns defeitos ou deficiência da impressão sem que seja necessário a repetição integral da mesma, o que a torna mais eficiente e fácil de realizar. Mesmo que seja necessário recorrer a um número elevado de digitalizações, o tempo demorado é bastante inferior ao que seria despendido se uma impressão convencional tivesse que ser repetida (Lee & Gallucci, 2013; Lee, Macarthur, & Gallucci, 2013).

Doentes com elevado reflexo de vômito poderão beneficiar desta tecnologia uma vez que o scanner não toca na região do palato mole, nem existe o risco de extravasamento de material de impressão. Torna-se mais confortável para o doente e permite uma maior aceitação do tratamento, bem como uma redução do tempo de trabalho pois eliminam etapas como a seleção da moldeira, a preparação e uso de materiais de impressão, desinfecção e envio ao laboratório (Polido, 2010; Ramsey & Ritter, 2012).

Quanto ao armazenamento, ao contrário dos modelos convencionais que podem ser partidos ou começarem a deteriorar-se, os digitais podem ser armazenados em discos rígidos, eliminando a necessidade de armazenamento físico no consultório (Polido, 2010; Ng, Ruse, & Wyatt, 2014).

## **6.2 Limitações das impressões digitais**

Esta técnica possui em contrapartida algumas limitações: requisitos estruturais, curva de aprendizagem, necessidade de prática clínica, custos de manutenção e capital inicial elevado são as mais apontadas (Schneider *et al.*, 2013).

Limitações mais práticas, como um acesso inadequado à área a digitalizar por deficiente abertura bucal, dentes mal posicionados ou segmentos muito posteriores podem resultar em imagens com qualidade inferior. A presença de saliva, o movimento do doente e o tamanho do scanner também são apontados como limitações (DeLong *et al.*, 2001; Schneider *et al.*, 2013; An, Kim, Choi, Lee, & Moon, 2014).

### 6.3 True Definition Scanner

O sistema de impressão digital *True Definition Scanner* (3M ESPE) pode ser utilizado na criação de próteses fixas, onlays, inlays, facetas, goteiras, aparelhos e modelos. O envio dos ficheiros é feito para uma nuvem virtual através do laboratório *3M<sup>TM</sup> Connection Center* de forma fácil e segura. Este laboratório permite o armazenamento dos ficheiros, de toda a informação que estes contêm e o seu acesso através de uma rede virtual (Duplantis, 2013).

Este sistema de impressão é constituído por uma estação de trabalho móvel, desenhada para o espaço de um consultório, que possui um monitor táctil de fácil compreensão; um leitor, com câmara ótica que possui um sensor de luz e uma lente para captação das imagens, conectada ao sistema através de um cabo USB. O software é suportado pelo *3M<sup>TM</sup> Connection Center*, uma nuvem aberta e segura capaz de armazenar a compartilhar imagens digitais ilimitadas (Knight, 2013).

A réplica da cavidade oral é obtida através de uma tecnologia denominada, *3D-in-Motion*, que permite captar dados em tempo real numa sequência de vídeo. Tem a capacidade de recolher por segundo cerca de 20 dados em três dimensões (3D), o que permite ao utilizador ir visualizando e controlando as imagens no monitor táctil, à medida que as vai obtendo através da câmara (Duplantis, 2013).

Para que isto seja possível é necessária a utilização de um *spray*, *3M<sup>TM</sup> High-Resolution Scanning Spray*, que aumenta a velocidade de captura das imagens, a precisão e acessibilidade. Este pó é constituído por uma formulação de dióxido de titânio e deve ser aplicado em todas as zonas que se pretendem digitalizar. É necessário isolamento relativo com rolos de algodão, para evitar possíveis distorções provocadas pela presença de saliva ou de hemorragia (“3M<sup>TM</sup> True definition scanner”, 2012).

## **I. OBJECTIVO**

Avaliar topograficamente o selamento imediato da dentina mediante diferentes granulometrias de óxido de alumínio e diferentes tempos de exposição ao jato de óxido de alumínio.

## **II. HIPÓTESES DE ESTUDO**

Hipótese Nula:

O selamento imediato da dentina não é influenciado pelas diferentes granulometrias das partículas de óxido de alumínio e pelos diferentes tempos de exposição às mesmas.

Hipótese Alternativa:

O selamento imediato da dentina é influenciado pelas diferentes granulometrias das partículas de óxido de alumínio e pelos diferentes tempos de exposição às mesmas.



### III. MATERIAIS E MÉTODOS

Trinta molares extraídos por motivos terapêuticos, livres de lesões de cárie e sem restaurações, foram armazenados numa solução de cloramina trihidratada a 0,5% por um período de tempo não superior a uma semana e posteriormente guardados em água destilada a temperatura de 4°C (ISO/TS 11405: 2003). Estes foram distribuídos aleatoriamente em três grupos de acordo com a granulometria das partículas contidas no jacto de óxido de alumínio usado no tratamento de superfície (27 µm, 30 µm (partículas silicatizadas) e 50 µm). A todos os dentes foi aplicada a técnica de selamento imediato da dentina antes da realização do tratamento de superfície. Cada um destes grupos foi posteriormente dividido em dois subgrupos consoante o tempo de exposição ao jato de óxido de alumínio (4 e 10 segundos). Esta divisão foi estabelecida de forma a simular diversas abordagens clínicas possíveis. (Tabela 1).

#### **Grupo 1 (G1):**

**G1T1.** IDS + Partículas de óxido de alumínio de 27 µm (Präparationspulver für KaVo RONDOflex 27 µm - KaVo, Biberach, Germany), aplicadas durante 4 segundos, n=5;

**G1T2.** IDS + Partículas de óxido de alumínio de 27 µm (Präparationspulver für KaVo RONDOflex 27 µm - KaVo, Biberach, Germany), aplicadas durante 10 segundos, n=5;

#### **Grupo 2 (G2):**

**G2T1.** IDS + Partículas de óxido de alumínio de 50 µm (Korox<sup>®</sup> 50 - Bego, Bremen, Germany), aplicadas durante 4 segundos, n=5;

**G2T2.** IDS + Partículas de óxido de alumínio de 50 µm (Korox<sup>®</sup> 50 - Bego, Bremen, Germany), aplicadas durante 10 segundos, n=5;

**Grupo 3 (G3):**

**G3T1.** IDS + Partículas silicatizadas de 30 µm (CoJet™ Sand - 3M ESPE), aplicadas durante 4 segundos, n=5;

**G3T2.** IDS + Partículas silicatizadas de 30 µm (CoJet™ Sand - 3M ESPE), aplicadas durante 10 segundos, n=5.

| Grupo         | Selamento imediato da dentina - IDS | Tipo de partículas de óxido de alumínio | Tempo de exposição |      |
|---------------|-------------------------------------|-----------------------------------------|--------------------|------|
| Grupo 1<br>G1 | ✓                                   | 27 µm                                   | 4 segundos         | G1T1 |
|               |                                     |                                         | 10 segundos        | G1T2 |
| Grupo 2<br>G2 | ✓                                   | 50 µm                                   | 4 segundos         | G2T1 |
|               |                                     |                                         | 10 segundos        | G2T2 |
| Grupo 3<br>G3 | ✓                                   | 30 µm (silicatizadas)                   | 4 segundos         | G3T1 |
|               |                                     |                                         | 10 segundos        | G3T2 |

Tabela 1 - Divisão dos grupos de acordo com o tratamento de superfície aplicado e tempo de exposição.



A cada dente foram removidos os restos orgânicos, com uma cureta cirúrgica, e depois colados a um suporte acrílico com cera colante (Sticky Wax, Kemdent, Wiltshire, England). Cortaram-se as raízes 2mm abaixo da junção amelo-cementária com uma lâmina diamantada de um micrótomo de tecidos duros, a baixa rotação e irrigado com água (Accutom-50, Stuers A/S, Ballerup, Denmark) (Figura 9 e 10).

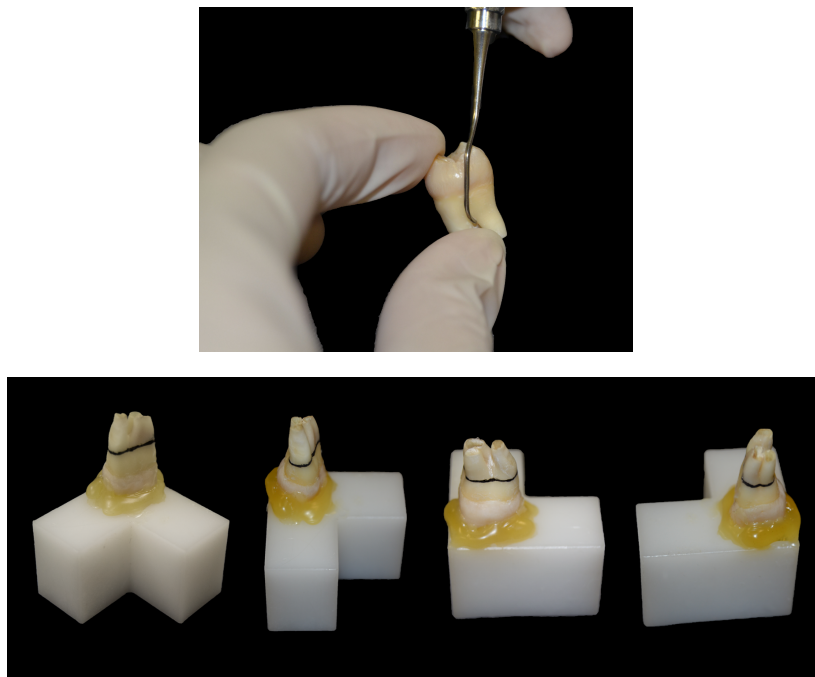


Figura 9 – Limpeza do dente e fixação no suporte de acrílico.

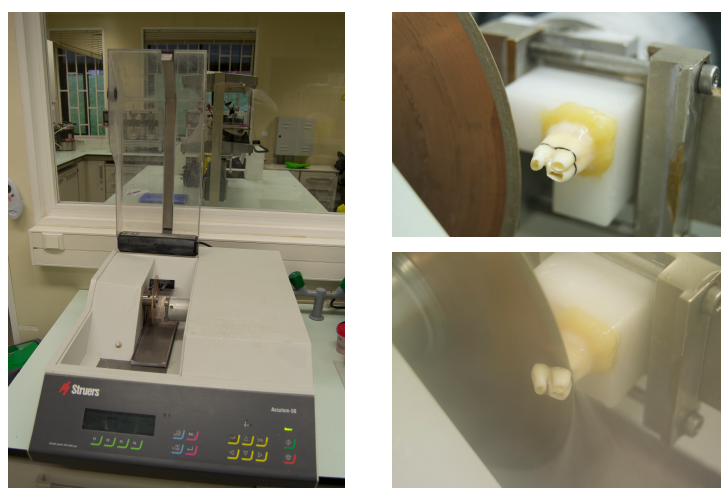


Figure 10 – Micrótomo de tecidos duros (Accutom-50, Stuers A/S, Ballerup, Denmark); dente colocado no suporte para corte.

A dentina média dos molares foi exposta através de um corte paralelo à face oclusal, com a mesma lâmina diamantada de um micrótomo de tecidos duros, a baixa rotação e com irrigação. (Accutom-50, Stuers A/S, Ballerup, Denmark) (Figura 11).

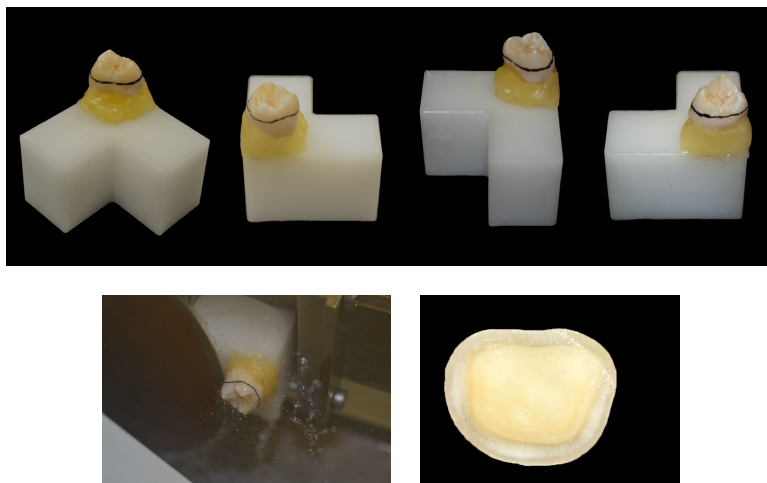


Figura 11 - Fixação do dente no suporte de acrílico; corte do dente pela dentina média e dentina média exposta.

A smear layer foi criada com um disco de lixa SiC de granulação 600 (Buehler Ltd, Lake Bluff, IL, USA) durante 60 segundos, sob água corrente, numa máquina polidora (LaboPol-4, Struers, A/S, Ballerup, Denmark) (Figura 12).

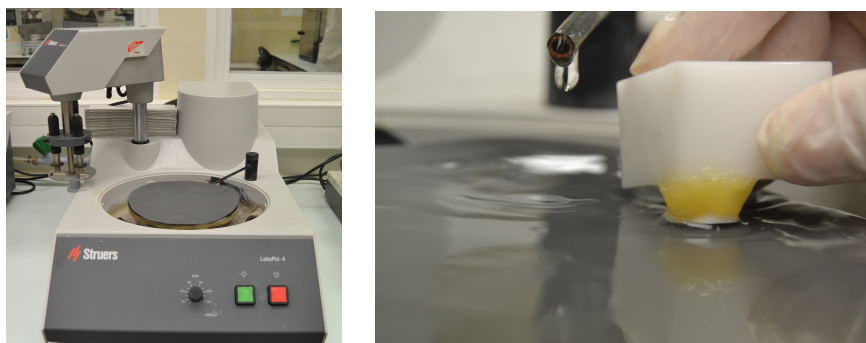


Figura 12 - Máquina polidora LaboPol-4 (Struers A/S, Ballerup, Denmark) e formação de *smear layer* com disco de papel abrasivo SiC de grão 600.

Depois de exposta a dentina média procedeu-se à primeira leitura da topografia do dente, utilizando o *True Definition Scanner* (3M ESPE). A impressão resultante foi armazenada no sistema com o respectivo nome do grupo (Figura 13).

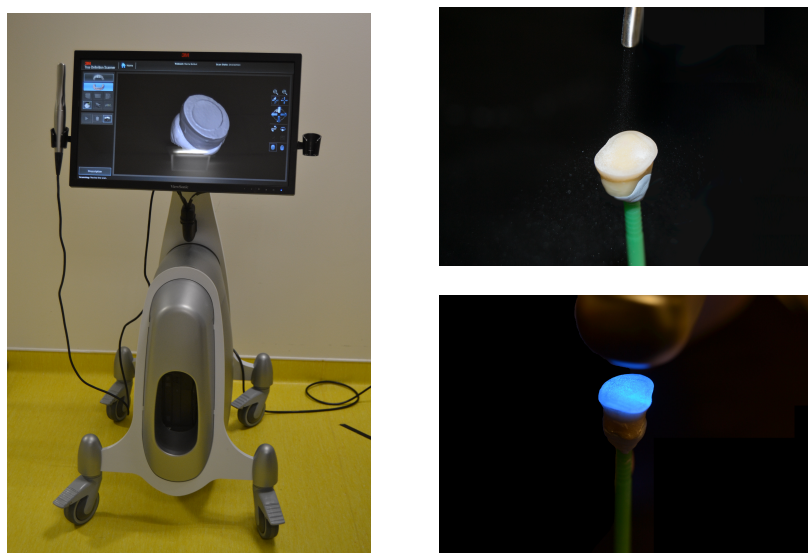


Figura 13 - *True Definition Scanner* (3M ESPE), aplicação do spray 3M<sup>TM</sup> *High-Resolution Scanning Spray* e leitura através da câmara ótica.

Após a primeira leitura, foi realizada a técnica de selamento imediato da dentina (IDS) que consiste na aplicação do sistema adesivo na dentina fresca, acabada de preparar. Este procedimento é igual para todos os grupos. Como forma de padronizar a área onde seria aplicado o sistema adesivo e para ser possível de medir a sua espessura, foi aplicada em todos os dentes uma película adesiva com uma secção circular no centro, que permite vedar a zona exterior e aplicar o sistema adesivo unicamente no centro.

O sistema adesivo utilizado foi o Optibond<sup>TM</sup> FL (Kerr), um *etch and rinse* de 4<sup>a</sup> geração de 3 passos. O condicionamento ácido foi feito na dentina com ácido ortofosfórico a 37,5% durante 15 segundos, lavado com água abundantemente durante 20 segundos e secou-se levemente durante 5 segundos. A aplicação do adesivo foi feita de acordo com as indicações do fabricante: aplicou-se o *primer* (Optibond<sup>TM</sup> FL (Kerr), bottle 1) recorrendo a um aplicador descartável, na face oclusal dos dentes exposta pela película, durante 20 segundos, secou-se levemente durante 5 segundos e aplicou-se o adesivo (Optibond<sup>TM</sup> FL (Kerr), bottle 2) recorrendo ao mesmo

aplicador, durante 15 segundos. O adesivo foi fotopolimerizado durante 20 segundos com o fotopolimerizador Optilux 501 (Kerr, Orange, USA), utilizações com o radiómetro Optilux Radiometer (Kerr, Orange, USA), seguido da aplicação de uma camada de glicerina líquida (Produtos Sodacasa, A.M.C. Cunha, Lda., Portugal) e fotopolimerização por mais 10 segundos (Figura 14).

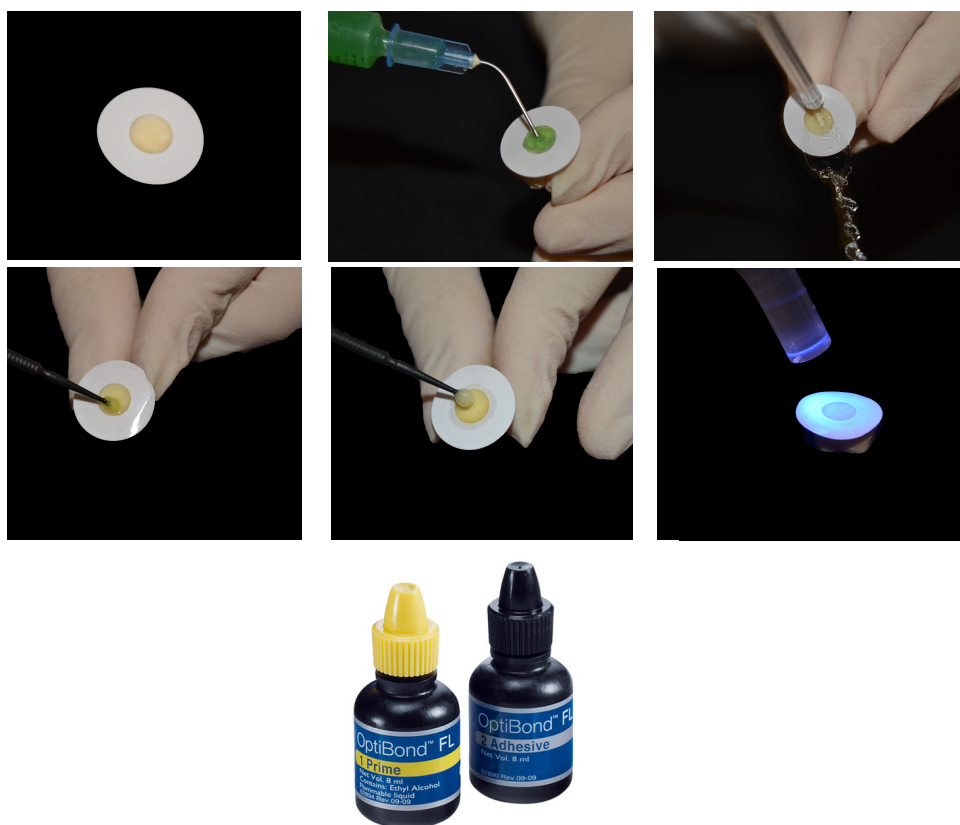


Figura 14 – Esquematização do protocolo da técnica IDS com o sistema adesivo Optibond™ FL(Kerr).

À semelhança do que foi feito anteriormente, procedeu-se à segunda leitura com o *True Definition Scanner* (3M ESPE) armazenando os resultados no sistema para posterior sobreposição de imagens (Figura 15).



Figura 15 - Dentina média após aplicação da técnica IDS e spray 3M<sup>TM</sup> High-Resolution Scanning Spray.

Os dentes de todos os grupos foram imersos em água destilada, numa estufa a 37°C, durante 24 horas, de forma a simular o tempo que o doente permanece com a restauração provisória até a colocação da definitiva (Figura 16).



Figura 16 - Estufa

Estes passos foram comuns a todos os grupos diferindo apenas, a partir desta etapa, o tipo de tratamento de superfície aplicado. Decorridas as 24h, foi aplicada novamente a película, como descrito para a aplicação do sistema adesivo, a fim de jatear apenas a zona coberta por sistema adesivo. Todos os dentes foram sujeitos a um tratamento de superfície com partículas de óxido de alumínio, com o jato Airsonic Mini Sandblaster (Hager & Werken, Duisburg, Germany), segundo a granulometria e o tempo de exposição estabelecidos para cada grupo, a uma distância de 10 mm,

perpendicularmente ao dente, padronizada com um arame ortodôntico preso ao jato e a uma pressão de 30 psi (Figura 17).



Figura 17 - Jato Airsonic Mini Sandblaster (Hager & Werken, Duisburg, Germany) com arame ortodôntico a 10mm e partículas de óxido de alumínio silicatizadas CoJet<sup>TM</sup> Sand (3M ESPE)

O tempo de exposição foi controlado com o temporizador D-Lux Timer (Jorc, Heerlen, Netherlands). Após a aplicação do jato de óxido de alumínio, procedeu-se à lavagem de todos os dentes para remoção de partículas remanescentes. A terceira e última leitura foi realizada seguidamente, com o *True Definition Scanner* (3M ESPE) e as imagens resultantes analisadas com o *software* informático *Geomagic Control 2014 (USA)* (Figura 18, 19 e 20).



Figura 18 - Esquematização do jateamento do IDS com partículas de óxido de alumínio (padronização da distância e do tempo de exposição)

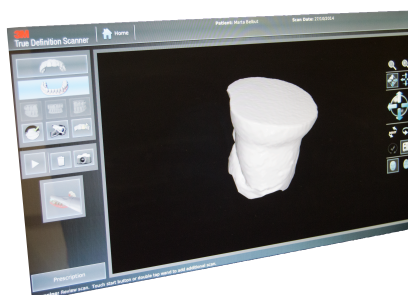


Figura 19 – Imagem do dente após jateamento resultante do *True Definition Scanner* (3M ESPE)



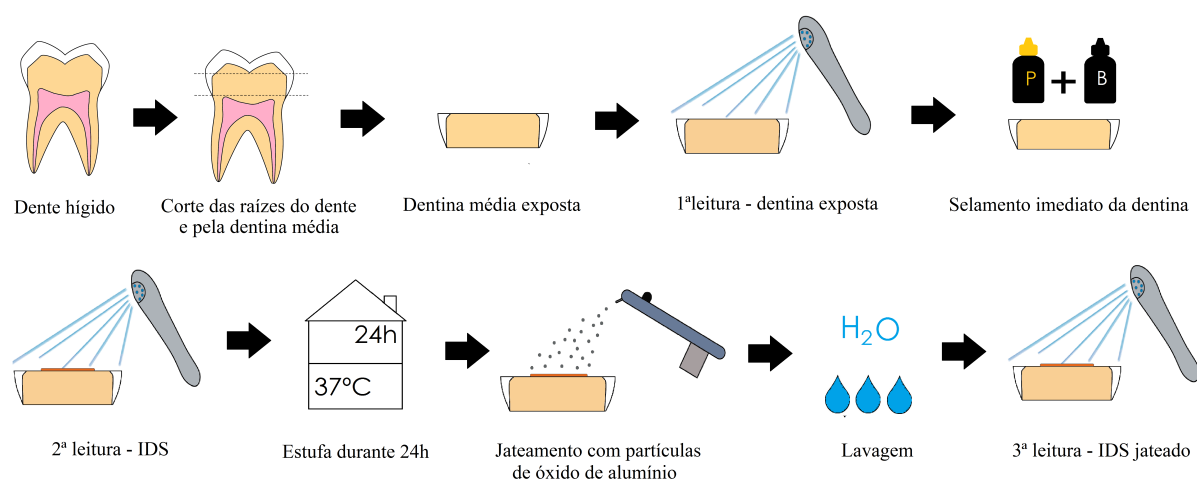


Figura 20 - Esquema representativo do protocolo laboratorial desenvolvido. *Primer* (P); *Bond* (B).

O software *Geomagic Control 2014 (USA)* é um programa de análise tridimensional de imagens, utilizado nas mais diversas áreas, que permite sobrepor imagens umas das outras, fazendo comparações das diferenças obtidas em vários pontos do espaço.

Em primeiro lugar a imagem base, tomada como referência na sobreposição, é importada da nuvem e descarregada no programa (Figura 21). Seguidamente são descarregadas todas as imagens que sejam para comparar ou sobrepor à imagem de referência. A qualquer momento a referência pode ser alterada e ser tomada como base outra imagem. Neste caso a imagem importada e tomada com referência para a primeira comparação foi da dentina média exposta. (Figura 21, 22 e 23).

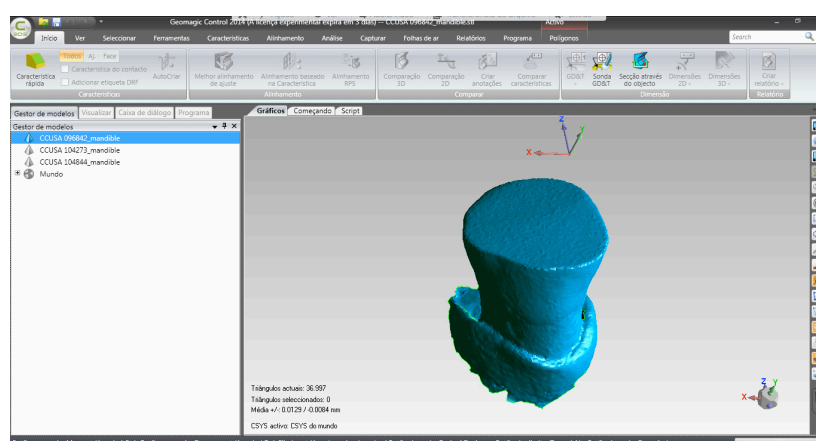


Figura 21 – Imagem da impressão digital do corte da dentina média tomada como primeira referência.

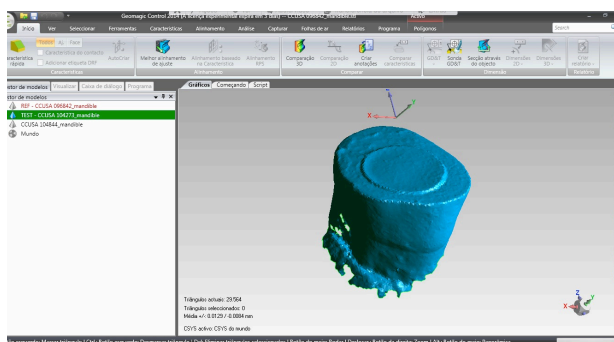


Figura 23 - Imagem da impressão digital da dentina após técnica IDS.

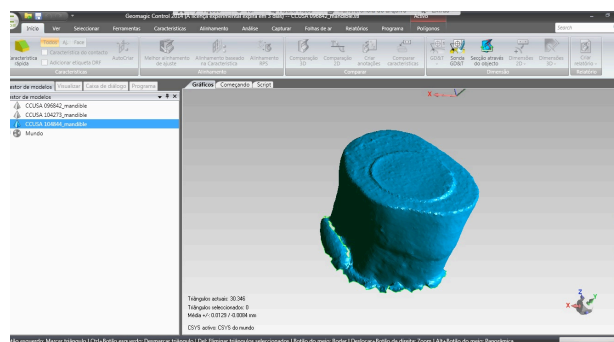


Figura 22 - Imagem da impressão digital após jateamento com partículas de óxido de alumínio.

É necessário alinhar as imagens segundo o algoritmo do *Best Fit*, que procura a melhor correspondência entre vários pontos semelhantes. A área de interesse a estudar pode ser selecionada e cortada de forma a eliminar estruturas desnecessárias (Figura 24 e 25).

A primeira comparação foi realizada entre a imagem da dentina exposta, tomada como referência e a imagem da dentina após a aplicação do sistema adesivo. Esta comparação permitiu calcular a espessura média e máxima da camada de sistema adesivo, sabendo quanto é que este acrescenta à superfície da dentina. A imagem resultante possui uma legenda de tolerância com uma escala descrita em milímetros, que permite observar, segundo a cor da imagem, qual o valor que está associado a cada zona (Figura 27). O mesmo se verificou para a comparação feita entre a imagem obtida após a técnica IDS e após o jateamento, que permitiu calcular o valor de desgaste existente na superfície da camada de sistema adesivo (Figura 28).

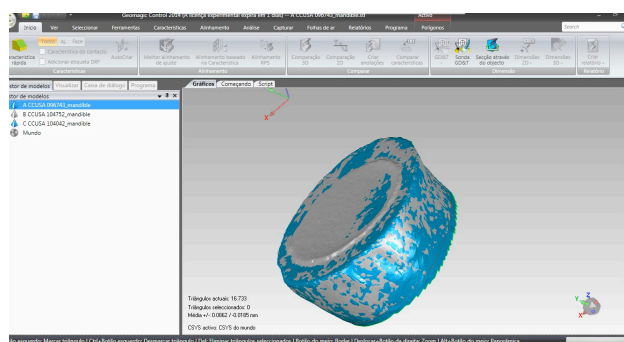


Figura 25 - Alinhamento das imagens.

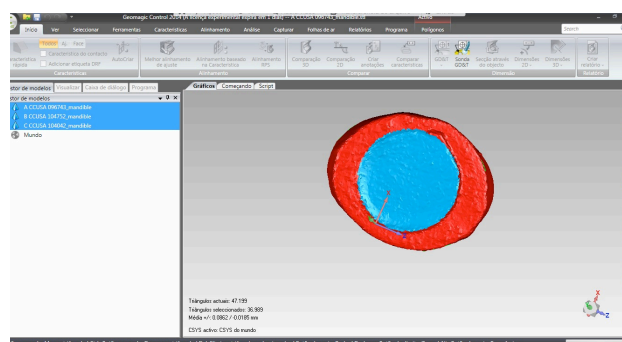


Figura 24 – Seleção da área de interesse a estudar.



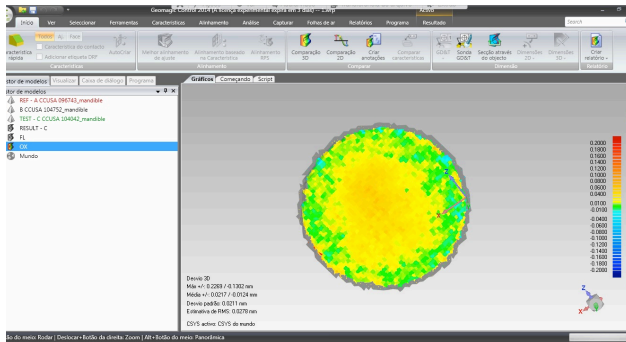


Figura 26 –Imagem obtida da espessura do adesivo.

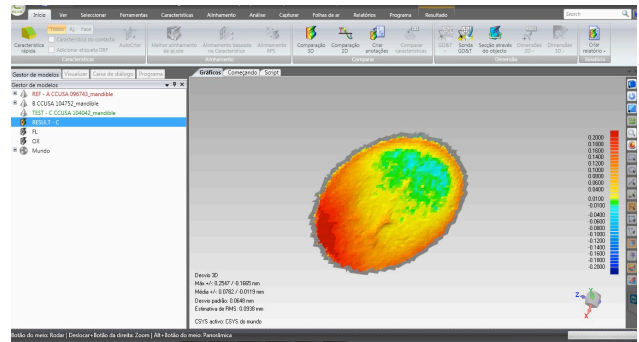


Figura 27 – Imagem obtida do desgaste pelas partículas de óxido de alumínio.

## **Análise estatística**

A análise estatística envolveu medidas de estatística descritiva (frequências absolutas e relativas, médias e desvios padrão) e estatística inferencial. Nesta usou-se o teste *One-Way Anova* para comparar o desgaste entre as partículas, pois estamos a comparar três grupos e a variável dependente é de tipo quantitativo. O teste t de *Student* para amostras emparelhadas foi utilizado quando se comparou o desgaste em dois momentos diferentes (4 segundos vs. 10 segundos). Os pressupostos destes testes, nomeadamente o pressuposto de normalidade de distribuição e o pressuposto de homogeneidade de variâncias, foram analisados com os testes de *Shapiro-Wilk* e teste de *Levene*. O nível de significância foi fixado em  $(\alpha) \leq 0,05$ , no entanto também se comentaram as diferenças para  $(\alpha) \leq 0,10$ .

A análise estatística foi efetuada com o apoio do SPSS (*Statistical Package for the Social Sciences*) versão 20.0 para Windows.

#### IV. RESULTADOS

A normalidade da distribuição dos valores de desgaste foi analisada com o teste de Shapiro-Wilk, pois as amostras têm dimensão inferior a 50. Os valores encontrados permitem-nos aceitar a normalidade de distribuição dos valores para cada grupo considerado ( $p > ,05$ ) (Tabela 2).

| Desgaste       | Grupos           | Kolmogorov-Smirnov |    |       | Shapiro-Wilk |    |      |
|----------------|------------------|--------------------|----|-------|--------------|----|------|
|                |                  | Statistic          | df | Sig.  | Statistic    | df | Sig. |
| Desg. médio 4s | 27 $\mu\text{m}$ | ,273               | 5  | ,200  | ,937         | 5  | ,642 |
|                | 50 $\mu\text{m}$ | ,258               | 5  | ,200  | ,913         | 5  | ,488 |
|                | 30 $\mu\text{m}$ | ,247               | 5  | ,200  | ,883         | 5  | ,324 |
| Desg médio 10s | 27 $\mu\text{m}$ | ,189               | 5  | ,200* | ,985         | 5  | ,959 |
|                | 50 $\mu\text{m}$ | ,212               | 5  | ,200  | ,922         | 5  | ,543 |
|                | 30 $\mu\text{m}$ | ,327               | 5  | ,087  | ,817         | 5  | ,111 |
| Desg. máx 4s   | 27 $\mu\text{m}$ | ,342               | 5  | ,057  | ,758         | 5  | ,055 |
|                | 50 $\mu\text{m}$ | ,300               | 5  | ,162  | ,891         | 5  | ,362 |
|                | 30 $\mu\text{m}$ | ,310               | 5  | ,132  | ,816         | 5  | ,109 |
| Desg. máx 10s  | 27 $\mu\text{m}$ | ,246               | 5  | ,200* | ,911         | 5  | ,476 |
|                | 50 $\mu\text{m}$ | ,223               | 5  | ,200  | ,924         | 5  | ,554 |
|                | 30 $\mu\text{m}$ | ,211               | 5  | ,200  | ,934         | 5  | ,625 |

**Tabela 2** – Testes de normalidade *Kolmogorov-Smirnov* e *Shapiro-Wilk*.

# **1. Comparação do Desgaste médio e máximo entre as diferentes granulometrias de partículas de óxido de alumínio aplicadas durante 4 segundos (T1) e 10 segundos (T2)**

Na tabela 3 podemos observar os valores médios e máximos do desgaste das diferentes granulometrias.

|                                  | G1 - 27 $\mu\text{m}$ |        | G2 - 50 $\mu\text{m}$ |        | G3 - 30 $\mu\text{m}$ |        | Sig. |
|----------------------------------|-----------------------|--------|-----------------------|--------|-----------------------|--------|------|
|                                  | M                     |        | M                     | DP     | M                     | DP     |      |
| <b>Desgaste médio T1 - 4 s</b>   | ,0281                 | 0,0115 | ,0242                 | 0,0023 | ,0216                 | 0,0075 | ,456 |
| <b>Desgaste médio T2 - 10s</b>   | ,0346                 | 0,0073 | ,0405                 | 0,0164 | ,0343                 | 0,0167 | ,744 |
| <b>Desgaste máximo T1 - 4 s</b>  | ,1503                 | 0,0432 | ,1323                 | 0,0190 | ,1390                 | 0,0488 | ,769 |
| <b>Desgaste máximo T2 - 10 s</b> | ,1344                 | 0,0110 | ,1269                 | 0,0309 | ,1359                 | 0,0219 | ,804 |

**Tabela 3** – Comparação dos desgastes médios e máximos das diferentes granulometrias.

### 1.1 Degaste médio das diferentes granulometrias aos 4 segundos (T1)

O desgaste médio aos 4 segundos é mais elevado na partícula 27 $\mu$ m (0,0281) e mais baixo na partícula 30 $\mu$ m (0,0216), embora a diferença não seja estatisticamente significativa,  $F(2, 12) = 0,838$ ,  $p = ,456$  (Gráfico 1).

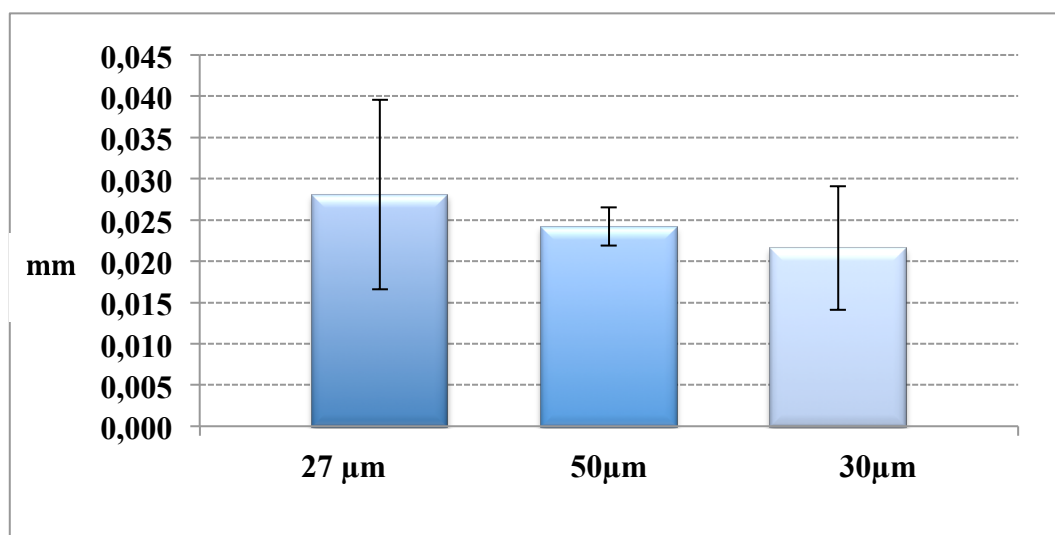


Gráfico 1 – Desgaste médio aos 4 segundos (T1) dos grupos G1 (27 $\mu$ m), G2 (50 $\mu$ m) e G3 (30 $\mu$ m).

### 1.2 Degaste médio das diferentes granulometrias aos 10 segundos (T2)

O desgaste médio aos 10 segundos é mais elevado na partícula 50 $\mu$ m (0,0405) e mais baixo na partícula 30 $\mu$ m (0,0343), embora a diferença não seja estatisticamente significativa,  $F(2, 12) = 0,835$ ,  $p = ,744$  (Gráfico 2).

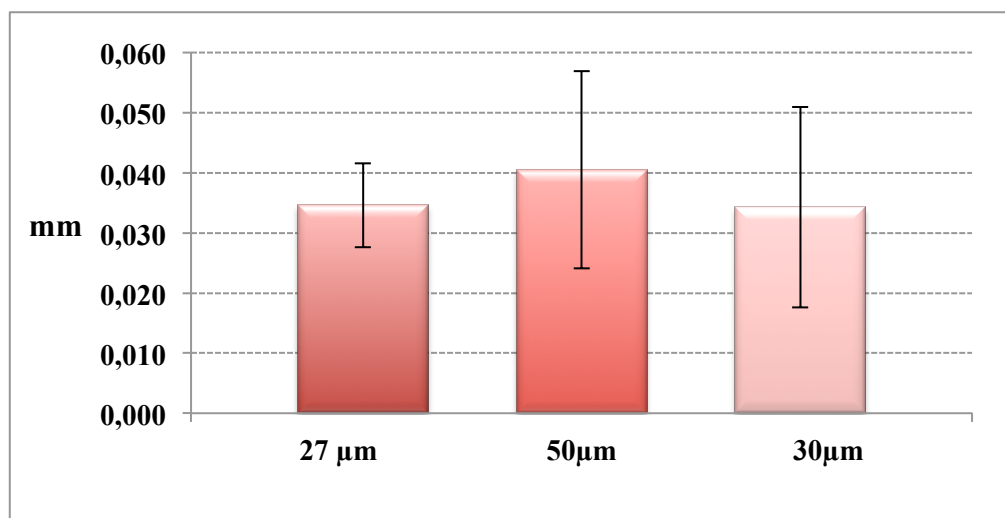


Gráfico 2 – Desgaste médio aos 10 segundos (T2) dos grupos G1 (27 $\mu$ m), G2 (50 $\mu$ m) e G3 (30 $\mu$ m).

### 1.3 Degaste máximo das diferentes granulometrias aos 4 segundos (T1)

O desgaste máximo aos 4 segundos é mais elevado na partícula 27 $\mu$ m (0,1503) e mais baixo na partícula 50 $\mu$ m (0,1323), embora a diferença não seja estatisticamente significativa,  $F(2, 12) = 0,269$ ,  $p = ,769$  (Gráfico 3).

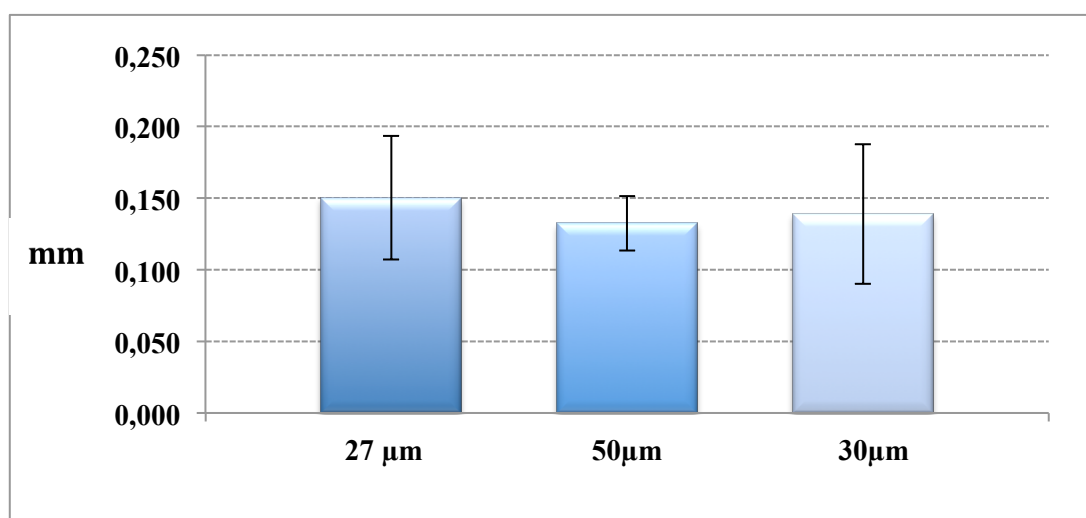


Gráfico 3 – Desgaste máximo aos 4 segundos (T1) dos grupos G1 (27 $\mu$ m), G2 (50 $\mu$ m) e G3 (30 $\mu$ m).

### 1.4 Degaste máximo das diferentes granulometrias aos 10 segundos (T2)

O desgaste máximo aos 10 segundos é mais elevado na partícula 30 $\mu$ m (0,1359) e mais baixo na partícula 50 $\mu$ m (0,1269), embora a diferença não seja estatisticamente significativa,  $F(2, 12) = 2,406$ ,  $p = ,804$  (Gráfico 4).

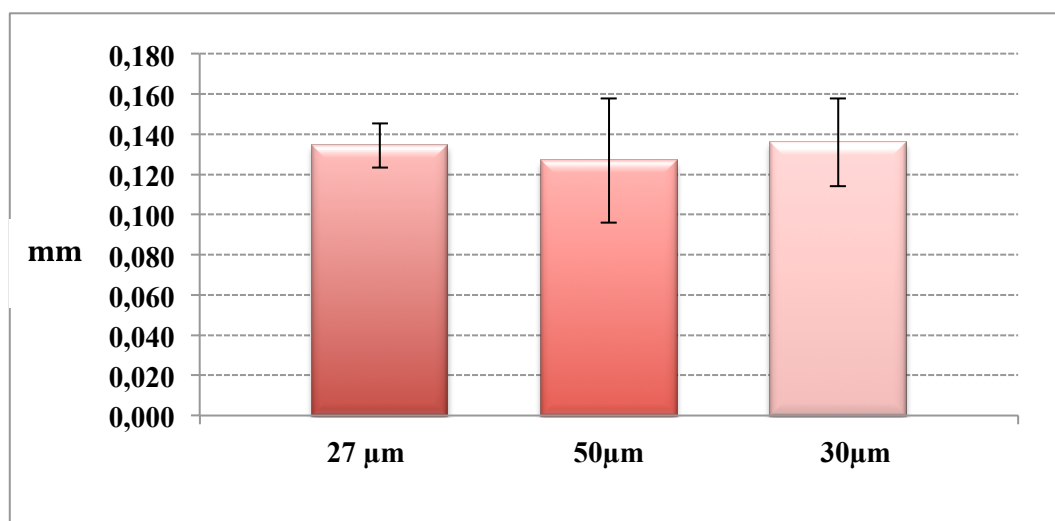


Gráfico 4 – Desgaste máximo aos 10 segundos (T2) dos grupos G1 (27 $\mu$ m), G2 (50 $\mu$ m) e G3 (30 $\mu$ m).

## 2. Comparação do Desgaste médio entre aos diferentes tempos de exposição, 4 segundos (T1) e 10 segundos (T2)

Foram encontradas as seguintes diferenças estatisticamente significativas esquematizadas na tabela 4:

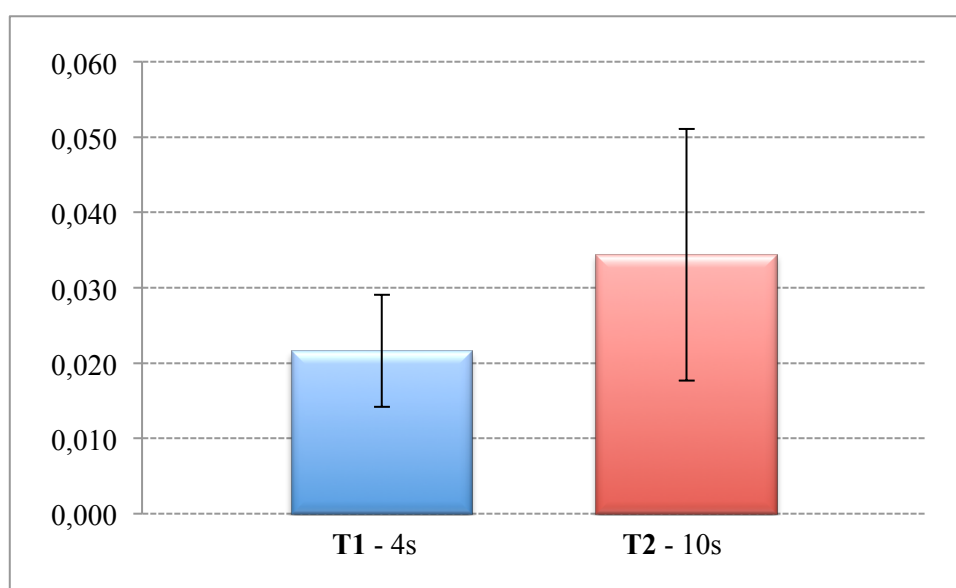
|                                         | T1 (4 s) |        | T2 (10 s) |        | Sig.   |
|-----------------------------------------|----------|--------|-----------|--------|--------|
|                                         | M        |        | M         | DP     |        |
| <b>G1 (27 <math>\mu\text{m}</math>)</b> | ,028120  | ,01147 | ,034680   | ,00735 | ,380   |
| <b>G2 (50 <math>\mu\text{m}</math>)</b> | ,024240  | ,00230 | ,040560   | ,01639 | ,118   |
| <b>G3 (30 <math>\mu\text{m}</math>)</b> | ,021600  | ,00745 | ,034360   | ,01669 | ,078 * |

\*  $p \leq ,10$

**Tabela 4** – Comparação do Desgaste médio aos 4 segundos (T1) e 10 segundos (T2).

### 2.1 Comparação do desgaste médio do grupo G3 (30 $\mu\text{m}$ ) em função do tempo (T1 e T2)

Na partícula 30  $\mu\text{m}$ , o desgaste médio é significativamente mais elevado ao 10 segundos (0,034360 vs 0,21600), t Student (4) = -2,353,  $p = ,078$  (Gráfico 5).



**Gráfico 5** – Desgaste médio do grupo G3 em função do tempo (T1 e T2)

### **3. Comparação do Desgaste máximo entre aos diferentes tempos de exposição, 4 segundos (T1) e 10 segundos (T2)**

As diferenças no desgaste máximo aos 4 e 10 segundos não são estatisticamente significativas ( $p > ,05$ ) como observado na tabela 5.

|                   | <b>T1 (4 s)</b> |        | <b>T2 (10 s)</b> |        |      |
|-------------------|-----------------|--------|------------------|--------|------|
|                   | M               |        | M                | DP     | Sig. |
| <b>G1 (27 µm)</b> | ,150340         | ,04316 | ,134400          | ,01108 | ,491 |
| <b>G2 (50 µm)</b> | ,132380         | ,01900 | ,126960          | ,03085 | ,762 |
| <b>G3 (30 µm)</b> | ,139000         | ,04880 | ,135940          | ,02188 | ,915 |

**Tabela 5** - Comparação do Desgaste máximo aos 4 segundos (T1) e 10 segundos (T2).



#### 4. Espessura da camada de sistema adesivo utilizada na técnica IDS

A espessura da camada de sistema adesivo utilizado na técnica IDS (Optibond™ FL (Kerr)) foi calculada recorrendo a uma análise estatística descritiva. Através dos valores de espessura médios para cada amostra, foi obtido o valor de espessura médio, máximo e o desvio padrão (Tabela 6).

|                        | MÉDIA (mm) |
|------------------------|------------|
| <b>MÉDIA ESPESSURA</b> | 0,6057     |
| <b>MÁX ESPESSURA</b>   | 0,1894     |
| <b>DESVIO PADRÃO</b>   | 0,0363     |

**Tabela 6** – Valores médios de espessura média, espessura máxima e desvio padrão.



## V. DISCUSSÃO

A técnica de selamento imediato da dentina foi introduzida como uma alternativa à técnica convencional, durante a preparação de restaurações indiretas e tem sido cada vez mais utilizada. O sistema adesivo é aplicado na dentina acabada de preparar, antes da tomada de impressões e da colocação da restauração provisória, promovendo a descontaminação da dentina, a diminuição da sensibilidade pós-operatória, o aumento da força de adesão e a redução da microinfiltração. Partículas de óxido de alumínio têm sido descritas como sendo o método de tratamento de superfície mais eficaz, e o mais comumente utilizado em estudos e testes sobre a técnica IDS. No entanto não se encontram descritos os seus efeitos na dentina e na alteração da sua rugosidade. (Falkensammer *et al.*, 2014; Ghiggi *et al.*, 2014)

O principal objetivo deste estudo foi avaliar a topografia da superfície do selamento imediato da dentina, após a exposição com diferentes granulometrias e diferentes tempos das partículas de óxido de alumínio, descritas na literatura como muito utilizadas no tratamento de superfície do IDS. Para avaliar a configuração e topografia tanto da camada de sistema adesivo como deste jateado, foi utilizado um sistema de impressão digital, *True Definition Scanner* (3M ESPE) (D'Arcangelo & Vanini, 2007; Magne, Boff, Oderich, & Cardoso, 2012; Magne, 2005).

Os métodos de impressão digital surgiram no mercado para colmatar algumas falhas presentes nos sistemas de impressão convencionais. Começaram por permitir captar imagens e digitalizar modelos de gesso convencionais. Hoje em dia, existem sistemas capazes de captar imagens diretamente da boca do doente, com capacidade de armazenamento imediato ou envio para um laboratório. Possuem vantagens relacionadas com a poupança de tempo, de recursos e de espaço para armazenamento, bem como a nível de aceitação pelo doente e fácil aprendizagem. Algumas limitações estão associadas ao elevado custo, à necessidade de prática e a condicionantes anatómicas da cavidade oral. (An *et al.*, 2014; Lee & Gallucci, 2013; Seelbach *et al.*, 2013)

A *smear layer* foi criada recorrendo a um disco de lixa SiC de grão 600, durante 60 segundos, numa máquina de polimento conforme descrito em diversos estudos. (Chinelatti *et al.*, 2007; Magne & Nielsen, 2009)

O sistema adesivo utilizado para realização da técnica de selamento imediato da dentina foi um *etch and rinse* de três passos Optibond™ FL (Kerr). Este adesivo encontra-se particularmente indicado na técnica IDS uma vez que consegue formar uma camada uniforme e consistente, que leva a uma melhor união à dentina e consequente adaptação (Magne *et al.*, 2005; Magne, 2005).

O adesivo adesivo Optibond™ FL (Kerr) apresenta na sua composição, segundo o fabricante, 48% de carga inorgânica (partículas de bário), sendo considerado um dos adesivos comercializados com maior percentagem de carga e referenciado por muitos autores como o *Gold Standard* da adesão às estruturas dentárias.

Este possui em média cerca de 80 µm de espessura quando colocado sobre uma superfície ligeiramente convexa, podendo variar consoante a conformação do substrato onde é colocado. Através da análise da sobreposição de imagens das amostras acabadas de preparar e após a realização da técnica IDS, foi possível inferir a espessura média e máxima que o adesivo colocado. Estes valores foram de encontro ao demonstrado na literatura, apesar de ligeiramente mais baixos (Magne, 2005).

Foi aplicada uma camada de glicerina após a polimerização do adesivo e fotopolimerizada novamente, de forma a evitar a interação entre o sistema adesivo e os materiais de impressão e entre o material de restauração provisório. Permite uma melhor polimerização da camada adesiva sem inibição do oxigénio (Stavridakis *et al.*, 2005; Dillenburg *et al.*, 2009).

Após o selamento imediato da dentina, os dentes foram armazenados em água destilada a 37°C, durante 24 horas, com o objectivo de simular e padronizar o tempo decorrido entre as duas consultas necessárias à realização das restaurações indiretas (Magne *et al.*, 2005).

A utilização de um jato de óxido de alumínio como tratamento de superfície do selamento imediato da dentina, está descrita na literatura como sendo a mais comumente utilizada, tanto para limpeza do IDS clinicamente, como em estudos *in-vitro* e procedimentos laboratoriais (Falkensammer *et al.*, 2014; Magne *et al.*, 2012).

Nesta investigação foi testado o desgaste máximo e médio das amostras preparadas com a técnica IDS e submetidas a um tratamento de superfície com jato de partículas de óxido de alumínio, com diferentes granulometrias e a diferentes tempos de exposição. Foi obtido um valor de desgaste médio superior, nos grupos em que se utilizaram partículas de 50  $\mu\text{m}$  (G2) e um desgaste máximo superior nos grupos com partículas de 27  $\mu\text{m}$  (G1), independentemente do tempo de exposição às mesmas (T1 e T2).

Apesar de não terem sido estatisticamente significativos, estes resultados vão de encontro ao descrito na literatura, onde o aumento do diâmetro da partícula pode levar consecutivamente a um aumento do desgaste do substrato (Abo-Hamar, Federlin, Hiller, Friedl, & Schmalz, 2005; Dillenburg *et al.*, 2009).

No que concerne aos tempos de exposição, todas os grupos registaram valores de desgaste médio mais elevados quando expostos ao tratamento de superfície durante 10 segundos (T2), em comparação com o tempo de exposição de 4 segundos (T1). Apesar de nos grupos G1 e G2 as diferenças observadas não terem sido estatisticamente significativas, o grupo G3, com partículas silicatizadas de 30  $\mu\text{m}$ , registou um valor de desgaste médio significativamente mais elevado, o que sugere que tempos de exposição mais prolongados resultem em desgastes mais elevados.

Não existem estudos na literatura que definam um protocolo padrão de tempo ao qual os dentes devam ser submetidos ao tratamento de superfície recorrendo ao jato de óxido de alumínio, após o selamento da dentina, contudo, é possível constatar que os tempos médios de exposição ao jacto abrasivo variam entre 4 e 10 segundos (Della Bona *et al.*, 2007; Attia, 2010).

Chinelatti *et al.* (2007) referem que longos períodos de exposição às micropartículas formam camadas de pó residual na superfície, que persistem mesmo após os processos de lavagem, obstruindo a entrada dos túbulos dentinários. No entanto, uma vez que a dentina é selada previamente com adesivo neste processo, não há risco de acumulação de resíduos nos túbulos.

As partículas silicatizadas do sistema CoJet™ Sand (3M ESPE) aumentam a rugosidade, devido ao seu impacto, e revestem a superfície com sílica, facilitando a posterior ligação com o agente silano. Trata-se de uma reacção triboquímica que faz com que a temperatura da superfície aumente até cerca de 1200°C, retendo as partículas de sílica na superfície (Matinlinna *et al.*, 2004).

Estudos iniciais desenvolvidos por Abo-Hamar *et al.* (2005) sugerem que a utilização de partículas de óxido de alumínio de 30 µm, quando aplicadas durante um segundo na dentina média, provocam um desgaste inferior a 30 µm. Outros estudos revelam que este mesmo tipo de partícula, quando aplicado em resinas compostas, possui a mesma ação desgastando cerca de 30 µm. Falkensammer *et al.* (2014) afirmam que dos 50 µm de espessura do sistema adesivo utilizado, apenas 30 µm ficaram remanescentes (Bacchi *et al.*, 2010). Neste estudo foi verificado um valor de desgaste médio que varia entre 21,6 µm (a 4 segundos) e 34,3 µm (a 10 segundos), que vão de encontro ao descrito na literatura.

Apesar da atualidade do tema abordado nesta investigação e da elevada quantidade de publicações realizadas sobre a resistência adesiva do selamento imediato da dentina, poucos são os estudos desenvolvidos no sentido de indagar o que realmente acontece ao sistema adesivo, após o condicionamento com partículas de óxido de alumínio. Esta investigação foi desenvolvida com esse espírito pioneiro e aliando também outra inovação e crescente tendência da medicina dentária, os sistemas de impressão digital.

Apesar de não terem sido desenhados para este efeito, os sistemas de impressão digital, fornecem uma ajuda preciosa e abrem portas a possíveis investigações, devido à sua precisão e acuidade. Apesar da sua utilização *in vivo* estar contemplada em vários artigos na literatura, não estão descritos muitos estudos *in vitro*. Este tipo de sistemas de impressão permite uma reprodutibilidade das estruturas bastante fiel e

aprofundada com uma margem de erro muito baixa, associada apenas à interface originada pela colocação do spray de detecção.

Apesar de estar descrito que em média a espessura do adesivo ronda os 80µm e que o desgaste médio deste se situa entre os 20-30 µm, os valores do desgaste máximo são bastante variáveis e elevados. Não é certo que, ao jatearmos o IDS, as partículas de óxido de alumínio se concentrem apenas na camada de sistema adesivo. Algumas partículas, por condições anatómicas ou do operador, podem penetrar na dentina, sem que os efeitos desta penetração a nível de adesão estejam estudados ou sejam conhecidos (Magne, 2005, Stavridakis, 2005).





## VI. CONCLUSÃO

De acordo com os dados obtidos neste estudo é possível concluir que:

- Os grupos jateados com partículas silicatizadas de 30  $\mu\text{m}$  (G3) obtiveram significativamente maior desgaste médio aos 10 segundos (G3T2);
- Diferentes tempos de exposição não apresentam diferenças estatisticamente significativas nos valores de desgaste médio e máximo embora tenham sido registados valores mais elevados para um maior tempo de exposição (10 segundos);
- O desgaste médio aos 10 segundos (T1) têm tendência a aumentar consoante o aumento do diâmetro da partícula, apesar deste aumento não ser estatisticamente significativo;
- O selamento imediato da dentina é influenciado pelas diferentes granulometrias e diferentes tempo de exposição, apesar de os valores registados não serem estatisticamente significativos.

A primeira permissa da hipótese nula deve ser aceite uma vez que as diferenças que se verificaram no desgaste dos grupos jateados com diferentes granulometrias de partículas de óxido de alumínio, não foram estatisticamente significativas. Contudo, a segunda premissa deve ser rejeitada, uma vez que se verificaram diferenças significativas no desgaste médio num dos grupos submetidos a diferentes tempos de exposição às partículas de óxido de alumínio.

## **Relevância Clínica**

As restaurações indiretas são cada vez mais utilizadas na prática clínica, em detrimento da confecção de coroas totais, uma vez que vão ao encontro de um conceito bastante atual na Medicina Dentária Restauradora, que consiste na conservação e preservação de estrutura dentária sã. Hoje em dia, com o avanço e evolução das técnicas adesivas, é impensável fazer um preparo excessivo num dente, removendo estrutura dentária sã, se não for estritamente necessário.

Os sistemas adesivos evoluíram e continuam a evoluir, no sentido do abandono do conceito da retenção mecânica patente, por exemplo, na preparação de uma restauração a amálgama.

Assim sendo, surgem cada vez mais, técnicas e protocolos experimentais para a realização de restaurações indiretas com o máximo de durabilidade, preservação da estrutura e estética. A técnica IDS, apesar de ter sido descrita na passada década, é amplamente utilizada na prática clínica e em diversos estudos laboratoriais, que procuram levantar questões e resolvê-las, tratando-se de um tema atual, bastante estudado e abordado na literatura.

Apesar da universalidade desta técnica, não se encontra definido um protocolo de tratamento de superfície para remoção da restauração provisória e criação de micro retenções na camada adesiva previamente aplicada, necessárias para uma adesão e adaptação eficazes.

O método mais utilizado e descrito na literatura consiste na aplicação de óxido de alumínio. Contudo, não se encontram muitos estudos sobre o seu efeito na camada de adesivo (IDS), nem sobre o tamanho ideal de partícula ou sobre o tempo de exposição ao jato.

É necessário que exista um conhecimento aprofundado da ação que cada tipo de material exerce, para que, todos os procedimentos realizados na prática clínica estejam bem fundamentados e para a otimização da sua aplicação.

Os valores obtidos neste estudo comprovam que a utilização de partículas de óxido de alumínio no tratamento de superfície do selamento imediato da dentina, é uma

opção com resultados muito positivos por preparar a superfície de forma uniforme e homogênea, com a rugosidade ideal para uma posterior e eficaz adesão.

### **Perspetivas Futuras**

Na literatura não se encontra um protocolo completamente definido no que concerne ao tratamento de superfície do selamento imediato da dentina. Existem vários tipos de materiais e de técnicas que são estudadas e testadas e cujos resultados permitem otimizar o tratamento com restaurações indiretas. São necessários mais estudos que contemplem, para além do tratamento de superfície com óxido de alumínio, outros tipos de tratamento e outras condições de utilização destes.

Estudos futuros deveriam:

- Analisar, através de Microscopia Electrónica de Varrimento (SEM), o efeito das diferentes granulometrias das partículas de óxido de alumínio na camada de adesivo aplicada na técnica IDS;
- Analisar, através de Microscopia Electrónica de Varrimento (SEM), o efeito das diferentes granulometrias das partículas de óxido de alumínio na dentina média;
- Avaliar o efeito das partículas de óxido de alumínio na técnica IDS, variando o tipo de sistema adesivo utilizado;
- Avaliar o efeito das partículas de óxido de alumínio na técnica IDS, variando a marca do sistema adesivo utilizado;
- Comparar os valores adesivos obtidos a diferentes distâncias entre o sistema abrasivo e a superfície;
- Comparar o método de jateamento com outros métodos de tratamento de superfície, no que diz respeito ao desgaste característico do IDS;

- Comparar o método de jateamento com outros métodos de tratamento de superfície, no que diz respeito aos valores de resistência adesiva.

## VII. BIBLIOGRAFIA

Abo-Hamar, S. E., Federlin, M., Hiller, K.-A., Friedl, K.-H., & Schmalz, G. (2005). Effect of temporary cements on the bond strength of ceramic luted to dentin. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 21(9), 794–803. doi:10.1016/j.dental.2005.01.015

An, S., Kim, S., Choi, H., Lee, J.-H., & Moon, H.-S. (2014). Evaluating the marginal fit of zirconia copings with digital impressions with an intraoral digital scanner. *The Journal of Prosthetic Dentistry*. doi:10.1016/j.prosdent.2013.12.024

Anusavice, K. J., Shen, C., e Rawls, H. R. (2013). Phillips' Science of Dental Materials. In *Bonding and Bonding Agents* (pp 257-274). 12ª edição. (USA): Elsevier Saunders.

Attia, A. (2010). Influence of surface treatment and cycling loading on the durability of repaired all-ceramic crowns. *J Appl Oral Sci*, 18(2), 194-200.

Bacchi, A., Larissa Maria Assad, C., Schneider, L. F. J., & Consani, R. L. X. (2010). Reparos em restaurações de resina composta – revisão de literatura, 15, 331–335.

Badini, S.R.G., Tavares, A.C.S., Guerra, M.A.L., Dias, N.VF., Vieira, C.D. (2009). Adhesive strength – literature review, *Revista Odonto*, 16(32), 105-115.

Berkovitz, B.K.B., Holland, G.R. e Moxham, B.J. (2009). Dentine. In *Oral Anatomy, Histology and Embryology*, 4<sup>th</sup> Edition, pp. 129-151, EUA: Elsevier Mosby.

Borba, M., Della Bona, A. e Cecchetti, D. (2009). Flexural strength and hardness of direct and indirect composites. *Braz Oral Res*, 23(1), 5-10.

Breschi, L., Mazzoni, A., Ruggeri, A., Cadenaro, M., Di Lenarda, R., & De Stefano Dorigo, E. (2008). Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 24(1), 90–101. doi:10.1016/j.dental.2007.02.009

Buonocore, M. (1955) A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces, *Journal of Adhesive Dentistry*, 34 (6), 894- 853

Carvalho, R. M., Tjäderhane, L., Manso, A. P., Carrilho, M. R., & Carvalho, C. A. R. (2012). Dentin as a bonding substrate. *Endodontic Topics*, (21), 62–88.

Chinelatti, M. A., do Amaral, T. H. A., Borsatto, M. C., Palma-Dibb, R. G., & Corona, S. A. M. (2007). Adhesive interfaces of enamel and dentin prepared by air-abrasion at different distances. *Applied Surface Science*, 253(11), 4866–4871. doi:10.1016/j.apsusc.2006.10.059

Christensen, G. J. (2014). Will digital impressions eliminate the current problems with convencional impressions?, *139*(6), 761–763.

Coelho, A., Canta, J. P., Martins, J. N. R., Oliveira, S. a., & Marques, P. (2012). Perspetiva histórica e conceitos atuais dos sistemas adesivos amelodentinários – revisão da literatura. *Revista Portuguesa de Estomatologia, Medicina Dentária E Cirurgia Maxilofacial*, 53(1), 39–46. doi:10.1016/j.rpemd.2011.11.008

D’Arcangelo, C., & Vanini, L. (2007). Effect of three surface treatments on the adhesive properties of indirect composite restorations. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 9(3), 319–26. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17655072>

D’Arcangelo, C., Zarow, M., De Angelis, F., Vadini, M., Paolantonio, M., Giannoni, M., & D’Amario, M. (2014). Five-year retrospective clinical study of indirect composite restorations luted with a light-cured composite in posterior teeth. *Clinical Oral Investigations*, 18(2), 615–24. doi:10.1007/s00784-013-1001-8

Dalby, R., Ellakwa, A., Millar, B., & Martin, F. E. (2012). Influence of immediate dentin sealing on the shear bond strength of pressed ceramic luted to dentin with self-etch resin cement. *International Journal of Dentistry*, 2012, 310702. doi:10.1155/2012/310702

Della Bonna, A., Borba, M., Benetti, P., & Cecchetti, D. (2007). Effect of surface treatments on the bond strength of a zirconia-reinforced ceramic to composite resin, *21*(1), 10–15.

DeLong, R., Pintado, M. R., Ko, C.-C., Hodges, J. S., & Douglas, W. H. (2001). Factors influencing optical 3D scanning of vinyl polysiloxane impression materials. *Journal of Prosthodontics*, *10*(2), 78–85. doi:10.1053/jpro.2001.24718

Dillenburg, A. L. K., Soares, C. G., Paranhos, M. P. G., Spohr, A. M., Loguercio, A. D., & Burnett Jr, L. H. (2009). Microtensile Bond Strength of Prehybridized Dentin: Storage Time and Surface Treatment Effects. *J Adhes Dent*, *11*, 213–237.

Duarte, S., de Freitas, C. R. B., Saad, J. R. C., & Sadan, A. (2009). The effect of immediate dentin sealing on the marginal adaptation and bond strengths of total-etch and self-etch adhesives. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *102*(1), 1–9. doi:10.1016/S0022-3913(09)00073-0

Duplantis, C. (2013). How the 3M™ True Definition Scanner offers flexibility and an economical price point, making digital dentistry a practical option for more dentists. Dental Products Report. Disponível em <http://www.dentalproductsreport.com/dental/article/how-flexible-scanning-digital-impressions-leads-optimal-clinical-results>

El Zohairy, A. a, De Gee, A. J., Mohsen, M. M., & Feilzer, A. J. (2005). Effect of conditioning time of self-etching primers on dentin bond strength of three adhesive resin cements. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, *21*(2), 83–93. doi:10.1016/j.dental.2003.12.002

Ender, A., & Mehl, A. (2013). Accuracy of complete-arch dental impressions: a new method of measuring trueness and precision. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *109*(2), 121–8. doi:10.1016/S0022-3913(13)60028-1

Falkensammer, F., Arnetzl, G. V., Wildburger, A., Krall, C., & Freudenthaler, J. (2014). Influence of different conditioning methods on immediate and delayed dentin sealing. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, *112*(2), 204–10. doi:10.1016/j.prosdent.2013.10.028

Ferreira, M. C., & Vieira, R. S. (2008). Marginal leakage in direct and indirect composite resin restorations in primary teeth: an in vitro study. *Journal of Dentistry*, 36(5), 322–5. doi:10.1016/j.jdent.2008.01.016

Fonseca, R. B., Fernandes-Neto, A. J., Correr-Sobrinho, L., & Soares, C. J. (2007). The influence of cavity preparation design on fracture strength and mode of fracture of laboratory-processed composite resin restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 277–284.

Ghiggi, P. C., Steiger, A. K., Marcondes, M. L., Mota, E. G., Burnett, L. H., & Spohr, A. M. (2014). Does immediate dentin sealing influence the polymerization of impression materials? *European Journal of Dentistry*, 8(3), 366–372. doi:10.4103/1305-7456.137650

Hilton, T. J., Ferracane, J. L., e Broome, J. C. (2013). Summitt's Fundamentals of Operative Dentistry. In T. J. Fruits, S. S. Khajotia e J. W. Nicholson (Eds.), *Biologic Considerations* (pp 1-36). 4ª edição. Quintessence Publishing Co Inc.

Kansu, G., & Gökdeniz, B. (2011). Effects of different surface-treatment methods on the bond strengths of resin cements to full-ceramic systems. *Journal of Dental Sciences*, 6(3), 134–139. doi:10.1016/j.jds.2011.05.002

Kiyan, V.H., Saraceni, C.H.C., Silveira, B.L., Aranha, A.C.C., Eduardo, C.P. (2007). The influence of internal surface treatments on tensile bond strength for two ceramic systems, *Operative Dentistry*, 32(5), 457-465.

Knight, R. (2013), Top 6 benefits of digital impressions and a model-less workflow. *Dental Products Report*. Disponível em <http://www.dentalproductsreport.com/dental/article/top-6-benefits-digital-impressions-and-model-less-workflow>

Lago, M., Skupien, J. A., & Souza, N. C. (2011). Restaurações indiretas em resina composta - desmistificação da técnica. *J Dent, Recife*.



Lee, S. J., & Gallucci, G. O. (2013). Digital vs. conventional implant impressions: efficiency outcomes. *Clinical Oral Implants Research*, 24(1), 111–5. doi:10.1111/j.1600-0501.2012.02430.x

Lee, S. J., Macarthur, R. X., & Gallucci, G. O. (2013). An evaluation of student and clinician perception of digital and conventional implant impressions. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 110(5), 420–3. doi:10.1016/j.prosdent.2013.06.012

Love, R.M. (2004). Invasion of dentinal tubules by root canal bacteria. *Endodontic Topics*, 9, 52-65.

Lung, C. Y. K., & Matinlinna, J. P. (2012). Aspects of silane coupling agents and surface conditioning in dentistry: an overview. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 28(5), 467–77. doi:10.1016/j.dental.2012.02.009

M. Junior, M., Rocha, E. P., Anchieta, R. B., Archangelo, C. M., & Luersen, M. A. (2012). Etch and rinse versus self-etching adhesives systems: Tridimensional micromechanical analysis of dentin/adhesive interface. *International Journal of Adhesion and Adhesives*, 35, 114–119. doi:10.1016/j.ijadhadh.2011.11.012

Magne, P. (2005). Immediate dentin sealing: a fundamental procedure for indirect bonded restorations. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry : Official Publication of the American Academy of Esthetic Dentistry ... [et Al.]*, 17(3), 144–54; discussion 155. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15996383>

Magne, P., Boff, L. L., Oderich, E., & Cardoso, A. C. (2012). Computer-aided-design/computer-assisted-manufactured adhesive restoration of molars with a compromised cusp: effect of fiber-reinforced immediate dentin sealing and cusp overlap on fatigue strength. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry : Official Publication of the American Academy of Esthetic Dentistry ... [et Al.]*, 24(2), 135–46. doi:10.1111/j.1708-8240.2011.00433.x

Magne, P., Kim, T. H., Cascione, D., & Donovan, T. E. (2005). Immediate dentin sealing improves bond strength of indirect restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 94(6), 511–9. doi:10.1016/j.prosdent.2005.10.010

Magne, P., & Nielsen, B. (2009). Interactions between impression materials and immediate dentin sealing. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 102(5), 298–305. doi:10.1016/S0022-3913(09)60178-5

Magne, P., Paranhos, M. P., Hehn, J., Oderich, E., & Boff, L. L. (2011). Selective masking for thin indirect restorations: can the use of opaque resin affect the dentine bond strength of immediately sealed preparations? *Journal of Dentistry*, 39(10), 707–9. doi:10.1016/j.jdent.2011.07.005

Magne, P., So, W.-S., & Cascione, D. (2007). Immediate dentin sealing supports delayed restoration placement. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 98(3), 166–74. doi:10.1016/S0022-3913(07)60052-3

Magne, P., & Spreafico, R. C. (2012). Deep Margin Elevation: A Paradigm shift. *Am J Esthet Dent*, (2), 86–96.

Marshall, S. J., Bayne, S. C., Baier, R., Tomsia, A. P., & Marshall, G. W. (2010). A review of adhesion science. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 26(2), e11–6. doi:10.1016/j.dental.2009.11.157

Masioli, M. A., Pimentel, F. L., Louro, R. L., & Masioli, D. L. C. (2006). Reparo em Restaurações de Resina Composta : procedimento simples e conservador, 8(3), 38–43.

Menezes, F.C.H., Borges, G.A., Valentino, T.A., Oliveira, M.A.H.M., Turssi, C.P., Correr-Sobrinho, L. (2009). Effect of surface treatment and storage on the bond strength of different ceramic systems, *Journal of Oral Science*, 8(3), 9-13.

Miyazaki, M., Tsubota, K., Takamizawa, T., Kurokawa, H., Rikuta, A., & Ando, S. (2012). Factors affecting the in vitro performance of dentin-bonding systems. *Japanese Dental Science Review*, 48(1), 53–60. doi:10.1016/j.jdsr.2011.11.002

Mjör, I.A. (2009). Dentin permeability: the basis for understanding pulp reactions and adhesive technology. *Braz. Dent. J.*, 20(1), 3-16.

- Ng, J., Ruse, D., & Wyatt, C. (2014). A comparison of the marginal fit of crowns fabricated with digital and conventional methods. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(3), 555–60. doi:10.1016/j.prosdent.2013.12.002
- Oliveira, N.A., Diniz, L.S.M., Svizero, N.R., D’Alpino, P.H.P. e Pegoraro, C. (2010). Dental Adhesives: new concepts and clinical applications, *Revista Dentística online*, 9(19), 6-14.
- Ozcan, M., Allahbeickaraghi, A., & Dündar, M. (2012). Possible hazardous effects of hydrofluoric acid and recommendations for treatment approach: a review. *Clinical Oral Investigations*, 16(1), 15–23. doi:10.1007/s00784-011-0636-6
- Özcan, M., & Vallittu, P. K. (2003). Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dental Materials*, 19(8), 725–731. doi:10.1016/S0109-5641(03)00019-8
- Özcan, M., Valandro, L. F., Amaral, R., Leite, F. e Bottino, M. A. (2009). Bond strength durability of a resin composite on a reinforced ceramic using various repair systems, *Dental Materials*, 25, 1477-1483
- Pashley, D. H., & Carvalho, R. M. (1997). Permeability and dentine adhesion. *Journal of Dentistry*, 25, 355–372.
- Pashley, D. H., Tay, F. R., Breschi, L., Tjäderhane, L., Carvalho, R. M., Carrilho, M., & Tezvergil-Mutluay, A. (2011). State of the art etch-and-rinse adhesives. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 27(1), 1–16. doi:10.1016/j.dental.2010.10.016
- Perdigão, J. (2010). Dentin bonding-variables related to the clinical situation and the substrate treatment. *Dental Materials : Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 26(2), e24–37. doi:10.1016/j.dental.2009.11.149
- Perdigão, J., Swift, E. J., & Walter, R. (2013). Fundamental Concepts of Enamel and Dentin Adhesion. In *Sturdevant’s Art and Science of Operative Dentistry* (6th Editio., pp. 114–140).

Peumans, M., Kanumilli, P., De Munck, J., Van Landuyt, K., Lambrechts, P., & Van Meerbeek, B. (2005). Clinical effectiveness of contemporary adhesives: a systematic review of current clinical trials. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 21(9), 864–81. doi:10.1016/j.dental.2005.02.003

Polido, W. D. (2010). Digital impressions and handling of digital models: The future of Dentistry. *Dental Press J Orthod*, 15(5), 18–22.

Ramsey, C. D., & Ritter, R. G. (2012). Utilization of digital technologies for fabrication of definitive implant-supported restorations. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry: Official Publication of the American Academy of Esthetic Dentistry ... [et Al.]*, 24(5), 299–308. doi:10.1111/j.1708-8240.2011.00481.x

Rodrigues Junior., S.A., Ferracane, J.L. e Della Bona, A. (2009). Influence of surface treatments on the bond strength of repaired resin composite restorative materials. *Dental Materials*, 25(4), 442-51.

Schneider, D., Ender, a, Truninger, T., Leutert, C., Sahrman, P., Roos, M., & Schmidlin, P. (2013). Comparison between clinical and digital soft tissue measurements. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry: Official Publication of the American Academy of Esthetic Dentistry ... [et Al.]*, 26(3), 191–9. doi:10.1111/jerd.12084

Seelbach, P., Brueckel, C., & Wöstmann, B. (2013). Accuracy of digital and conventional impression techniques and workflow. *Clinical Oral Investigations*, 17(7), 1759–64. doi:10.1007/s00784-012-0864-4

Simon, S., Lumley, P. J., Cooper, P. R., Berdal, A., Machtou, P., & Smith, A. J. (2010). Trauma and dentinogenesis: a case report. *Journal of Endodontics*, 36(2), 342–4. doi:10.1016/j.joen.2009.09.021

Simon, S. et al. (2009) "Molecular Characterisation of Odontoblast during Primary, Secondary and Tertiary Dentinogenesis", Dissertação de Doutorado em Biologia Oral e Biomateriais osteo-articulares e Biofuncionalidade, University of Birmingham, United Kingdom.

Soares, C. J., Soares, P. V., Pereira, J. C., & Fonseca, R. B. (2005). Surface Treatment Protocols in the Cementation Process of Ceramic and Laboratory-Processed Composite Restorations : A Literature Review. *J Esthet Restor Dent*, 224–235.

Stavridakis, M.M., Krejci, I. e Magne, P. (2005). Immediate dentin sealing of onlay preparations: thickness of pre-cured dentin bonding agent and effect of surface cleaning. *Oper Dent*, 30(6), 747–57.

Swift, E. Jr., Sturdevant, J. e Boushell, L. (2013). Indirect Tooth-Colored Restorations. In H. O. Heymann, E. Swift, Jr. e A. Ritter, *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry*, 6<sup>th</sup> Ed., (pp. 280-295). Riverport Lane, St. Louis, Missouri, EUA: Elsevier Mosby.

Van Meerbeek, B., Dhem, A., Goret-Nicaise, M., Braem, M., Lambrechts, P. e Vanherle, G. (1993). Comparative SEM and TEM examination of the ultrastructure of the resin dentin interdiffusion zone. *J Dent Res*, 72, 495-501.

Van Meerbeek, B., Vargas, M., Inoue, S., Yoshida, Y., Peumans, M., Lambrechts, P. e Vanherle, G. (2001). Adhesives and cements to promote preservation dentistry. *Oper Dent*, 6, 119-144.

Van Meerbeek, B., De Munck, J., Yoshida, Y., Inoue, S., Vargas, M., Vijay, P., ... Vanherle, G. (2003a). Adhesion to enamel and dentine: current status and future challenges. *Oper Dent*, 28, 215-235.

3M<sup>TM</sup> True Definition Scanner: The future of impressioning technology. (2012). *Compendium*, 33(9), 694.

## VIII. ANEXOS

### Anexo 1 - Composição dos materiais utilizados no estudo.

| Nome comercial                                                               | Material                                      | Composição                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                   | Lote        | Validade |
|------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------------|----------|
| <b>CoJet™ Sand (3M ESPE, Neuss, Germany)</b>                                 | Partículas de óxido de alumínio silicatizadas | Aluminum trioxide particles coated with silica, particles size 30 µm.                                                                                                                                                                                                                                                                                        | N546979     | 2017-01  |
| <b>Präparationspulver für KaVo RONDOflex 27 µm (KaVo, Biberach, Germany)</b> | Partículas de óxido de alumínio               | Aluminium trioxide particles, particles size 27 µm.                                                                                                                                                                                                                                                                                                          | 10005957    | -        |
| <b>Korox 50 (Bego, Bremen, Germany)</b>                                      | Partículas de óxido de alumínio               | Aluminium trioxide particles, particles size 50 µm (99,6%), anti- magnetic alpha-curundum with high hardness.                                                                                                                                                                                                                                                | 13823100512 | -        |
| <b>Optibond™ FL (Kerr, Orange, USA)</b>                                      | Sistema Adesivo                               | <p>Primer bottle: ethanol, 1,7,7- Trimethylbicyclo-[2.2.1]-hepta-2,3- dione, HEMA, Glycerol Phosphate dimethacrylate, 2,6-Di-(tert-butyl)- 4-methylphenol, water, Phthalic Acid monomethacrylate</p> <p>Adhesive bottle: TEGDMA, UDMA, GPDM, HEMA, bis-GMA, fillers (barium aluminoborosilicate, sodium hexafluorosilicate), photoinitiator, stabilizers</p> | N4905400    | 2014-11  |

## Anexo 2 - Parecer da Comissão de Ética do ISCSEM.



Ex.ma Senhora  
Ana Marta Machado Belbut

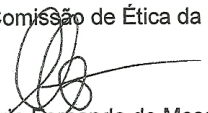
Monte de Caparica, 14 de fevereiro de 2014

Ex.ma Senhora,

Venho comunicar-lhe que o Pedido de Parecer que submeteu à apreciação da Comissão de Ética da Egas Moniz, com o tema denominado "*Avaliação topográfica do selamento imediato da dentina após jactamento com diferentes granulometrias de óxido de alumínio*", foi aprovado por unanimidade.

Queira aceitar os melhores cumprimentos,

A Presidente da Comissão de Ética da Egas Moniz

  
Prof.ª Doutora Maria Fernanda de Mesquita

C.C. - Prof. Doutor José João Mendes

**Anexo 3** - Autorização da Direção Clínica da Clínica Universitária Egas Moniz para a cedência de dentes provenientes Banco de Dentes Humanos.



### *Clínica Universitária*

#### **Declaração da Direção Clínica para cedência de dentes do BDH para realização trabalho de projeto final do MMD**

IDENTIFICAÇÃO DO ESTUDANTE: Ana Marta Santos Silva Machado Belbut

TÍTULO DO TRABALHO: "Avaliação topográfica do selamento imediato da dentina após jateamento com diferentes granulometrias de óxido de alumínio"

Excelentíssima Professora Doutora Fernanda de Mesquita

O aluno Ana Marta Santos Silva Machado Belbut pode utilizar 30 dentes molares hígidos do Banco de dentes humanos (BDH) da Clínica Dentária Universitária Egas Moniz (CDUEM).

Aguardo a aprovação da Comissão Científica e da Comissão de Ética, para cedência dos dentes.

Atenciosamente, com os melhores cumprimentos

Monte da Caparica, 4 de Fevereiro de 2014

**Direção Clínica**

A handwritten signature in blue ink, likely belonging to the Director of the Clinical Direction, is written over the printed text 'Direção Clínica'.