



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

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

**EFEITO DA GRANULOMETRIA DO ÓXIDO DE ALUMÍNIO NA
RESISTÊNCIA ADESIVA (μ TBS) DO SELAMENTO IMEDIATO
DE DENTINA**

Trabalho submetido por
Inês Caetano André dos Santos
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Setembro de 2014



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

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

**EFEITO DA GRANULOMETRIA DO ÓXIDO DE ALUMÍNIO NA
RESISTÊNCIA ADESIVA (μ TBS) DO SELAMENTO IMEDIATO
DE DENTINA**

Trabalho submetido por
Inês Caetano André dos Santos
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Trabalho orientado por
Prof. Doutor José João Baltazar Mendes

Setembro de 2014

**“Escolhe um trabalho de que gostes e não terás que trabalhar
nem um dia na tua vida.”**

(Confúcio)

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Doutor José João Mendes, pela confiança, apoio, disponibilidade, pelos ensinamentos constantes e pela motivação ao longo de todo o meu percurso académico, tornando todos os problemas em soluções e mostrando que, com esforço, tudo se torna alcançável;

Ao Mestre Paulo Monteiro e ao Dr. João Rua, pela confiança que depositaram em mim, por tudo o que me ensinaram, pelo empenho, pela paciência, apoio e por partilharem a sua paixão e dedicação em todos os desafios a que se propõem;

Ao Prof. Doutor Mário Polido, pela disponibilidade e ajuda indispensáveis no funcionamento dos equipamentos do laboratório de biomateriais;

Ao Dr. Alberto Pinto (ESEnfC), por estar sempre disponível, pelo seu empenho e dedicação na realização da análise estatística e pela motivação sempre transmitida;

À Inês Madeira e à Joana Madeira pela amizade, a força e o apoio que me deram nos momentos mais complicados;

À Joana Martins e ao Bruno Neto, por terem estado sempre presentes em todos os momentos ao longo destes cinco anos, dando o seu apoio e partilhando alegrias e tristezas, tornando tudo mais fácil;

A todos os meus colegas e amigos, especialmente à Bia, à Kiki, à Mafalda, à Mariana e ao Gonçalo, pela preocupação, pela alegria e por saber que posso sempre contar com eles;

Aos meus pais e irmão Diogo, pelo apoio incansável, por me incentivarem a querer sempre mais, por acreditarem em mim, por toda a paciência e pelo amor incondicional;

Ao Rodrigo, pela enorme paciência, amor e amizade, pelo incentivo, dedicação e alegria contagiante, ajudando-me sempre a ultrapassar os obstáculos.

A todos, muito obrigada!

RESUMO

Objectivos: Avaliar a resistência adesiva (μ TBS) do selamento imediato de dentina mediante diferentes granulometrias de óxido de alumínio e diferentes tempos de exposição ao jacto de óxido de alumínio.

Materiais e métodos: Vinte e quatro molares hígidos foram submetidos ao selamento imediato de dentina (IDS), após a exposição da dentina média, e foram divididos em três grupos, consoante o diâmetro das partículas de óxido de alumínio utilizadas, após 24 horas, no tratamento de superfície dos dentes (27 μ m, 30 μ m (partículas silicatizadas) e 50 μ m). Cada grupo foi subdividido em dois subgrupos, em função do tempo de exposição ao óxido de alumínio (4 e 10 segundos). O subgrupo correspondente à granulometria de 27 μ m, jactado durante 10 segundos, foi subdividido segundo o protocolo de tratamento de superfície da restauração indirecta. Simultaneamente, foi estabelecido um grupo controlo no qual, a dentina de três molares não foi selada após a sua exposição.

Recorrendo a um cilindro calibrado, foram obtidos 27 discos em resina composta Filtek™ Supreme XTE (3M ESPE) e cimentados às coroas com resina composta pré-aquecida Z100™ MP Restorative (3M ESPE). Após 24 horas, as amostras foram seccionadas com uma lâmina diamantada a baixa rotação, na direcção X e Y, obtendo palitos com a secção de $1\pm 0,2$ mm². Os palitos foram traccionados numa máquina de testes universal à velocidade de 0,5 mm/min. Na análise estatística utilizou-se o ANOVA one-way e testes post-hoc com $p\leq 0,05$ (SPSS20.0).

Resultados: Os valores mais elevados de adesão foram obtidos nos grupos jactados com partículas de óxido de alumínio silicatizadas de 30 μ m. Não se verificaram diferenças estatisticamente significativas nos grupos submetidos a diferentes tempos de exposição.

Conclusão: A resistência adesiva (μ TBS) do IDS é influenciada pelas diferentes granulometrias das partículas de óxido de alumínio.

Palavras-chave: Tratamento de superfície; Óxido de alumínio; IDS; Resistência adesiva.

ABSTRACT

Objectives: To evaluate the bond strength (μ TBS) of immediate dentin sealing with different diameters of aluminium oxide particles and different times of exposure.

Materials and methods: Twenty-four healthy molars received immediate dentin sealing (IDS) technique, after dentin exposure, and were split into three groups following the diameter of aluminium oxide particles applied after 24 hours in surface treatment of the teeth (27 μ m, 30 μ m (silicatized particles) and 50 μ m). Each one of these groups was divided into two subgroups according to the exposure time to aluminum oxide particles (4 and 10 seconds). Then the subgroup containing 27 μ m particles sandblasted for 10 seconds was subdivided according to the surface treatment protocol applied to the indirect restoration. Simultaneously, there was a control-group in which the dentin exposed of three molars was not sealed with adhesive resin.

By using a calibrated cylinder, twenty-seven blocks of FiltekTM Supreme XTE (3M ESPE) were obtained and subsequently luted through a pre-heated composite Z100TM MP Restorative (3M ESPE) to the teeth. After 24 hours, the specimens were cut with a diamond blade with low rotation speed in X and Y directions in order to get sticks with $1\pm 0,2$ mm² section. The sticks were pulled in a universal testing machine at 0,5 mm/min rate. For the statistical analysis, ANOVA one-way and post-hoc $p\leq 0,05$ (SPSS20.0) tests were used.

Results: The highest levels of adhesion were obtained in the groups sandblasted with 30 μ m silica coated aluminium oxide particles. No statistically significant differences were found between groups submitted to different times of exposure.

Conclusion: The bond strength (μ TBS) of immediate dentin sealing was influenced by different diameters of aluminium oxide particles.

Keywords: Surface treatment; Aluminium oxide; IDS; Bond strength.

ÍNDICE GERAL

I. Introdução	16
1. Dentina.....	16
1.1 Propriedades Físicas	16
1.2 Propriedades Químicas	17
1.3 Túbulos Dentinários	17
1.4 Dentina Peritubular e Dentina Intertubular	18
1.5 Permeabilidade da Dentina.....	19
1.6 Tipos de Dentina.....	20
2. Adesão	21
2.1 Mecanismo de Adesão.....	21
2.2 Classificação dos Sistemas Adesivos	22
2.3 Adesão à Dentina.....	24
3. Selamento Imediato de Dentina (IDS).....	27
3.1 Vantagens	28
3.2 Metodologia da técnica.....	29
4. Resinas Compostas	33
5. Restaurações Indirectas em Resina Composta	37
5.1 Vantagens em relação às Restaurações Directas	37
5.2 Polimerização Extra-Oral	38
5.3 Indicações	38
5.4 Contra-indicações	39
5.5 Desvantagens	39
5.6 Restaurações Indirectas <i>versus</i> Coroas Totais.....	39
5.7 Resinas Compostas <i>versus</i> Cerâmicas.....	39
5.8 Procedimentos Clínicos	40
5.9 Evolução das Resinas Compostas Indirectas.....	40
5.10 Métodos de Polimerização Adicionais	41
6. Métodos de Tratamento de Superfície nas Resinas Compostas	42
6.1 Condicionamento Ácido	43
6.2 Óxido de Alumínio	44
6.3 Silanização.....	49

7. Testes de Microtracção	51
II. Objectivo	53
III. Hipóteses de estudo.....	54
IV. Materiais e Métodos.....	55
V. Resultados.....	67
VI. Discussão.....	80
VII. Conclusões.....	86
VIII. Bibliografia	89
IX. Anexos	

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 - Dentina após condicionamento ácido. (MEV) T = túbulo dentinário; FC = fibras de colagénio. (Pashley <i>et al.</i> , 2011).....	17
Figura 2 - Dentina superficial (lado esquerdo) e dentina profunda (lado direito) (MEV). (Perdigão, 2010).....	19
Figura 3 - Resumo das estratégias de adesão. (Perdigão, 2007)	23
Figura 4 - Infiltração do adesivo na dentina desmineralizada (MEV). (Schwartz & Fransman, 2005)	26
Figura 5 - Dentina antes (A) e após (B) a aplicação da técnica IDS com Optibond™ FL. (Magne & Nielsen, 2009)	28
Figura 6 - Interface dente/adesivo, demonstrando a camada híbrida (MEV). (Dalby <i>et al.</i> , 2012).....	31
Figura 7 - Microestrutura da resina composta nanoparticulada Filtek™ Supreme (MEV, ampliação 5000x; 10000x em destaque). (Beun <i>et al.</i> , 2007)	36
Figura 8 - Infiltração marginal na transição entre dente e restauração. D = dentina; R = restauração. (Estereomicroscópio, 40x) (Andrade <i>et al.</i> , 2007)	37
Figura 9 - (a) Utilização de cimento resinoso à temperatura ambiente: verifica-se descontinuidade na interface cimento/dentina (asteriscos) e a presença de porosidades (setas). (b) Quando se pré-aqueceu o mesmo cimento, verificou-se uma camada mais homogénea. CO = overlay em resina composta; RC = cimento resinoso; D = dentina (MEV). (Cantoro <i>et al.</i> , 2008).....	42
Figura 10 - Resinas compostas nanoparticulada (1) e microhíbrida (2) tratadas com ácido hidrofúorídrico. As partículas expostas na superfície foram totalmente removidas após o condicionamento ácido. (A - SEI; B - BSI) (Rodrigues Jr. <i>et al.</i> , 2009).....	43
Figura 11 - A. Cavidade em dentina preparada com peça de mão. Efeito do jacteamto na dentina com micropartículas a diferentes distâncias: B (2 mm); C (4 mm); D (6 mm); E (8 mm); F (10 mm). (MEV). (Chinelatti <i>et al.</i> , 2007).....	45
Figura 12 - Pedra-pomes (A) e partículas de óxido de alumínio silicizadas (B). (MEV, 1000x). (Falkensammer <i>et al.</i> , 2014)	47
Figura 13 - Esquema representativo da reacção entre as moléculas de silano e as superfícies revestidas por sílica. (Karabela & Sideridou, 2011)	48
Figura 14 - Superfície de resina composta jacteada e silanizada (MEV, 1000x). (D'Arcangelo & Vanini, 2007)	48
Figura 15 - Estrutura química do 3-metacriloxipropiltrimetoxisilano. (Hooshmand <i>et al.</i> , 2004).....	49

Figura 16 - Corte das raízes no micrótopo e preenchimento da câmara pulpar com cola de cianoacrilato.....	56
Figura 17 - Formação de <i>smear layer</i> com disco de papel abrasivo SiC de grão 600 e máquina polidora LaboPol-4 (Struers A/S, Ballerup, Denmark).	57
Figura 18 - Esquematização do protocolo da técnica IDS com o sistema adesivo Optibond™ FL (Kerr).	58
Figura 19 - Esquema de confecção dos discos de resina composta Filtek™ Supreme XTE (3M ESPE).	59
Figura 20 - Esquematização do método de preparação de superfície da estrutura dentária.	59
Figura 21 - Esquematização do jactamento dos discos de resina composta com partículas de óxido de alumínio (padronização da distância e do tempo de exposição).	60
Figura 22 - Partículas de óxido de alumínio silicizadas CoJet™ Sand (3M ESPE).	60
Figura 23 - Esquematização do processo de limpeza da superfície dos discos de resina composta.	60
Figura 24 - Esquematização da aplicação do silano ESPE™ Sil Silane Coupling Agent (3M ESPE) e posterior aquecimento a, aproximadamente, 100°C.....	61
Figura 25 - Aplicação do adesivo Optibond™ FL (Kerr) na superfície do disco de resina composta.	61
Figura 26 - Esquema representativo do procedimento de tratamento de superfície dos discos de resina composta. Adesivo (A); Silano (S).	62
Figura 27 - Esquematização da cimentação do disco de resina composta ao dente com a resina composta pré-aquecida Z100™ MP Restorative (3M ESPE).	62
Figura 28 - Micrótopo Accutom-50 (Struers A/S, Ballerup, Denmark).	63
Figura 29 - Esquema de corte dos palitos com uma secção transversal de $1\pm 0,2\text{ mm}^2$	63
Figura 30 - Máquina de testes Universal AG-IS (Shimadzu, Kyoto, Japan) (esq.) e palito fixo a um <i>jig</i> de Geraldeli para teste de microtracção através da cola de cianoacrilato (dir.)	64
Figura 31 - Esquema representativo dos procedimentos de preparação da superfície dentária aplicados antes da cimentação da restauração, cimentação e representação do teste de microtracção. Primer (P); Adesivo (A).	64
Figura 32 - Craveira digital Storm™ (Central Tools Inc., Cranston, USA) (esq.) e microscópio óptico Leica ATC 2000 (Reichert Inc., Buffalo, NY, USA) (dir.)	65
Figura 33 - Esquema representativo dos tipos de fractura	65

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1 - Protocolo laboratorial esquematizado.	65
Tabela 2 - Anova de Welch: Tempo de exposição 4 segundos (T1).	67
Tabela 3 - Teste de comparação múltipla de <i>Tukey</i> : Tempo de exposição 4 segundos (T1).	67
Tabela 4 - Comparação dos valores de resistência adesiva (MPa) entre os grupos submetidos a diferentes granulometrias de partículas de óxido de alumínio durante 4 segundos (T1): Média (M) e Desvio-padrão (Dp). G1- 27 µm; G2 – 30 µm; G3 - 50 µm.	68
Tabela 5 - Anova de Welch: Tempo de exposição 10 segundos (T2).	69
Tabela 6 - Teste de comparação múltipla de <i>Tukey</i> : Tempo de exposição 10 segundos (T2).	69
Tabela 7 - Comparação dos valores de resistência adesiva (MPa) entre os grupos submetidos a diferentes granulometrias de partículas de óxido de alumínio durante 10 segundos: Média (M) e Desvio-padrão (Dp). G1- 27 µm; G2 – 30 µm; G3 – 50 µm.	69
Tabela 8 - Comparação dos valores de resistência adesiva (MPa) entre os tempos de exposição às partículas durante 4 segundos (T1) e 10 segundos (T2): Média (M) e Desvio-padrão (Dp). G1- 27 µm; G2 – 30 µm; G3 – 50 µm.	70
Tabela 9 - Anova de Welch: Método de preparação de superfície da estrutura dentária.	71
Tabela 10 - Teste de comparação múltipla de <i>Tukey</i> : Método de preparação de superfície da estrutura dentária.	71
Tabela 11 - Comparação dos valores de resistência adesiva (MPa) entre os grupos submetidos à técnica IDS (G1- 27 µm; G2 – 30 µm; G3 – 50 µm) e o grupo controlo (GC): Média (M) e Desvio-padrão (Dp).	72
Tabela 12 - Anova de Welch: Método de tratamento de superfície da restauração indirecta.	72
Tabela 13 - Teste de comparação múltipla de <i>Tukey</i> : Método de tratamento de superfície da restauração indirecta.	73
Tabela 14 - Comparação dos valores de resistência adesiva (MPa) entre os grupos submetidos a diferentes tratamentos de superfície da restauração indirecta: Média (M) e Desvio-padrão (Dp). S1 – tratamento de superfície igual aos grupos anteriores; S2 – sem aquecimento a 100°C; S3 – sem silano.	73
Tabela 15 - Teste de Qui-Quadrado (G2).	76

Tabela 16 - Análise do tipo de fractura no grupo 2 (30 µm): Tempo de exposição 4 segundos (T1) vs 10 segundos (T2).	76
Tabela 17 - Teste de Qui-Quadrado: Método de preparação de superfície da estrutura dentária.	78
Tabela 18 - Análise do tipo de fractura: Diferentes métodos de preparação de superfície da estrutura dentária. G1- 27 µm; G2 – 30 µm; G3 - 50 µm; GC – grupo controlo.	78

ÍNDICE DE GRÁFICOS

Gráfico 1 - Resistência adesiva (MPa) e desvio-padrão - Tempo de exposição 4 segundos (T1). G1- 27 µm; G2 – 30 µm; G3 - 50 µm.	68
Gráfico 2 - Resistência adesiva (MPa) e desvio-padrão - Tempo de exposição 10 segundos (T2). G1- 27 µm; G2 – 30 µm; G3 - 50 µm.	69
Gráfico 3 - Resistência adesiva (MPa) e desvio-padrão - 4 segundos (T1) <i>versus</i> 10 segundos (T2). G1- 27 µm; G2 – 30 µm; G3 – 50 µm.	70
Gráfico 4 - Resistência adesiva (MPa) e desvio-padrão - Método de preparação de superfície da estrutura dentária. GC – grupo controlo; G1- 27 µm; G2 – 30 µm; G3 - 50 µm.	72
Gráfico 5 - Resistência adesiva (MPa) e desvio-padrão - Método de tratamento de superfície da restauração indirecta. S1 – tratamento de superfície igual aos grupos anteriores; S2 – sem aquecimento a 100°C; S3 – sem silano.	73
Gráfico 6 - Análise do tipo de fractura nos grupos de tempo de exposição 4 segundos (T1). G1 - 27 µm; G2 - 30 µm; G3 - 50 µm.	74
Gráfico 7 - Análise do tipo de fractura nos grupos de tempo de exposição 10 segundos (T2). G1 - 27 µm; G2 - 30 µm; G3 - 50 µm.	75
Gráfico 8 - Análise do tipo de fractura no grupo 1 (30 µm): Tempo de exposição 4 segundos (T1) <i>vs</i> 10 segundos (T2).	75
Gráfico 9 - Análise do tipo de fractura no grupo 2 (30 µm): Tempo de exposição 4 segundos (T1) <i>vs</i> 10 segundos (T2).	77
Gráfico 10 - Análise do tipo de fractura no grupo 3 (50 µm): Tempo de exposição 4 segundos (T1) <i>vs</i> 10 segundos (T2).	77
Gráfico 11 – Análise do tipo de fractura: Diferentes métodos de preparação de superfície da estrutura dentária. G1- 27 µm; G2 – 30 µm; G3 - 50 µm; GC – grupo controlo.	79
Gráfico 12 - Análise do tipo de fractura nos grupos com diferentes tratamentos de superfície na restauração indirecta. S1 – tratamento de superfície igual aos grupos anteriores; S2 – sem aquecimento a 100°C; S3 – sem silano.	79

LISTA DE ABREVIATURAS

Bis-EMA – etoxilato bisfenol-A-dimetacrilato

Bis-GMA - bisfenol-A-glicidil dimetacrilato

Dp – desvio-padrão

GPa – Gigapascais

GPDM – glicerol fosfato dimetacrilato

HEMA – 2-hidroxiethyl metacrilato

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

M - média

MDP – metacrilóiloxidecil dihidrogenofosfato

MEV – microscópio electrónico de varrimento

mm – milímetro

mm² – milímetro quadrado

mmHg – milímetros de mercúrio

mm/min – milímetro por minuto

MPa – MegaPascais

mW/cm² – mili Watts por centímetro quadrado

N - Newton

nm – nanómetro

PEGDMA – polieteno glicol dimetacrilato

Si – sílica

TEGDMA - trietilenoglicol dimetacrilato

UDMA – uretano dimetacrilato

µm – micrómetro

µTBS – Microtensile bond strength

I. Introdução

1. Dentina

A dentina é o maior componente estrutural da peça dentária e as suas propriedades são determinantes, uma vez que é frequentemente um substrato para a maioria dos procedimentos adesivos, sendo que a sua morfologia e fisiologia interferem na durabilidade da adesão (Marshall, Marshall, Kinney & Balooch, 1997; Kinney, Nalla, Pople, Breunig & Ritchie, 2005; Carvalho, Tjäderhane, Manso, Carrilho & Carvalho 2012).

Este tecido apresenta uma estrutura tubular intimamente ligada com a polpa e é envolvido e protegido externamente por esmalte, na sua porção coronária, e por cimento, na sua porção radicular (Carvalho *et al.*, 2012; Perdigão & Swift, 2013).

1.1 Propriedades Físicas

A dentina é um tecido elástico, duro e avascular que envolve a câmara pulpar. A sua localização e composição irão influenciar as propriedades físicas (Oliveira, Diniz, Svizero, D'Alpino & Pegoraro, 2010; Carvalho *et al.*, 2012).

Kinney *et al.* (1996 e 1999) demonstraram que a dentina peritubular tem maior dureza do que a dentina intertubular. A sua resistência depende da orientação dos túbulos dentinários e é um factor importante a ser avaliado, uma vez que permite compreender a razão das falhas adesivas na dentina. Este tecido é também o responsável pela cor dos dentes, uma vez que o esmalte apresenta uma superfície translúcida (Fuentes, 2004; Berkovitz, Holland & Moxham, 2009; Carvalho *et al.*, 2012).

Alguns processos fisiológicos e patológicos como o envelhecimento, a esclerose e lesões de cárie provocam alterações significativas nas referidas propriedades (Carvalho *et al.*, 2012).

1.2 Propriedades Químicas

Quimicamente, a dentina é composta, em cerca de 50% do seu volume, por matéria inorgânica (principalmente cristais de hidroxiapatite, ricos em carbono e pobres em cálcio), 30% de matéria orgânica (na sua maior parte colagénio tipo I, mas também colagénio tipo III e IV e outras proteínas e proteoglicanos) e 20% de fluido, semelhante ao plasma sanguíneo mas menos definido que este. Convertendo estes valores em peso, 70% é constituído por matéria inorgânica, 20% por matéria orgânica e 10% corresponde a água (Fuentes, 2004; Love, 2004; Berkovitz *et al.*, 2009).

1.3 Túbulos Dentinários

Os túbulos dentinários são estruturas proeminentes, presentes na microestrutura da dentina, que irradiam a partir da câmara pulpar até à junção amelodentinária, na dentina coronária, ou a partir dos canais pulpares até ao cimento, na sua porção radicular (Kinney *et al.*, 2005).

A dentina apresenta uma grande quantidade de túbulos dentinários muito próximos entre si, que contêm prolongamentos citoplasmáticos dos odontoblastos, fibras nervosas e fibras de colagénio não mineralizadas (Figura 1). São preenchidos por fluido dentinário, tornando a dentina um substrato naturalmente húmido (Love, 2004; Carrillo, 2006; Oliveira, 2010).

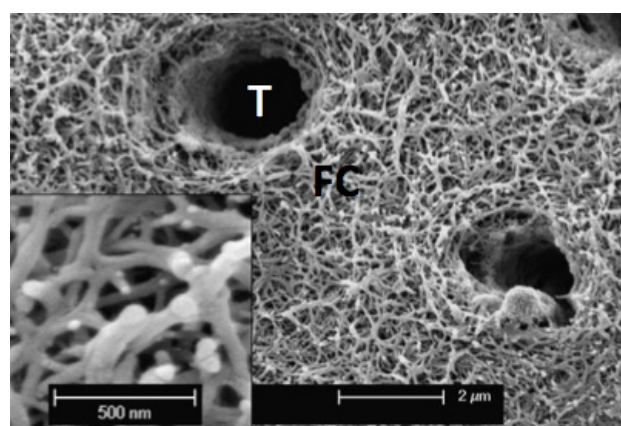


Figura 1 - Dentina após condicionamento ácido. (MEV) T = túbulo dentinário; FC = fibras de colagénio. (Pashley *et al.*, 2011)

Os túbulos dentinários encontram-se mais separados e têm menor diâmetro na junção amelodentinária. Por outro lado, estão mais próximos entre si e têm maior diâmetro, à medida que se encontram mais próximos da polpa (Carrillo, 2006).

A área relativa de dentina ocupada pelos túbulos decresce desde a polpa até à junção amelodentinária, apresentando aproximadamente 45.000/mm² na polpa e 20.000/mm² na junção amelodentinária. Ocupam, assim, 22-28% da área de secção transversal perto da polpa e apenas 1-4% perto do esmalte (Swift, 2002).

A deposição de dentina peritubular no interior do túbulo resulta num estreitamento do mesmo e é maior na dentina mais superficial, quando comparada com a dentina junto à polpa. Assim, forma-se um túbulo de forma cónica com dimensões mais largas na zona da polpa (2,5 μ m de diâmetro) e dimensões menores na junção amelodentinária e na junção amelocimentária (aproximadamente 0,9 μ m de diâmetro) (Love, 2004).

O número médio de túbulos contidos na dentina coronal, cervical ou radicular é semelhante. Contudo, é encontrado um número significativamente menor de túbulos na dentina apical, sugerindo que a formação de dentina peritubular ocorre mais rapidamente na região apical da raiz e progride até à coroa, à medida que o dente se vai formando (Love, 2004).

O fluido semelhante ao plasma existente nos túbulos está sob uma pressão leve mas constante vinda da polpa, em condições normais. 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, enquanto que qualquer substância que penetre pela polpa até à dentina terá o seu percurso facilitado através deste gradiente de pressão (Swift, 2002; Mjör, 2009).

1.4 Dentina Peritubular e Dentina Intertubular

Os túbulos estão imediatamente rodeados pela dentina peritubular ou intratubular que, por sua vez, está embebida numa matriz intertubular (Carrillo, 2006).

A dentina intertubular é rica em matéria orgânica (maioritariamente fibras de colagénio) e desempenha um papel fundamental nos procedimentos adesivos. A dentina peritubular difere da anterior devido à sua carência de colagénio tipo I, o que faz com que seja 5 a 12% mais mineralizada e mais instável, uma vez que não tem a matriz estabilizadora de colagénio, ficando mais propícia a desmineralizações (Berkovitz *et al.*, 2009; Carvalho *et al.*, 2012).

A localização dos dois tipos de dentina varia consoante a região. A dentina intertubular está em 12% na pré-dentina e 96% perto da junção amelodentinária. A dentina peritubular varia de 60% junto da polpa até 3% junto à junção amelodentinária (Marshall *et al.*, 1997) (Figura 2).

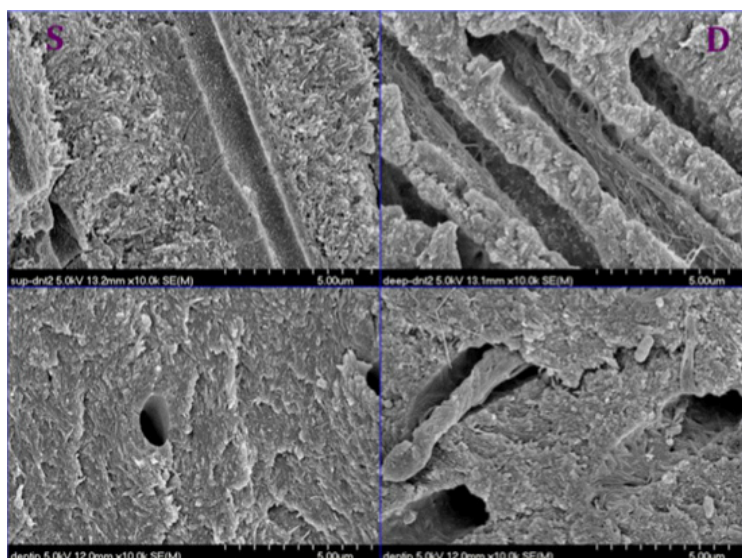


Figura 2 - Dentina superficial (lado esquerdo) e dentina profunda (lado direito) (MEV). (Perdigão, 2010)

1.5 Permeabilidade da Dentina

A dentina é muito porosa devido à sua estrutura tubular e, quando submetida a condições patológicas, trauma, ou procedimentos restauradores ou periodontais, ocorre uma quebra na integridade do esmalte ou do cimento, expondo os túbulos dentinários subjacentes, que funcionam como canais de difusão até à polpa ou aos tecidos perirradiculares (Love, 2004).

O grau de permeabilidade difere consoante as diferentes áreas do dente, o número de túbulos dentinários presentes e a constituição dos mesmos (Love, 2004).

Ocorrem variações na estrutura e na composição da dentina, não só em diferentes profundidades, como também em diferentes regiões do dente: A permeabilidade da dentina oclusal é maior sobre os cornos pulpares do que no centro da superfície oclusal; a dentina proximal é mais permeável do que a oclusal, assim como a dentina coronal é mais permeável que a radicular (Swift, 2002).

O complexo polpa-dentina está sujeito a diversas alterações. Com o envelhecimento, formam-se depósitos contínuos de dentina peritubular, que resultam na redução gradual do diâmetro dos túbulos. Como consequência, a dentina aumenta a sua fragilidade e diminui gradualmente a sua permeabilidade (Love, 2004; Carrillo, 2006).

1.6 Tipos de Dentina

Enquanto que a dentina primária é completamente formada ainda durante a odontogénese, a dentina secundária começa a ser formada dois a três anos antes da erupção dentária, com o dente ainda incluso nos maxilares, e continua a sua formação após a sua erupção. A formação de ambos os tipos de dentina é controlada pelos odontoblastos (Mjör, 2009).

É difícil distinguir a dentina primária e a secundária. Contudo, uma subtil linha de calcificação mostra uma pequena diferença na sua coloração (Simon, 2010).

As formas primárias e secundárias de dentina são secretadas fisiologicamente. No entanto, existe ainda um terceiro tipo, a dentina terciária, reaccional ou reparativa, sintetizada apenas em resposta a uma agressão, tendo uma distribuição limitada (Simon, 2010).

A dentina terciária é formada por odontoblastos secundários provenientes de células da polpa indiferenciadas que se diferenciam após a destruição dos odontoblastos primários (Mjör, 2009).

Este tipo de dentina é formada em resposta a factores externos, como lesões de abrasão ou de cárie, para proteger a polpa subjacente. No caso de agressão suave, que não cause

a morte dos odontoblastos, é designada “dentina reaccional”. Quando a agressão é mais intensa e é posta em causa a sobrevivência dos odontoblastos, a dentina secretada tem o nome de “dentina reparadora” (Simon, 2010).

A dentina radicular é formada durante a erupção dentária. Os seus túbulos diferem dos da dentina coronal, uma vez que estão mais dispersos e apresentam pequenas ramificações (Mjör, 2009).

2. Adesão

A adesão é definida como um estado em que duas superfícies em contacto íntimo permanecem unidas por forças químicas, mecânicas ou ambas, com o auxílio de um adesivo, segundo a Norma ISO/TS 11405 (Perdigão & Ritter, 2001).

A adesão química defende a união entre o adesivo e o aderente através da interação molecular na interface dos materiais, enquanto que a adesão mecânica envolve a interposição física de um material através das porosidades e irregularidades existentes num outro (Marshall, Bayne, Baier, Tomsia & Marshall, 2010; Perdigão, Swift & Walter, 2013).

A força de adesão é a capacidade do sistema adesivo suportar uma carga e resistir a estímulos externos, mantendo-se íntegro (Perdigão & Ritter, 2001).

2.1 Mecanismo de Adesão

O mecanismo de adesão ao esmalte e à dentina baseia-se na substituição dos minerais removidos da superfície dentária por monómeros de resina, promovendo uma adesão micromecânica (De Munck *et al.*, 2005).

O sucesso de um tratamento restaurador depende da existência de uma adesão forte e estável entre o material restaurador e a estrutura dentária, uma vez que esta irá proteger a interface restauração/dente contra a microinfiltração bacteriana, que poderia levar, a

longo prazo, ao aparecimento de lesões de cárie secundárias e à menor durabilidade do tratamento (Perdigão *et al.*, 2013).

Buonocore, em 1955, introduziu a técnica do condicionamento ácido sobre o esmalte, tornando bem sucedida a adesão a este tecido através da retenção micromecânica, originada pela penetração dos monómeros de resina adesiva nas microporosidades criadas pelo ácido fosfórico. A adesão à dentina demonstrou uma dificuldade acrescida devido à sua estrutura tubular húmida e composição maioritariamente orgânica. No entanto, actualmente, tem um mecanismo de adesão semelhante através da penetração de monómeros nos “espaços” entre as fibras de colagénio (Perdigão & Geraldeli, 2003; Perdigão, Geraldeli & Hodges, 2003a).

2.2 Classificação dos Sistemas Adesivos

Todos os sistemas adesivos contêm três componentes essenciais: o agente condicionador/ácido, o *primer* e a resina adesiva. Estes podem ser disponibilizados individualizados ou combinados (El Zohairy, De Gee, Mohsen & Feilzer, 2005).

Podem ser classificados em dois grupos, de acordo com a sua interacção com as estruturas dentárias e, cada um deles, subdividido de acordo com o número de passos clínicos executados durante a sua aplicação (Van Meerbeek *et al.*, 2003a).

Um dos grupos é designado *etch and rinse*, no qual o ácido que condiciona a superfície dentária se encontra disponibilizado separadamente dos outros componentes e é sempre removido/lavado após a sua aplicação, removendo a *smear-layer* (Van Meerbeek *et al.*, 2003a).

A *smear-layer* é uma camada de detritos, constituída por resíduos dentários, saliva e bactérias, que actua como barreira física ao permanecer sobre a superfície após a instrumentação manual ou mecânica do dente, devendo ser dissolvida ou modificada e incorporada no processo adesivo (Perdigão, Geraldeli, Carmo & Dutra, 2003b; Perdigão, 2007).

O segundo grupo, o dos adesivos *self-etch* ou autocondicionantes, contém o *primer* combinado com o ácido, dando origem a monómeros ácidos dissolvidos numa solução aquosa que penetram na camada de *smear layer* e, por isso, não necessitam ser lavados. Neste caso, a *smear-layer* não é removida mas sim alterada, integrando o substracto onde actua o sistema adesivo (Perdigão *et al.*, 2003b; Van Meerbeek *et al.*, 2003b; Breschi *et al.*, 2008).

Na classificação atribuída quanto ao número de passos clínicos, os adesivos *etch and rinse* podem ser de dois ou de três passos, variando se o *primer* e o adesivo se encontram combinados num frasco único ou separados, respectivamente. Já os sistemas *self-etch* podem ser de um ou dois passos, dependendo se o *primer* ácido se encontra combinado com a resina adesiva, num só frasco ou se se encontra separado desta, respectivamente (Breschi *et al.*, 2008) (Figura 3).

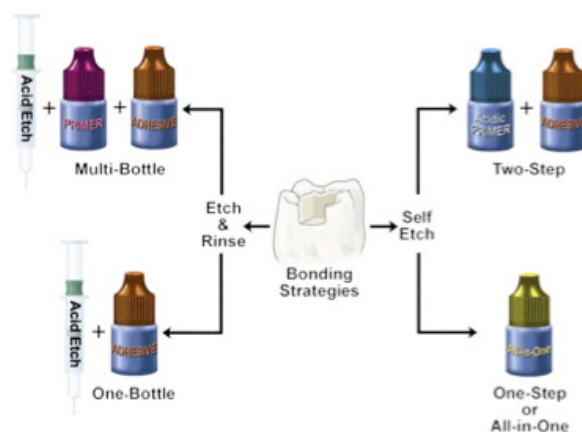


Figura 3 - Resumo das estratégias de adesão. (Perdigão, 2007)

2.2.1 Sistemas Adesivos *Etch and Rinse*

Os adesivos *etch and rinse* requerem um passo clínico separado do condicionamento ácido da superfície dentária com ácido ortofosfórico em concentrações entre 30 e 40% durante 15 segundos, seguido de lavagem e secagem. Posteriormente, dependendo da constituição do sistema adesivo, é aplicado o *primer* isolado ou combinado com a resina adesiva (Perdigão & Ritter, 2001; Peumans *et al.*, 2005).

2.2.2 Sistemas Adesivos *Self-Etch*

A discrepância entre a área de tecido dentário desmineralizado pelo ácido e a área infiltrada pelo agente de união é a principal causa da maioria das falhas que ocorrem na adesão (Oliveira *et al.*, 2010).

Os sistemas adesivos *self-etch* eliminam esta discrepância porque os processos de desmineralização e de infiltração da resina adesiva ocorrem simultaneamente e à mesma profundidade devido à presença de monómeros funcionais acidulados, na sua maioria ésteres de ácido fosfórico. No entanto, a desmineralização é mais superficial do que a provocada pelo ácido separadamente, uma vez que o seu pH é superior (Perdigão & Geraldini, 2003; Perdigão, Gomes, Duarte Jr. & Lopes, 2005; Oliveira *et al.*, 2010).

A simplificação da técnica teve como objectivo a diminuição do tempo de aplicação dos sistemas adesivos e a menor susceptibilidade a erros, facilitando a prática clínica e reduzindo a sensibilidade da técnica. Além disso, uma vez que a smear-layer não é removida na sua totalidade, a sensibilidade pós-operatória é menor (Perdigão & Geraldini, 2003; Giachetti *et al.*, 2011).

Para além da sua classificação de acordo com o número de passos clínicos anteriormente descrita, os sistemas adesivos autocondicionantes podem ser classificados consoante o grau de acidez em fortes (pH<1), moderados (pH=1-2) ou fracos (pH>2), sendo que o grau de desmineralização da superfície dentária aumenta com o grau de acidez, ou seja, com a diminuição do pH (Schwartz & Fransman, 2005).

2.3 Adesão à Dentina

Comparativamente ao esmalte, a adesão à dentina constitui um desafio maior e mais complexo, uma vez que a sua estrutura tubular húmida e a sua composição maioritariamente orgânica dificultam a sua adesão (Perdigão *et al.*, 2003a; Perdigão 2010).

O condicionamento com ácido ortofosfórico remove completamente a *smear-layer* e os *smear plugs* (debrítos depositados nos túbulos dentinários), expõe as fibras de colagénio e os túbulos dentinários, diminui a energia de superfície e desmineraliza a superfície da dentina em cerca de 3-5 μm de profundidade (Perdigão *et al.*, 1996; Perdigão & Ritter, 2001; Peumans *et al.*, 2005; Ikeda *et al.*, 2009; Perdigão, 2010).

O *primer* é constituído por monómeros hidrofílicos (com afinidade para as superfícies húmidas da dentina) e hidrofóbicos (que se ligam à resina adesiva). Os monómeros estão diluídos em solventes orgânicos (acetona, etanol ou água) que se misturam com a água presente na superfície da dentina, deslocando-a e substituindo-a, promovendo a dispersão da resina adesiva pelos “espaços” existentes entre as fibras de colagénio expostas (Perdigão & Ritter, 2001; Perdigão *et al.*, 2005; Vaiyanathan & Vaiyanathan, 2009).

O adesivo é formado por monómeros de resina hidrofóbicos, como o Bis-GMA e o TEGMA mas pode também conter monómeros hidrofílicos como o HEMA, que contactam com a superfície de dentina húmida, actuando como estabilizadores. As resinas adesivas com partículas de carga conferem menor contracção de polimerização e módulo de elasticidade superior (Perdigão & Ritter, 2001).

A incorporação dos monómeros de resina adesiva nas fibras de colagénio expostas pelo ácido forma uma estrutura mista onde as fibrilhas estão envolvidas por resina e cristais de hidroxiapatite, designada camada híbrida (Figura 4). Alguns autores referem que esta estrutura contribui para a diminuição da sensibilidade pós-operatória, para a compensação do *stress* provocado pela contracção de polimerização da resina composta e para o aumento do selamento marginal (Van Meerbeek *et al.*, 1993; Perdigão *et al.*, 1996; Perdigão, 2007; Martins *et al.*, 2008; Perdigão *et al.*, 2013).

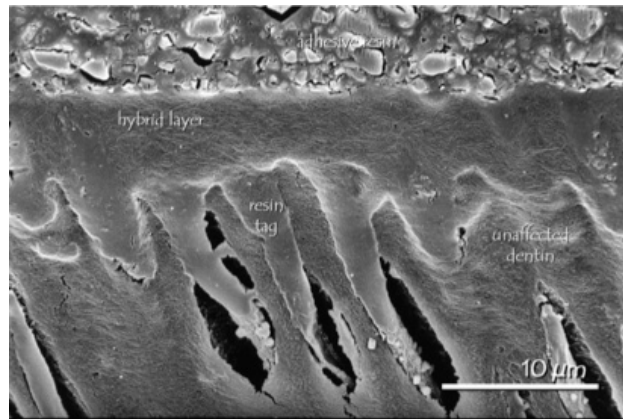


Figura 4 - Infiltração do adesivo na dentina desmineralizada (MEV). (Schwartz & Fransman, 2005)

Os prolongamentos dos monómeros de adesivo polimerizado nos túbulos dentinários formam os *resin tags*, selando a porção inicial do túbulo e oferecendo uma retenção adesiva adicional através da hibridação da parede do túbulo. Este mecanismo diminui a microinfiltração bacteriana devido ao selamento do complexo pulpo-dentinário (Van Meerbeek *et al.*, 2001).

A adesão à dentina varia consoante a sua profundidade. Na dentina superficial, a camada adesiva é constituída por dentina intertubular desmineralizada e impregnada por resina adesiva, com alguns *resin tags*. Na dentina profunda, a dentina intertubular encontra-se em menor quantidade e os túbulos dentinários são numerosos e de maior diâmetro, aumentando, por isso, o número de *resin tags*. No entanto, a presença de fluido dentinário e da pressão intratubular humidifica e permeabiliza mais a dentina profunda, dificultando a eficácia dos sistemas adesivos (Zheng, Pereira, Somphone, Nikaido & Tagami, 2000; Cecchin *et al.*, 2008; Fawzy, 2010).

A desmineralização da dentina através do condicionamento ácido não ocorre de forma uniforme em todas as profundidades dentinárias sendo que, nas zonas mais profundas, a desmineralização é menor (Ding, Wolff, Pioch, Staehle & Dannewitz, 2009).

Por outro lado, quando a dentina é desmineralizada pelo ácido a uma profundidade inacessível aos monómeros de resina, algumas fibras de colagénio não são infiltradas pela resina adesiva, criando microporosidades entre a camada híbrida e a dentina

desmineralizada, que possibilitam a nanoinfiltração de fluidos (Van Meerbeek *et al.*, 2006).

A absorção lenta de água pelos monómeros hidrofílicos e a criação de microporosidades são factores que podem levar à presença de fluidos na camada híbrida, provocando a hidrólise da resina adesiva que, a longo prazo, leva ao comprometimento da força adesiva (Van Meerbeek *et al.*, 2006; Tay & Pashley, 2009; Silva e Souza Jr., Carneiro, Lobato, Silva e Souza & Goes, 2010).

A desidratação da dentina provoca o colapso das fibras de colagénio, o que leva a uma menor penetração dos monómeros de resina, com conseqüente diminuição da adesão. Desta forma, a manutenção de uma superfície húmida é essencial para o desenvolvimento da camada híbrida ideal. Contudo, o excesso de água pode diluir o *primer* e torná-lo menos eficaz (Perdigão & Ritter, 2001; Martins *et al.*, 2008).

A técnica de *wet-bonding* baseia-se na retenção de água na superfície dentinária após o condicionamento ácido para que as fibras de colagénio expostas não colapsem. Com esta técnica, verificou-se um aumento das forças de adesão, bem como uma menor sensibilidade pós-operatória e melhor selamento (Hitmi, Bouter & Degrange, 2002; Pashley *et al.*, 2011).

Com a introdução dos sistemas adesivos autocondicionantes, as forças adesivas tornaram-se mais aceitáveis na dentina devido ao pH elevado do *primer* ácido, que provoca uma desmineralização mais superficial da superfície, quando comparada com uma superfície desmineralizada pelo ácido ortofosfórico (Perdigão, Gomes & Lopes, 2006).

3. Selamento Imediato de Dentina (IDS)

A preparação dos dentes para restaurações indirectas envolve o corte da dentina e a conseqüente exposição dos túbulos dentinários, o que pode originar respostas pulpares ou produzir sensibilidade dentária. Estes problemas podem ser reduzidos através do

selamento dos túbulos expostos com uma resina adesiva (Dalby, Elakwa, Millar & Martin, 2012).

Nos anos 90, foi introduzida uma nova técnica que consiste no selamento imediato de dentina (IDS – *Immediate Dentin Sealing*): Quando uma área significativa de dentina é exposta durante a preparação do dente, é feita a aplicação imediata do adesivo na sua superfície antes de ser feita a impressão (Magne, Kim, Cascione & Donovan, 2005; Magne & Nielsen, 2009) (Figura 5).

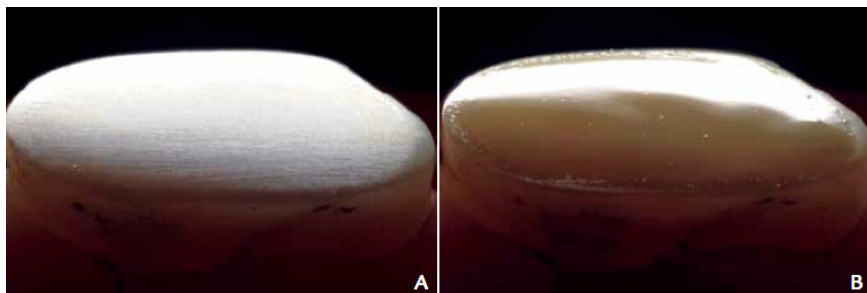


Figura 5 - Dentina antes (A) e após (B) a aplicação da técnica IDS com Optibond™ FL. (Magne & Nielsen, 2009)

3.1 Vantagens

Esta técnica traz inúmeras vantagens no processo de adesão, reduz a formação de “espaços” entre o dente e a restauração e melhora a adaptação marginal. Traz também benefícios na preservação da estrutura dentária, na longevidade da restauração indirecta e no conforto do paciente, limitando a necessidade de anestesia (Magne, 2005; Magne & Nielsen, 2009; Duarte, Freitas, Saad & Sadan, 2009).

Quando os túbulos dentinários são selados com resina adesiva, a dentina é protegida da contaminação bacteriana e da sensibilidade durante o período em que fica colocada a restauração provisória. Além disso, a interface resultante suporta melhor a exposição, durante longos períodos, a cargas funcionais e a diferenças de temperatura (Magne, 2005; Magne, So & Cascione, 2007; Gillespie, 2011).

Na prática diária, os dentes têm de ser temporariamente protegidos com restaurações provisórias devido à necessidade funcional e estética do paciente. Alguns estudos

demonstram reduções significativas na resistência adesiva quando se simulam contaminações na dentina com vários cimentos provisórios. Desta forma, a dentina “acabada de cortar” é o substracto ideal para a aplicação da técnica IDS (Magne, 2005; Magne *et al.*, 2007; Spohr, Borges & Platt, 2013).

3.2 Metodologia da técnica

3.2.1 Identificação da dentina

O primeiro passo para a aplicação da técnica IDS é a identificação da superfície de dentina exposta. A dentina pode ser reconhecida através do seu aspecto brilhante após um condicionamento curto e uma secagem completa da superfície. Após este condicionamento inicial, a superfície da dentina é repreparada para expor a dentina “acabada de cortar” e recondicionada antes da aplicação do adesivo (Magne, 2005).

3.2.2 Preparação do dente

A camada de adesivo adicional pode afectar negativamente a espessura da futura restauração. Assim, é recomendado fazer um chanfro de 0,7 a 0,8 mm para melhorar a definição da margem e haver espaço suficiente para o adesivo e para a restauração (Magne, 2005).

Não são recomendadas exposições de dentina muito superficiais, uma vez que a espessura do cimento, por si só, pode influenciar negativamente a distribuição do *stress* no interior da restauração (Magne, 2005).

3.2.3 Técnica adesiva

Como o selamento é aplicado em superfícies em que dentina está exposta, o clínico consegue focar-se na adesão da dentina (*wet bonding*), enquanto que o condicionamento do esmalte pode ser realizado separadamente na fase final, previamente à cimentação da

restauração definitiva permitindo, assim, o condicionamento selectivo do esmalte e da dentina (Magne, 2005).

A técnica descrita é baseada nos sistemas adesivos *etch and rinse*. Apesar de haver uma tendência para simplificar os procedimentos de adesão, estudos recentes confirmam que as técnicas adesivas de três passos são mais seguras a longo prazo (Magne, 2005).

A dentina deve ser condicionada com ácido ortofosfórico durante 5-15 segundos imediatamente após a preparação do dente para evitar contaminações pela saliva. Seguidamente é feita a lavagem da superfície com água e secagem cuidadosa, sem desidratar a dentina (Magne, 2005).

A aplicação do *primer* em separado está mais indicada, não só pela adesão superior subsequente mas também porque permite uma colocação mais precisa do adesivo. A utilização conjunta de *primer* e adesivo pode originar excessos, o que pode requerer correcções com uma broca, expondo novamente dentina. Após a remoção do excesso de solvente do *primer*, o adesivo pode ser colocado cuidadosamente (Magne, 2005).

Após a primeira fotopolimerização (20 segundos), é aplicada uma camada de glicerina em gel. É recomendada uma segunda fotopolimerização (10 segundos) do adesivo sob a camada de glicerina para polimerizar a superfície inibida pelo oxigénio e prevenir a interacção do adesivo com os materiais de impressão, especialmente os poliéteres. Este passo é importante para manter a espessura do adesivo e evitar a potencial exposição da dentina após a aplicação do jacto de partículas abrasivas (Magne, 2005; Magne *et al.*, 2007; Magne & Nielsen, 2009).

Um adesivo particulado como o Optibond™ FL (Kerr, Orange, USA) é particularmente indicado para a aplicação da técnica IDS devido à sua capacidade em formar uma camada consistente e uniforme (cerca de 80 μ m quando colocado sobre uma superfície de dentina ligeiramente convexa), pela sua coesividade com o cimento de resina e por ser mais facilmente detectado, tornando a sua colocação mais fácil. Principalmente em restaurações aderidas em dentes posteriores, o Optibond™ FL (Kerr) permite a

hibridação da dentina e confere um módulo de elasticidade baixo, absorvente do *stress*, com um aumento significativo da adaptação à dentina (Magne, 2005; Stavridakis, Krejci & Magne, 2005; Magne *et al.*, 2007) (Figura 6).

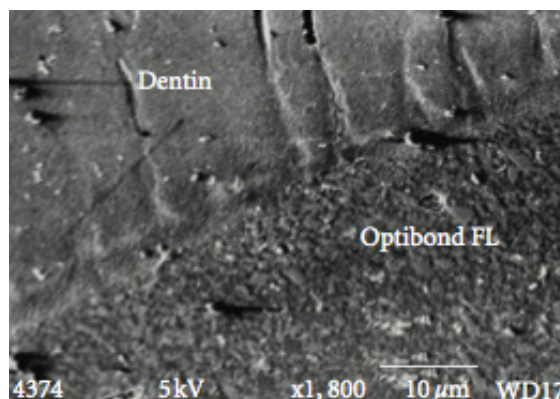


Figura 6 - Interface dente/adesivo, demonstrando a camada híbrida (MEV). (Dalby *et al.*, 2012)

Também pode ser aplicado um adesivo sem partículas de carga, contudo, deve ser tido em conta que os procedimentos de limpeza e de aumento da rugosidade da superfície podem destruir facilmente a camada híbrida e voltar a expor a dentina devido à espessura mais reduzida deste adesivo. Nestes casos, o tratamento de superfície sugerido é a utilização de pedra-pomes (Magne, 2005; Falkensammer, Arnetzl, Wildburger, Krall & Freudenthaler, 2014).

Uma vez que a primeira hibridação da dentina ocorre num ambiente livre de *stress*, foi demonstrada uma melhor resistência adesiva em relação às técnicas de cimentação convencionais (Duarte *et al.*, 2009).

Devido ao facto de a restauração ser cimentada posteriormente e a carga oclusal ser adiada, a adesão pode aumentar ao longo do tempo e o *stress* residual pode dissipar, resultando num aumento significativo da adaptação da restauração (Magne *et al.*, 2005).

A aplicação do adesivo pode ser seguida pela colocação de resina composta de baixa viscosidade com o objectivo de isolar a camada híbrida subjacente, bloquear eventuais ressaltos, reduzir a formação de “espaços” entre a dentina e o cimento resinoso e

fortalecer cavidades profundas, atingindo uma espessura de restauração razoável (Magne, 2005; Andrade, Goes & Montes, 2007; Spohr *et al.*, 2013).

3.2.4 Restauração provisória

O sucesso da técnica IDS depende da adesão entre o adesivo colocado na altura da preparação do dente e o cimento. Durante a fase de restauração provisória, a potencial exposição de adesivo polimerizado aos fluidos orais pode permitir a absorção de água, comprometendo a adesão da restauração definitiva (Magne *et al.*, 2007).

Estudos anteriores demonstraram que, quando a dentina é selada, a manutenção da restauração provisória durante um período até 12 semanas não afecta o potencial de adesão (Magne *et al.*, 2007).

3.2.5 Cimentação definitiva

É recomendado criar rugosidades no adesivo com uma broca diamantada a baixa velocidade ou jactando com micropartículas abrasivas para promover a adesão à dentina selada, previamente aos procedimentos de cimentação da restauração definitiva (Magne, 2005; Magne *et al.*, 2007).

Todas as superfícies do dente preparado podem ser, então, condicionadas, como seria feito na ausência de dentina exposta: condicionamento com ácido ortofosfórico (30 segundos), lavagem, secagem e aplicação do adesivo (Magne, 2005).

Polimerizar o adesivo imediatamente antes da inserção da restauração indirecta pode interferir com o completo assentamento da restauração pois as espessuras do adesivo polimerizado podem variar de acordo com a geometria da superfície, numa média de 60 a 80 μ m numa superfície levemente convexa e mais de 200 a 300 μ m numa estrutura côncava, como as linhas de terminação em chanfro (Magne, 2005).

É recomendado que o adesivo se mantenha não polimerizado antes da restauração indirecta estar completamente adaptada porque a pressão feita na cimentação da restauração, durante o seu posicionamento, pode criar colapsos nas fibras de colagénio devido à desmineralização da dentina e afectar a coesividade da interface adesiva (Magne *et al.*, 2005).

A repetição da aplicação do adesivo antes da cimentação poderá formar uma interface mais uniforme com o cimento de resina do que a produzida nas técnicas de cimentação convencional. Hashimoto *et al.* demonstraram que múltiplas camadas de adesivo resultam num aumento da qualidade da adesão devido à menor nanoinfiltração (Duarte *et al.*, 2009).

4. Resinas Compostas

O desenvolvimento das restaurações aderidas e as adversidades associadas à amálgama levaram à possibilidade de uma abordagem mais conservadora na Medicina Dentária, baseada na redução do tamanho da preparação cavitária e na adesão do material restaurador à estrutura dentária (Rodrigues Junior, Scherrer, Ferracane & Della Bona, 2008; Curtis, Palin, Fleming, Shortall & Marquis, 2009; Scougall-Vilchis, Hotta, Hotta, Idono & Yamamoto, 2009).

As resinas compostas foram desenvolvidas em 1962 através da combinação de dimetacrilatos (resina epoxi e ácido metacrílico) com partículas de quartzo silanizado (Zimmerli, Strub, Jeger, Stadler & Lussi, 2010).

Actualmente, são constituídas por quatro componentes: uma matriz polimérica orgânica, partículas de carga inorgânica, um agente de ligação e um sistema iniciador-acelerador da reacção de polimerização (Scougall-Vilchis *et al.*, 2009; Ferracane, 2010; Zimmerli *et al.*, 2010).

A matriz orgânica é constituída maioritariamente por monómeros de Bis-GMA (bisfenol-A-glicidil dimetacrilato) que, devido à sua alta viscosidade, são misturados em

diferentes combinações com monómeros de cadeia curta, como o TEGDMA (trietilenoglicol dimetacrilato). Este conjunto de monómeros, quando activado pela luz, cria uma rede de polímeros tridimensional. Para que esta reacção ocorra é fundamental a presença de um fotoiniciador e de um acelerador, normalmente uma canforoquinona e uma amina terciária, respectivamente. A este fenómeno dá-se o nome de fotopolimerização (Rodrigues Junior *et al.*, 2008; Scougall-Vilchis *et al.*, 2009; Ferracane, 2010; Zimmerli *et al.*, 2010).

A porção orgânica liga-se quimicamente às partículas inorgânicas através de um agente de ligação, o silano, indispensável no comportamento das resinas compostas (Scougall-Vilchis *et al.*, 2009; Karabela & Sideridou, 2011).

As partículas de carga inorgânica apresentam diferentes tamanhos e formas e são constituídas maioritariamente por quartzo, cerâmica ou sílica combinadas com óxidos de bário, estrôncio, zinco, alumínio e zircónio, que lhes conferem radiopacidade. São adicionadas à matriz polimérica para melhorar a resistência às forças compressivas, de tensão e ao desgaste, aumentar a dureza, reduzir as alterações dimensionais, a contracção de polimerização e a absorção de água e facilitar a manipulação das resinas compostas (Beun, Glorieux, Devaux, Vreven & Leloup, 2007; Scougall-Vilchis *et al.*, 2009; Ferracane, 2010; Zimmerli *et al.*, 2010; Karabela & Sideridou, 2011).

O conteúdo em partículas tem uma grande influência na determinação das propriedades mecânicas das resinas compostas. Assim, há uma tendência em classificar as diferentes resinas compostas de acordo com o tamanho das partículas (Rodrigues Junior *et al.*, 2008; Zimmerli *et al.*, 2010; Karabela & Sideridou, 2011).

As resinas compostas macroparticuladas têm partículas que excedem 50 μ m. São muito resistentes, contudo, o seu polimento é difícil de executar (Ferracane, 2010).

Com o objectivo de melhorar a estética, foram criadas as resinas compostas microparticuladas, cujo tamanho das partículas é aproximadamente 0,01-0,05 μ m. A sua superfície é facilmente polida porém apresenta fracas propriedades mecânicas, quando aplicadas em zonas submetidas a grandes cargas oclusais, devido ao seu conteúdo em partículas relativamente baixo (Ferracane, 2010; Karabela & Sideridou, 2011).

As resinas compostas híbridas oferecem propriedades estéticas razoáveis mas excelentes propriedades mecânicas devido à incorporação de partículas, cujo tamanho médio varia entre 15-20 μm e 0,01 e 0,05 μm (Karabela & Sideridou, 2011).

Apesar da grande variedade, não há nenhum tipo de partículas melhor do que outro porque cada um apresenta vantagens e desvantagens na prática clínica. As restaurações posteriores (classes I e II de Black) requerem elevadas propriedades mecânicas enquanto que as restaurações em dentes anteriores (classes III e IV de Black) necessitam de resinas compostas que tenham um maior critério estético (Beun *et al.*, 2007; Scougall-Vilchis *et al.*, 2009).

Várias medidas foram tomadas para melhorar o desempenho clínico das resinas compostas: Na porção inorgânica, têm sido feitas alterações na carga, tamanho, silanização e desenvolvimento de novas partículas. A pesquisa na área da matriz orgânica é feita no sentido do desenvolvimento de novos monómeros e, principalmente, na criação sistemas que reduzam a contração de polimerização e o *stress* associado a esta (Beun *et al.*, 2007; Ferracane, 2010).

O *stress* provocado pela contração de polimerização tem como consequência a desadaptação marginal e a microinfiltração, levando à perda de longevidade da restauração. No entanto, existem algumas medidas que podem ser tomadas para reduzir os efeitos da contração de polimerização, como a aplicação de camadas espessas de adesivo sob a resina composta ou a utilização da técnica incremental aquando da colocação da resina composta (Ilie & Hickel, 2009).

Um dos progressos mais importantes nos últimos anos foi a aplicação da nanotecnologia nas resinas compostas. As dimensões reduzidas das partículas e a distribuição ampla de tamanhos, faz com que se consiga obter um aumento no volume das partículas de carga, diminuindo a contração de polimerização e melhorando as propriedades mecânicas, como a resistência à tensão, à compressão e à fractura. Por outro lado, o tamanho reduzido das partículas obtém óptimas propriedades ópticas, uma vez que o seu diâmetro é impossível de detectar no espectro de luz visível (Beun *et al.*, 2007; Karabela & Sideridou, 2011).

As resinas compostas nanoparticuladas permitem conciliar as excelentes propriedades mecânicas, obtidas pelas resinas compostas híbridas, com a estética e o ótimo polimento conseguidos pelas microparticuladas, através da combinação de nanopartículas com tamanhos entre 40-50 nm, designadas nanómeros, com aglomerados destas partículas, os *nanoclusters* (Curtis *et al.*, 2009; Karabela & Sideridou, 2011).

Devido ao mecanismo de abrasão, os *nanoclusters* superficiais fragmentam-se em nanopartículas que, devido à sua dimensão nanométrica, mantêm a superfície polida durante mais tempo, quando comparada com os sistemas referidos anteriormente (Zimmerli *et al.*, 2010).

A resina composta Filtek™ Supreme XTE (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) contém nanopartículas de sílica (20 nm) e de zircônio (4-11 nm) parcialmente calcinadas, formando aglomerados porosos (*nanoclusters*), que são infiltrados com silano antes de serem incorporados na matriz orgânica (3M ESPE, St. Paul, MN, USA; Curtis *et al.*, 2009) (Figura 7).

Segundo o fabricante, a resistência deste material é semelhante à das resinas compostas híbridas e o acabamento e polimento final é comparável ao das microparticuladas. Outros estudos referem que a absorção de água e consequente perda de resistência da resina composta é diminuída pela alteração do tamanho, da morfologia e da área de superfície ocupada pelas partículas de carga, diferenciando as propriedades mecânicas das resinas compostas nanoparticuladas e dos *nanoclusters* (Curtis *et al.*, 2009).

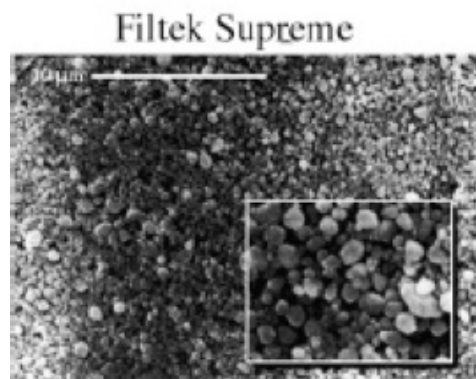


Figura 7 - Microestrutura da resina composta nanoparticulada Filtek™ Supreme (MEV, ampliação 5000x; 10000x em destaque). (Beun *et al.*, 2007)

5. Restaurações Indirectas em Resina Composta

O desenvolvimento das técnicas adesivas conduziu a uma maior aplicação de restaurações indirectas devido à pesquisa por materiais com propriedades estéticas e mecânicas semelhantes às da estrutura dentária. Desta forma, as restaurações adesivas são actualmente recomendadas como uma opção de tratamento conservadora e biomimética (Borba, Della Bona & Cecchetti, 2009; Magne, Paranhos & Schlichting, 2011).

A resina composta tem sido o material escolhido para recuperar a perda de estrutura dentária, uma vez que o seu módulo de elasticidade é semelhante ao do dente e tem a capacidade de poder ser aderida ao esmalte e à dentina (Andrade *et al.*, 2007).

No entanto, foi observado que a interface adesiva é incapaz de resistir à contração de polimerização, consequente de restaurações directas em cavidades amplas e com elevado factor de configuração, resultando em microinfiltração, sensibilidade pós-operatória e lesões de cárie recorrentes (Nandini, 2010; Batalha-Silva, Andrada, Maia & Magne 2013) (Figura 8).

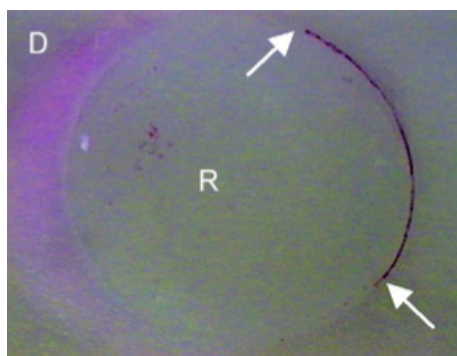


Figura 8 - Infiltração marginal na transição entre dente e restauração. D = dentina; R = restauração. (Estereomicroscópio, 40x) (Andrade *et al.*, 2007)

5.1 Vantagens em relação às Restaurações Directas

As restaurações indirectas em resina composta, que incluem os *inlays* (não recobrem cúspides), *onlays* (recobrem, pelo menos, uma cúspide) e *overlays* (recobrem todas as

cúspides), representam uma alternativa para ultrapassar algumas falhas das restaurações directas, uma vez que apresentam melhores propriedades físicas: melhor adaptação marginal, forma anatómica, morfologia oclusal e formação de pontos de contacto, maior aproximação da cor e maior durabilidade. Para além disso, reforçam a estrutura dentária remanescente, conferem uma melhor polimerização nas zonas interproximais e nas cavidades profundas e apresentam menor contracção de polimerização. O facto de serem confeccionadas no laboratório, permite ao clínico um melhor aproveitamento do tempo de consulta (Borba *et al.*, 2009; Jain, Platt, Moore, Spohr & Borges, 2013; Swift, Sturdevant & Boushell, 2013; D’Arcangelo *et al.*, 2014).

5.2 Polimerização Extra-Oral

As resinas compostas processadas pelo laboratório diferem apenas no método de polimerização que, sendo extra-oral, apresenta uma maior taxa de conversão do monómero em polímero, polimerizando melhor as resinas compostas. Isto resulta numa diminuição dos efeitos da contracção de polimerização, melhores propriedades mecânicas, melhor polimento, menor solubilidade da água e aumento da dureza. A presença de monómero não polimerizado na matriz afecta negativamente as propriedades das resinas compostas e pode induzir a degradação e descoloração da superfície (Soares *et al.*, 2004; Andrade *et al.*, 2007; Borba *et al.*, 2009; Mendonça *et al.*, 2010).

Contudo, o aumento no grau de conversão não resulta obrigatoriamente numa melhoria nas propriedades mecânicas, uma vez que há também outros factores relacionados, como a composição da resina composta, o tamanho e conteúdo das partículas, bem como a sua distribuição (Soares *et al.*, 2004; Borba *et al.*, 2009).

5.3 Indicações

As restaurações indirectas em resina composta estão indicadas em dentes que se localizam em zonas estéticas e em cavidades amplas ou substituição de restaurações

extensas pré-existentes, principalmente as que requerem recobrimento de cúspides (Batalha-Silva *et al.*, 2013; Swift *et al.*, 2013).

5.4 Contra-indicações

Estão contra-indicadas em pacientes cujas forças oclusais são fortes, como em casos de bruxismo, quando não se consegue fazer um isolamento absoluto adequado e quando as preparações cavitárias são subgingivais e profundas (Swift *et al.*, 2013).

5.5 Desvantagens

As desvantagens estão maioritariamente associadas à técnica indirecta que requer duas consultas, à sensibilidade da técnica associada à manipulação dos materiais de impressão e ao custo mais elevado relativamente às restaurações directas (Mendonça *et al.*, 2010; Swift *et al.*, 2013).

5.6 Restaurações Indirectas *versus* Coroas Totais

As restaurações indirectas substituem cada vez mais as coroas totais de ouro ou metalocerâmicas, uma vez que apresentam melhor estética, menor custo e, principalmente, por serem mais conservadoras (Rocca & Krejci, 2007).

5.7 Resinas Compostas *versus* Cerâmicas

As resinas compostas demonstraram uma óptima capacidade em absorver as forças oclusais e reduzir o seu impacto, provocando menor desgaste nos dentes oponentes, quando comparadas com a cerâmica. Têm também menor tendência a fracturar, são mais fáceis de reparar, são mais económicas e, devido à composição semelhante aos cimentos utilizados, a sua adaptação marginal é melhor (Nandini, 2010; Swift *et al.*, 2013).

5.8 Procedimentos Clínicos

Os procedimentos clínicos da primeira consulta baseiam-se em quatro passos: preparação da cavidade, selamento imediato da dentina exposta, tomada de impressões e provisionalização. Na última consulta é feito o *try-in* da restauração, a cimentação definitiva, o acabamento e o polimento (Rocca & Krejci, 2007; Swift *et al.*, 2013).

A preparação da cavidade é feita a fim de garantir uma espessura adequada do material restaurador e uma inserção passiva da peça: os ângulos internos e as linhas de ângulo devem estar arredondados para evitar a concentração de *stress* e a potencial fractura da restauração, as margens devem ser em esmalte e devem estar bem definidas e o ângulo cavo-superficial deve ser de 90°, para garantir a resistência marginal da restauração. As faces vestibular e lingual devem ser divergentes para oclusal, o que promove uma facilidade de inserção e desinserção da restauração. A redução oclusal, nos casos de recobrimento de cúspides, deve ser de 1 mm para resina composta e 2 mm para cerâmica (Rocca & Krejci, 2007; Swift *et al.*, 2013).

5.9 Evolução das Resinas Compostas Indirectas

5.9.1 Primeira Geração

Nos anos 80, foi introduzida a primeira geração de resinas compostas indirectas. Estas tinham a mesma composição das resinas compostas convencionais microparticuladas. No entanto, por serem polimerizadas extra-oralmente, o grau de conversão dos monómeros em polímeros aumentou entre 6-44%, obtendo-se uma força de flexão e um módulo de elasticidade maiores. A matriz resinosa constituía mais de 50% (vol) e as micropartículas apresentavam um tamanho médio de 0,04 μ m. Estas características demonstraram propriedades mecânicas inadequadas, baixa resistência, maior fractura, microinfiltração, falhas adesivas e instabilidade da cor (Borba *et al.*, 2009; Nandini, 2010).

5.9.2 Segunda Geração

Para resolver estes problemas, aumentou-se o conteúdo e reduziu-se o tamanho das partículas inorgânicas e modificou-se o sistema de polimerização (Nandini, 2010).

Surgiu assim, nos anos 90, a segunda geração de resinas compostas indirectas, constituídas por partículas microhíbridas e com um aumento significativo da percentagem de volume de partículas inorgânicas (aproximadamente 66%), obtendo melhores propriedades mecânicas e maior resistência ao desgaste oclusal. A redução da matriz orgânica fez com que a percentagem de contracção de polimerização diminuísse (Borba *et al.*, 2009; Nandini, 2010).

5.10 Métodos de Polimerização Adicionais

Foram igualmente introduzidos métodos de polimerização adicionais, como o calor, o vácuo, a pressão e o ambiente livre de oxigénio (atmosfera de nitrogénio), permitindo uma maior taxa de conversão de monómeros, o que torna a fotopolimerização mais efectiva (Borba *et al.*, 2009; Nandini, 2010).

Alguns autores referem que, quando se pré-aquece uma resina composta a temperaturas entre 55-60°C, é verificado um maior grau de conversão de monómero em polímero e uma redução da contracção de polimerização. A Z100TM MP Restorative (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) é uma resina composta microhíbrida fotopolimerizável, constituída por partículas de sílica/zircónio, com diâmetros entre 0,01-3,5 µm, que lhe conferem um módulo de elasticidade (16 GPa) semelhante à dentina (18,6 GPa). Quando pré-aquecida, é bastante utilizada como agente de cimentação de restaurações indirectas uma vez que, para além dos efeitos referidos na reacção de polimerização, a sua manipulação é facilitada devido à redução da viscosidade. Adquire também melhor adaptação marginal e forma uma camada com menor espessura, quando comparada com os cimentos convencionais (3M ESPE, St. Paul, MN, USA; Cantoro *et al.*, 2008; Magne, Stanley & Schlichting, 2012; Holanda, França, Amaral, Flório & Basting, 2013) (Figura 9).

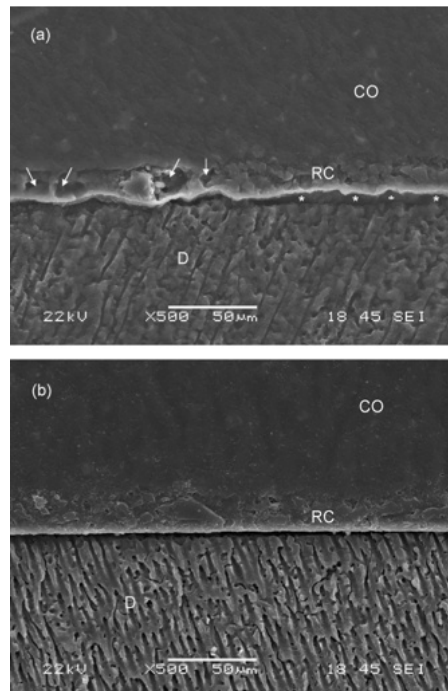


Figura 9 - (a) Utilização de cimento resinoso à temperatura ambiente: verifica-se descontinuidade na interface cimento/dentina (asteriscos) e a presença de porosidades (setas). (b) Quando se pré-aqueceu o mesmo cimento, verificou-se uma camada mais homogênea. CO = overlay em resina composta; RC = cimento resinoso; D = dentina (MEV). (Cantoro *et al.*, 2008)

6. Métodos de Tratamento de Superfície nas Resinas Compostas

A longevidade clínica das restaurações indirectas em cerâmica ou em resina composta depende da sua cimentação, ou seja, da adesão do cimento ao dente e ao material restaurador (Soares, Giannini, Oliveira, Paulillo & Martins, 2004; Soares, Soares, Pereira & Fonseca, 2005).

Têm sido descritas várias técnicas para melhorar a adesão. Estas incluem o tratamento de superfície através de métodos como o condicionamento ácido, jacteamo com partículas abrasivas ou brocas diamantadas e a utilização de solventes e silanos. No entanto, não há consenso na literatura sobre a melhor forma de otimizar as propriedades adesivas nas restaurações indirectas (D'Arcangelo & Vanini, 2007; Nandini, 2010).

6.1 Condicionamento Ácido

6.1.1 Ácido Hidrofluorídrico

O ácido hidrofluorídrico tem sido utilizado no tratamento de superfície de restaurações em cerâmica. No entanto, o seu efeito nas partículas de carga inorgânica da resina composta leva a uma redução na resistência adesiva deste material (Soares *et al.*, 2004).

Vários autores sugerem que, quando as resinas compostas são expostas ao gel de ácido hidrofluorídrico, a sua matriz orgânica enfraquece e sofre uma degradação hidrolítica, levando à formação de porosidades na superfície devido à exposição de uma maior área de matriz à água. Desta forma, o ácido pode penetrar pelas porosidades até às partículas de carga, dissolvendo-as e desorganizando a estrutura do silano, responsável pela estabilidade da interface matriz/carga (Masioli, Pimentel, Louro & Masioli, 2006; D’Arcangelo & Vanini, 2007; Bacchi, Cavalcante, Schneider & Consani, 2010).

Após a aplicação de ácido hidrofluorídrico, o processo de silanização fica sem efeito, uma vez que as partículas inorgânicas são removidas, não estando disponíveis para ligação com o silano na superfície da resina composta (Soares *et al.*, 2004).

O tratamento da superfície deve ser realizado de acordo com a composição das partículas porque o efeito do condicionamento ácido não é o mesmo para todos os tipos de resina composta: é mais agressivo em resinas compostas nanoparticuladas devido ao pequeno tamanho de cada nanopartícula individualmente, o que resulta numa maior área de contacto com o ácido, quando comparado com uma resina composta microhíbrida (Soares *et al.*, 2005; Rodrigues Jr., Ferracane & Della Bona 2009) (Figura 10).

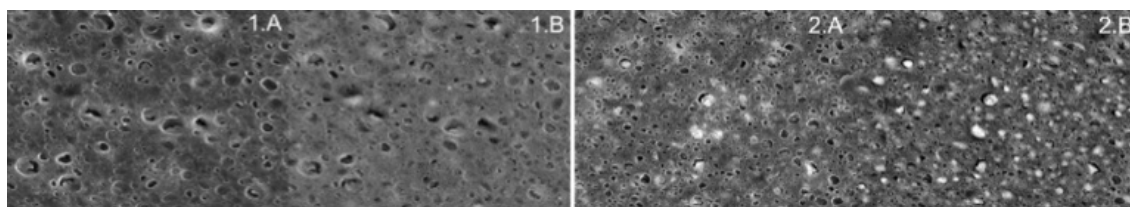


Figura 10 - Resinas compostas nanoparticulada (1) e microhíbrida (2) tratadas com ácido hidrofluorídrico. As partículas expostas na superfície foram totalmente removidas após o condicionamento ácido. (A - SEI; B - BSI) (Rodrigues Jr. *et al.*, 2009)

Assim, o ácido hidrofúorídrico é considerado demasiado destrutivo e ineficaz no condicionamento das resinas compostas devido às alterações microestruturais provocadas e à consequente redução na adesão (Lucena-Martín, González-López & Mondelo, 2001; Soares *et al.*, 2004; Nandini, 2010).

6.1.2 Ácido Ortofosfórico

O condicionamento da resina composta com o ácido ortofosfórico tem apenas a função de limpeza superficial e não produz microrugosidades, como ocorre no esmalte e na dentina, nem altera o padrão morfológico da resina composta. Ao remover os detritos e a contaminação orgânica, expõe as irregularidades e as partículas inorgânicas existentes na superfície provocadas pela microabrasão ou pelo desgaste com broca diamantada, favorecendo a retenção mecânica e a adesão (Masioli *et al.*, 2006; Sobreira, Azevedo, Filho, Vidal, Barros & Ferreira, 2008; Bacchi *et al.*, 2010).

6.2 Óxido de Alumínio

O jactamento com partículas de óxido de alumínio consiste na aplicação de partículas abrasivas sob pressão, durante alguns segundos, numa superfície a ser aderida. Este método apresenta melhores resultados quando comparado com os restantes tratamentos mecânicos de superfície (Özcan & Vallittu, 2003; Bacchi *et al.*, 2010).

O jacto abrasivo de partículas de óxido de alumínio foi introduzido para facilitar a ligação entre a resina composta e as ligas metálicas (Soares *et al.*, 2004).

6.2.1 Aplicação de Óxido de Alumínio nas Resinas Compostas

Quando aplicadas em superfícies de resina composta, as micropartículas abrasivas aumentam a energia de superfície da restauração porque promovem a sua degradação não selectiva, criando uma superfície irregular e tornando mais forte a retenção mecânica entre a resina adesiva e a resina composta jactada, o que melhora as propriedades de adesão. Além disso, promovem a limpeza do substracto, expondo as

partículas de carga inorgânica na superfície para posteriormente serem silanizadas (Soares *et al.*, 2004; Soares *et al.*, 2005; Nandini, 2010).

Rossato (2004) testou o tratamento da superfície nas resinas compostas utilizando uma broca diamantada e o jacto abrasivo com partículas de óxido de alumínio, obtendo como resultado mais favorável o jactamento, uma vez que as superfícies apresentaram uma maior rugosidade, conferindo maiores níveis de adesão (Sobreira *et al.*, 2008).

Há pouca informação sobre a influência da distância de trabalho nas superfícies abrangidas pelas partículas de óxido de alumínio. No entanto, Chinelatti *et al.* (2007) verificaram que a abrasão feita pela porção central do jacto abrasivo é mais eficiente porque as partículas estão mais concentradas e têm um poder de corte máximo. Na porção periférica, a eficiência é menor devido à menor velocidade e concentração das partículas. As distâncias de trabalho mais próximas podem não ser adequadas porque a reflexão das partículas impede que outras cheguem à superfície, diminuindo o seu poder de corte (Chinelatti, Amaral, Borsatto, Palma-Dibb & Corona, 2007) (Figura 11).

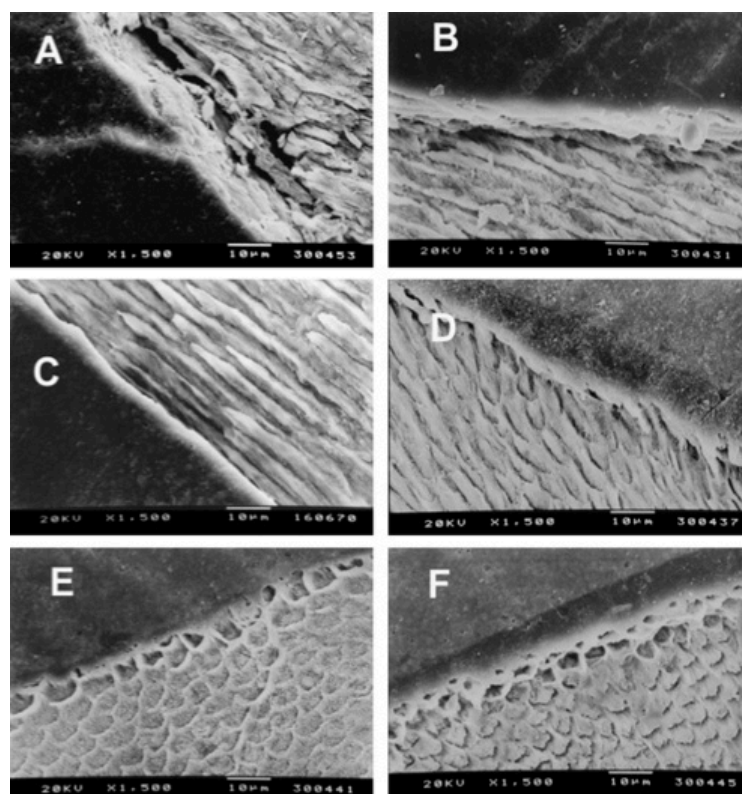


Figura 11 - A. Cavidade em dentina preparada com peça de mão. Efeito do jactamento na dentina com micropartículas a diferentes distâncias: B (2 mm); C (4 mm); D (6 mm); E (8 mm); F (10 mm). (MEV). (Chinelatti *et al.*, 2007)

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

Não está descrito na literatura um protocolo padronizado relativamente a variáveis como o tempo de tratamento, a distância do jacto abrasivo ao substracto ou mesmo o tamanho das partículas. No entanto, verificam-se alterações físicas na superfície do substracto quando se utilizam partículas de óxido de alumínio com uma granulometria entre 20-50 μm de diâmetro, durante 4 a 10 segundos e a uma distância entre 5 a 10 mm (Özcan & Vallitu, 2003; Chinelatti *et al.*, 2007; D’Arcangelo & Vanini, 2007; Attia, 2010; Nandini, 2010).

Por tudo o que foi referido anteriormente, é recomendado asperizar e limpar sempre a superfície da restauração indirecta através do jactamento, antes da sua cimentação ao dente (Lucena-Martín *et al.*, 2001; Soares *et al.*, 2004; D’Arcangelo & Vanini, 2007).

6.2.2 Aplicação de Óxido de Alumínio no Dente

A utilização de partículas abrasivas no jactamento do esmalte e da dentina e na formação da camada híbrida foi descrita pela primeira vez por Black em 1945. No entanto, esta técnica foi abandonada porque era difícil obter as preparações cavitárias requeridas na altura e devido ao elevado custo económico (Chinelatti *et al.*, 2007).

Estudos verificaram que o jactamento com partículas abrasivas na superfície do esmalte e da dentina provoca uma superfície ampla rugosa e irregular e melhora a sua molhabilidade para o sistema adesivo (Chinelatti *et al.*, 2007).

Na técnica IDS, Magne *et al.* sugeriram que a camada adesiva deve ser limpa meticulosamente com um jacto de micropartículas abrasivas de óxido de alumínio com 27 μm , antes da cimentação, com o objectivo de remover completamente o cimento temporário e criar uma superfície áspera e irregular. Também foi referida a aplicação de pedra-pomes ou de uma broca diamantada a baixa velocidade, contudo foi demonstrado que o jacto com partículas de óxido de alumínio confere uma limpeza das superfícies mais homogénea do que a pedra-pomes (Dillenburg, Soares, Paranhos, Spohr, Loguercio & Burnett, 2009; Falkensammer *et al.*, 2014) (Figura 12).

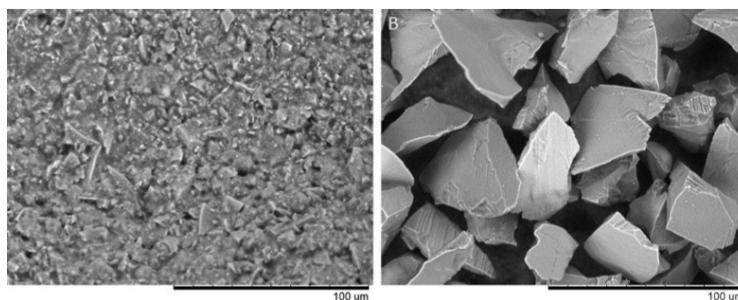


Figura 12 - Pedra-pomes (A) e partículas de óxido de alumínio silicatizadas (B). (MEV, 1000x). (Falkensammer *et al.*, 2014)

Segundo Falkensammer *et al.* (2014), nos 50 µm de espessura do adesivo previamente aplicado no selamento da dentina, aproximadamente 30 µm permanecem após o jactamento com partículas de óxido de alumínio.

6.2.3 Partículas de Óxido de Alumínio Silicatizadas

A técnica de recobrimento das partículas de óxido de alumínio com sílica, geralmente com diâmetro de 30 µm, seguida da aplicação de silano provou ser um método eficaz no aumento da resistência adesiva (Alex, 2008).

Os sistemas CoJet™ Sand e Rocatec™ (3M ESPE), constituídos por partículas de óxido de alumínio revestidas com sílica, promovem o impacto das partículas e o aumento da temperatura na superfície, criando depressões e permitindo a incorporação da sílica no substrato. Depois, um composto à base de silano é aplicado na superfície, formando ligações covalentes entre as partículas de sílica e as moléculas de silano (Özcan & Vallittu, 2003; Della Bona, Borba, Benetti & Cecchetti, 2007; Lung & Matinlinna, 2012) (Figura 13).

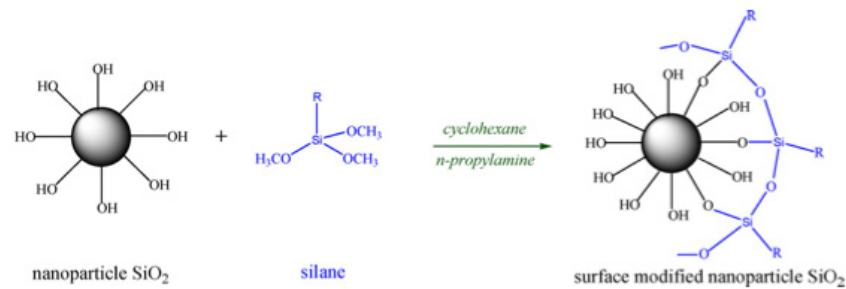


Figura 13 - Esquema representativo da reacção entre as moléculas de silano e as superfícies revestidas por sílica. (Karabela & Sideridou, 2011)

Os altos valores de adesão associados aos sistemas revestidos por sílica são explicados por dois mecanismos que melhoram a adesão à resina composta: a rugosidade da superfície, resultante do jacto abrasivo, que aumenta a superfície disponível para a retenção micromecânica e a silicatização da superfície que promove uma melhoria na adesão química entre o silano e o substrato. (Özcan & Vallittu, 2003; Soares *et al.*, 2004; Della Bona *et al.*, 2007) (Figura 14).

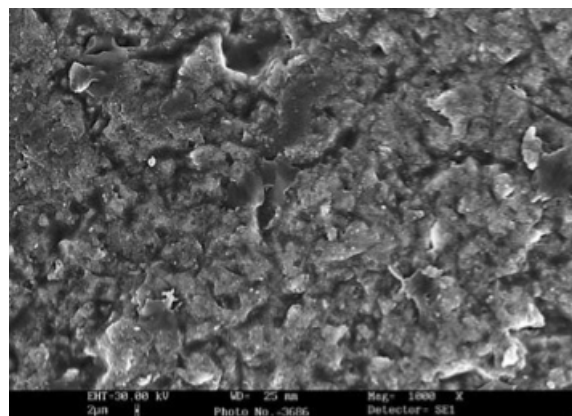


Figura 14 - Superfície de resina composta jactada e silanizada (MEV, 1000x). (D'Arcangelo & Vanini, 2007)

Até hoje, nenhum outro método provou melhores resultados do que o método de revestimento por sílica (Lung & Matinlinna, 2012).

Uma vez que todas as restaurações em resina composta confeccionadas no laboratório são semelhantes, o mesmo tratamento de superfície pode ser aplicado, independentemente da sua composição (Nandini, 2010).

6.3 Silanização

Os silanos são cada vez mais utilizados na Medicina Dentária devido à sua importância nos sistemas de reparação de cerâmicas e na adesão de cerâmicas e resinas compostas à estrutura dentária (Lung & Matinlinna, 2012).

São moléculas bifuncionais constituídas por um ou mais átomos de sílica (Si), contendo um grupo organofuncional, que reage com a matriz orgânica, e três grupos alcoxi hidrolisáveis (Matinlinna, Heikkinen, Özcan, Lassila & Vallittu, 2006; Lung & Matinlinna, 2012).

Para exercerem a sua função de agentes de ligação, os grupos alcoxi devem ser activados através de reacções de hidrólise, formando um grupo silanol (Si-OH). Este grupo reage com a sílica existente no substrato inorgânico da superfície, criando ligações covalentes do tipo O-Si-O entre o silano e o substrato. A porção organofuncional, normalmente um grupo metacrilato, pode ser copolimerizada com os monómeros da porção orgânica das resinas compostas, dos cimentos resinosos ou das resinas adesivas (Matinlinna *et al.*, 2006; Alex, 2008; Lung & Matinlinna, 2012).

O silano utilizado em Medicina Dentária é o 3-metacriloxipropiltrimetoxisilano devido à compatibilidade do seu grupo metacrilato com os dimetacrilatos das resinas compostas (Hooshmand, van Noort & Keshvad, 2004; Lung & Matinlinna, 2012) (Figura 15).

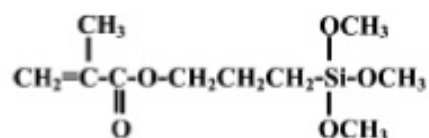


Figura 15 - Estrutura química do 3-metacriloxipropiltrimetoxisilano. (Hooshmand *et al.*, 2004)

Actualmente, os silanos são classificados em dois grupos: os pré-hidrolisados e os não hidrolisados. Os silanos pré-hidrolisados pelo fabricante consistem, normalmente, em 1 a 5% de silano numa solução de água ou álcool, com ácido acético a um pH entre 4 e 5, dispostos num mesmo frasco. Alguns estudos afirmam que estes silanos têm um maior grau de hidrólise e proporcionam uma maior adesão a longo prazo do que os silanos não

hidrolisados. No entanto, têm como desvantagem o seu prazo de validade curto. Assim, se o aspecto do silano for baço ou leitoso, este não deve ser utilizado, uma vez que é um indício de que algum tipo de precipitação possa ter ocorrido.

Os silanos não hidrolisados consistem em silano (não hidrolisado) numa solução de etanol, separada de uma solução aquosa de ácido acético. As duas soluções devem ser misturadas para hidrolisar o silano antes da sua aplicação (Hooshmand *et al.*, 2004; Alex, 2008; Lung & Matinlinna, 2012).

Deve ser aplicada uma quantidade mínima de silano na superfície da cerâmica ou da resina composta, ou seja, não mais do que uma ou duas camadas. A aplicação excessiva pode criar uma camada demasiado espessa e intrinsecamente fraca. Clinicamente, a superfície não deve estar brilhante após a sua aplicação e secagem (Alex, 2008).

Quando o silano é aplicado na superfície da cerâmica ou da resina composta, forma-se uma camada interfásica com três estruturas diferentes: As camadas mais externas são constituídas por oligómeros pequenos e podem ser facilmente removidas por solventes orgânicos ou por água quente ou à temperatura ambiente. Na região mais interna, há um maior número de ligações cruzadas, formando uma rede tridimensional regular e hidroliticamente estável. A remoção das camadas mais externas favorece a adesão, ficando apenas a camada interna, mais estável, ligada quimicamente à superfície do substrato (Hooshmand, van Noort & Keshvad, 2002; Peixoto, Batitucci, Daroz & Sampaio, 2013).

Alguns estudos provaram que o tratamento térmico a 100°C, durante 60 segundos, na superfície tratada com silano aumenta a adesão ao substrato devido à eliminação da água e de outros agentes contaminantes, aumentando o número de locais disponíveis para a superfície rica em sílica reagir com o silano. Além disso, a eliminação completa da água acelera a reacção de condensação que ocorre entre o silano e a sílica, promovendo a formação de ligações covalentes (Hooshmand *et al.*, 2002; Shen, Oh & Williams, 2004; Peixoto *et al.*, 2013).

Os silanos são muito efectivos em promover a adesão em materiais com partículas inorgânicas à base de sílica na sua superfície, como é o caso da resina composta e da maioria das cerâmicas. Por outro lado, os seus componentes orgânicos reactivos ligam-

-se quimicamente às moléculas da matriz de resina, como o Bis-GMA e o TEGMA, encontradas tanto na resina adesiva como no cimento resinoso. Desta forma, actuam como uma ponte que liga os materiais orgânicos e inorgânicos (Soares *et al.*, 2005; Lung & Matinlinna, 2012; Peixoto *et al.*, 2013).

Ao tornarem as superfícies do substracto onde actuam hidrofóbicas, os silanos diminuem a tensão superficial e criam uma maior molhabilidade, permitindo um melhor escoamento da resina adesiva e, conseqüentemente, um maior potencial adesivo (Özcan & Vallitu, 2003; Della Bona, Shen & Anusavice, 2004; Matinlinna *et al.*, 2006; Bacchi *et al.*, 2010).

Os melhores resultados de adesão nas restaurações indirecta em resina composta são conseguidos com a realização de microjacteamto, condicionamento com ácido fosfórico a 37%, silano e sistema adesivo (Lucena-Martín *et al.*, 2001; Masioli *et al.*, 2006).

7. Testes de Microtracção

Os testes de resistência ao cisalhamento (*Shear Bond Strength Test*) foram, durante muitos anos, os testes de eleição para avaliar as forças de adesão dos sistemas adesivos ao esmalte e à dentina. No entanto, nos últimos 15 anos, os testes de microtracção (μ TBS) ganharam relevância nos centros de investigação, uma vez que ultrapassam algumas limitações dos testes tradicionais (Gallusi, Galeano, Libonati, Giuca & Campanella, 2009; Andrade *et al.*, 2010; Lula *et al.*, 2014).

Introduzidos por Sano *et al.*, em 1994, a principal característica destes testes é o tamanho reduzido das amostras, o que promove uma melhor distribuição do *stress* e uma redução da área testada, diminuindo também o número de dentes necessários à investigação, a possibilidade de existirem defeitos originados por fracturas no substracto e permitindo que a força adesiva possa ser medida em pequenas áreas. Desta forma, actualmente, são considerados os testes mais válidos para a avaliação das forças adesivas (Gallusi *et al.*, 2009; Lula *et al.*, 2014).

No entanto, a maioria dos estudos que utilizam o teste de microtracção referem como desvantagem a fractura prematura do palito durante a preparação da amostra. Os procedimentos de preparação das amostras a serem testadas podem originar defeitos estruturais e *cracks*, levando a fracturas precoces que podem influenciar os valores da força adesiva. O esmalte é mais propenso a defeitos estruturais do que a dentina, uma vez que é mais frágil e apresenta um módulo de elasticidade mais baixo (Gallusi *et al.*, 2009).

Os resultados dos testes de microtracção podem ser influenciados por diversos parâmetros relativos à amostra, à interface adesiva, à camada adesiva e ao substracto. Devem também ser considerados aspectos como a inclusão de amostras que fracturaram precocemente, bem como de *outliers* e a definição de unidades experimentais, quando são comparados resultados de diferentes estudos (Lula *et al.*, 2014).

II. Objectivo

O objectivo deste estudo é:

Avaliar a resistência adesiva (μ TBS) do selamento imediato de dentina mediante diferentes granulometrias de óxido de alumínio e diferentes tempos de exposição ao jacto de óxido de alumínio.

III. Hipóteses de estudo

Hipótese Nula:

A resistência adesiva (μ TBS) do selamento imediato de dentina não é influenciada pelas diferentes granulometrias das partículas de óxido de alumínio e pelos diferentes tempos de exposição às mesmas.

Hipótese Alternativa:

A resistência adesiva (μ TBS) do selamento imediato de dentina é influenciada pelas diferentes granulometrias das partículas de óxido de alumínio e pelos diferentes tempos de exposição às mesmas.

IV. Materiais e Métodos

Vinte e sete molares, extraídos por motivos periodontais ou ortodônticos, sem lesões de cárie e sem restaurações, foram armazenados numa solução de cloramina trihidratada a 0,5% por um período não superior a uma semana e, posteriormente, guardados em água destilada à temperatura de 4°C, segundo a Norma ISO/TS 11405:2003. Os dentes foram distribuídos aleatoriamente em três grupos, segundo a granulometria das partículas de óxido de alumínio utilizadas no seu tratamento de superfície (27 µm, 30 µm (partículas silicatizadas) e 50 µm). Cada um destes grupos foi posteriormente dividido em dois subgrupos, em função do tempo de exposição ao jacto de óxido de alumínio (4 e 10 segundos). O subgrupo correspondente à granulometria de 27 µm, jactada durante 10 segundos foi, por sua vez, subdividido segundo o protocolo de tratamento de superfície da restauração indirecta em resina composta (protocolo de tratamento igual aos restantes subgrupos; sem aquecimento a 100°C após a aplicação do silano; sem aplicação do silano). Esta subdivisão foi estabelecida com o intuito de simular possíveis formas de abordagem clínica (Tabela 1).

Grupo 1 (G1):

G1T1. Partículas de óxido de alumínio de 27 µm (Präparationspulver für KaVo RONDOflex 27 µm - KaVo, Biberach, Germany), aplicadas durante 4 segundos, n=3;

G1T2. Partículas de óxido de alumínio de 27 µm (Präparationspulver für KaVo RONDOflex 27 µm - KaVo, Biberach, Germany), aplicadas durante 10 segundos:

G1T2S1. Protocolo de tratamento de superfície da restauração indirecta em resina composta idêntico aos restantes subgrupos, n=3;

G1T2S2. Protocolo de tratamento de superfície da restauração indirecta em resina composta sem aquecer a 100°C após a aplicação do silano, n=3;

G1T2S3. Protocolo de tratamento de superfície da restauração indirecta em resina composta sem aplicação do silano, n=3;

Grupo 2 (G2):

G2T1. Partículas silicizadas de 30 μ m (CoJet™ Sand - 3M ESPE), aplicadas durante 4 segundos, n=3;

G2T2. Partículas silicizadas de 30 μ m (CoJet™ Sand - 3M ESPE), aplicadas durante 10 segundos, n=3;

Grupo 3 (G3):

G3T1. Partículas de óxido de alumínio de 50 μ m (Korox® 50 - Bego, Bremen, Germany), aplicadas durante 4 segundos, n=3;

G3T2. Partículas de óxido de alumínio de 50 μ m (Korox® 50 - Bego, Bremen, Germany), aplicadas durante 10 segundos, n=3;

Grupo Controlo (GC):

Sem aplicação da técnica IDS e sem jactamento do dente com partículas de óxido de alumínio, n=3.

A cada dente foram removidos os restos de tecido orgânico, com uma cureta cirúrgica, e foram colados a um suporte acrílico com cera colante (Sticky Wax, Kement, Wiltshire, England). Cortaram-se as raízes 2 mm abaixo da junção amelo-cementária com uma lâmina diamantada do micrótomo de tecidos duros Accutom-50 (Struers A/S, Ballerup, Denmark), a baixa rotação e irrigado com água (Figura 16 e Figura 28).

O tecido orgânico existente na câmara pulpar foi limpo e o espaço anteriormente ocupado pela polpa foi preenchido com cola de cianoacrilato (Zapit®, Dental Ventures of America, Corona, CA, USA) (Figura 16).

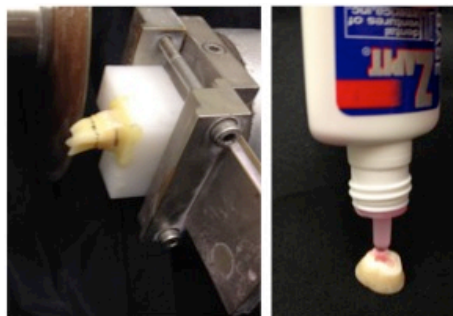


Figura 16 - Corte das raízes no micrótomo e preenchimento da câmara pulpar com cola de cianoacrilato.

A dentina média dos molares foi exposta através de um corte paralelo à face oclusal, através de uma lâmina diamantada de um micrótopo de tecidos duros Accutom-50 (Struers A/S, Ballerup, Denmark), a baixa rotação e irrigado com água (Figura 28).

A *smear layer* foi criada através do polimento da dentina 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 17).

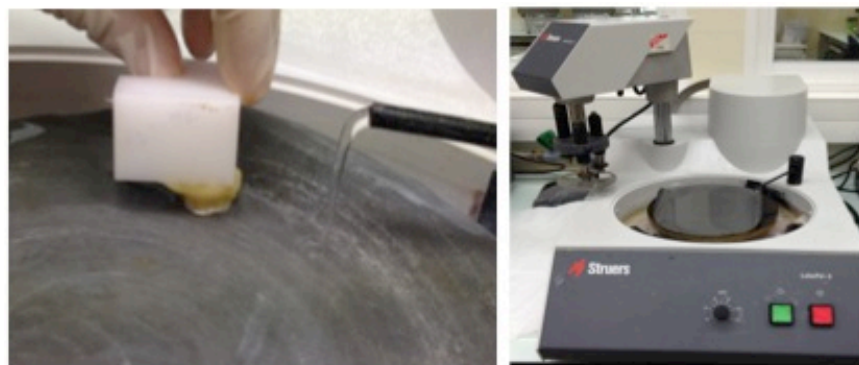


Figura 17 - Formação de *smear layer* com disco de papel abrasivo SiC de grão 600 e máquina polidora LaboPol-4 (Struers A/S, Ballerup, Denmark).

Depois de exposta a dentina média, todos os grupos excepto o grupo controlo (GC), foram submetidos ao selamento imediato de dentina (técnica IDS), utilizando um sistema adesivo *etch and rinse* de 4ª geração (Optibond™ FL (Kerr)): foi feito o condicionamento ácido da dentina durante 15 segundos com ácido ortofosfórico a 37,5%, lavado abundantemente com água durante 20 segundos, secou-se levemente por 5 segundos, aplicou-se o *primer* (Optibond™ FL (Kerr), *bottle 1*) com um aplicador descartável em toda a face oclusal dos dentes, durante 20 segundos, secou-se durante 5 segundos e aplicou-se activamente o adesivo (Optibond™ FL (Kerr), *bottle 2*), também com a ajuda de um aplicador descartável, durante 15 segundos. O adesivo foi fotopolimerizado durante 20 segundos com o fotopolimerizador Optilux 501 (Kerr, Orange, USA), com uma intensidade mínima de 500 mW/cm^2 , controlada a cada dez 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, a fim de fotopolimerizar a camada inibida pelo oxigénio (Magne, Boff, Oderich & Cardoso, 2012a) (Figura 18).

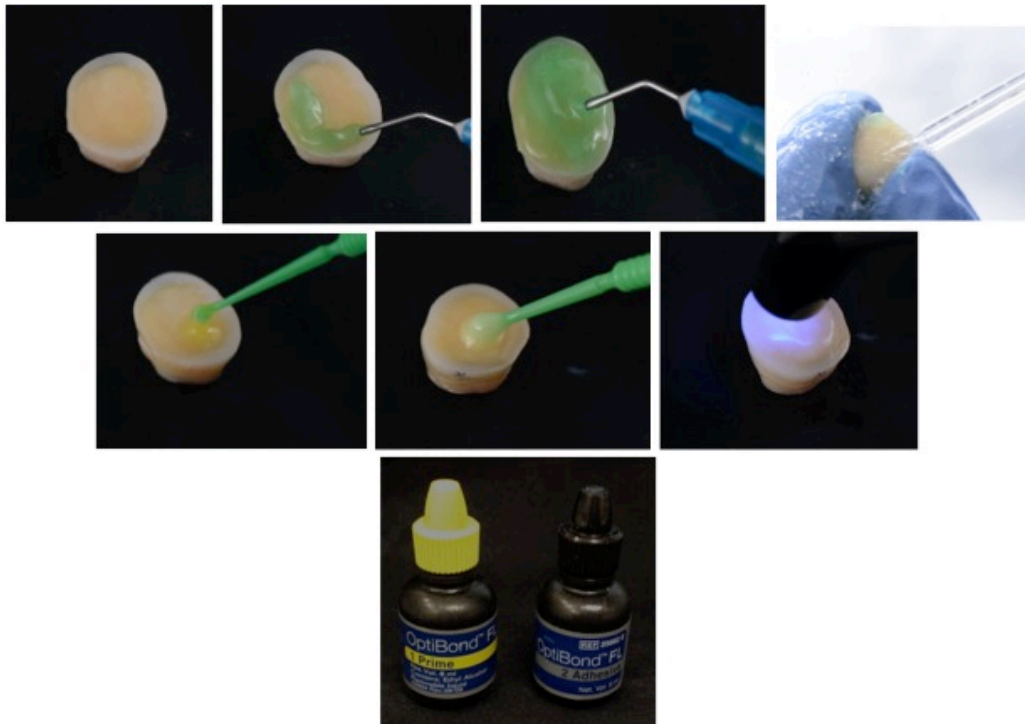


Figura 18 - Esquemática do protocolo da técnica IDS com o sistema adesivo Optibond™ FL (Kerr).

Os dentes foram imersos, durante 24 horas, em água destilada numa estufa (Memmert INE 400, Memmert, Germany) à temperatura de 37°C.

Simultaneamente, vinte e sete discos, simulando restaurações indirectas em resina composta, foram confeccionados, com o auxílio de um cilindro de aço inoxidável de 12 mm de diâmetro, calibrado de 2 em 2 mm até 6 mm e da resina composta Filtek Supreme XTE (3M ESPE), na cor A1 body, fotopolimerizada em três incrementos de 2 mm cada, com o fotopolimerizador Optilux 501 (Kerr, Orange, USA), a uma intensidade mínima de 500 mW/cm², medida a cada dez utilizações com o radiómetro Optilux Radiometer (Kerr, Orange, USA), durante 40 segundos. O último incremento foi coberto e comprimido com uma folha de acetato de forma a obter uma superfície lisa. Após a remoção da peça do cilindro, as superfícies foram fotopolimerizadas durante 20 segundos. A superfície do topo foi regularizada e polida com um disco de lixa de carborundum com grão de 320 (Buehler Carbimet 2 320/400P, Lake Bluff, IL, USA), sob água corrente durante 60 segundos (Figura 19).

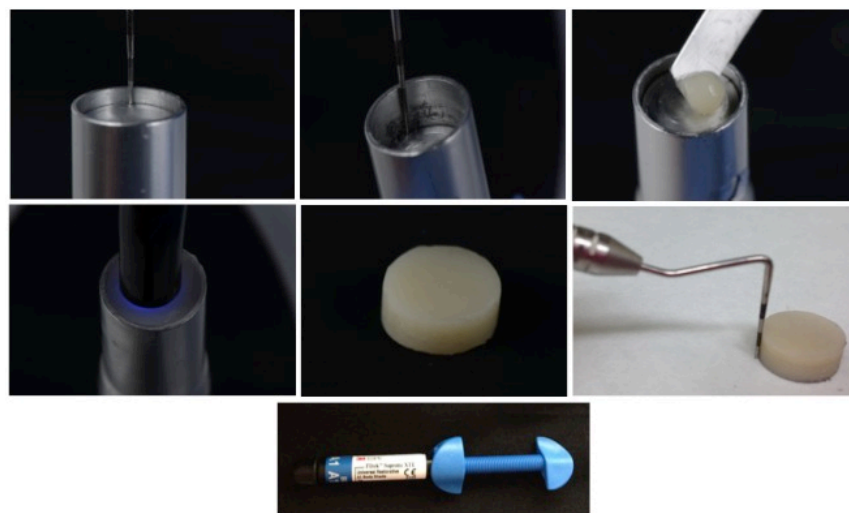


Figura 19 - Esquema de confecção dos discos de resina composta Filtek™ Supreme XTE (3M ESPE).

Passadas as 24 horas, todos os dentes, excepto os pertencentes ao grupo controlo (GC), foram jacteados com partículas de óxido de alumínio com o jacto 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 e a uma pressão de 4-8 bars (Figura 20). O tempo de exposição foi controlado com o temporizador D-Lux Timer (Jorc, Heerlen, Netherlands).

Em todos os grupos foi feito condicionamento ácido com ácido fosfórico a 37,5% durante 30 segundos na superfície do dente, lavou-se abundantemente durante 20 segundos e secou-se minuciosamente. Aplicou-se o adesivo (Optibond™ FL (Kerr), bottle 2) durante 20 segundos, sem fotopolimerizar (Magne *et al.*, 2012a) (Figura 20).

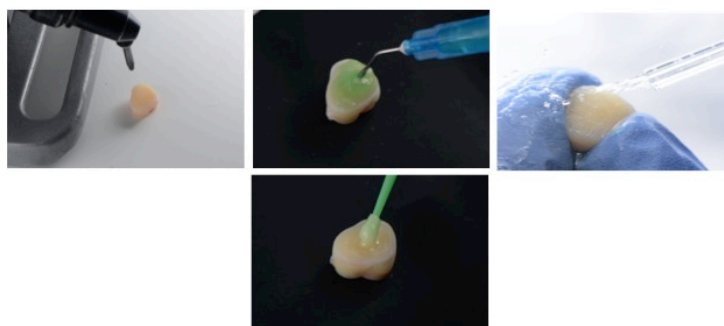


Figura 20 - Esquematização do método de preparação de superfície da estrutura dentária.

O tratamento de superfície de todos os discos de resina composta foi realizado através do jactamento da superfície com partículas de óxido de alumínio de 27 μm , durante 10

segundos, controlados pelo temporizador D-Lux Timer (Jorc, Heerlen, Netherlands), a 10 mm de distância perpendicularmente ao disco com uma pressão de 4-8 bars (Figura 21), seguido de limpeza através da aplicação de com ácido fosfórico a 37,5% durante 60 segundos na superfície, lavagem durante 20 segundos e posterior colocação dos discos num recipiente com água destilada levado à cuba de ultrassons Quantrex 310 (L&R Ultrasonics, Kearny, New Jersey, USA) durante 2,5 minutos. Secou-se bem durante 5 segundos (Magne *et al.*, 2012a) (Figura 23).



Figura 21 - Esquematização do jactamento dos discos de resina composta com partículas de óxido de alumínio (padronização da distância e do tempo de exposição).



Figura 22 - Partículas de óxido de alumínio silicizadas CoJet™ Sand (3M ESPE).

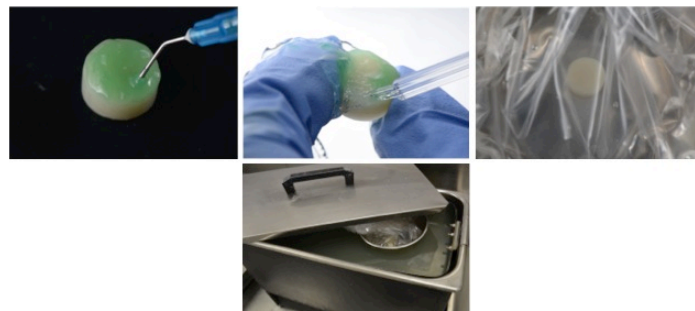


Figura 23 - Esquematização do processo de limpeza da superfície dos discos de resina composta.

Aplicou-se o silano ESPE™ Sil Silane Coupling Agent (3M ESPE) com um aplicador descartável durante 1 minuto, seguido de aquecimento a aproximadamente 100°C na máquina de vácuo Machine III Vacuum Former (T&S Dental & Plastics Inc,

Myerstown, USA), calibrada com o termómetro Fluke 63 Infrared Thermometer (Fluke, Everett, Washington, USA) durante 1 minuto em todos os grupos, excepto no G1T2S2 e G1T2S3 (Magne *et al.*, 2012a) (Figura 24).

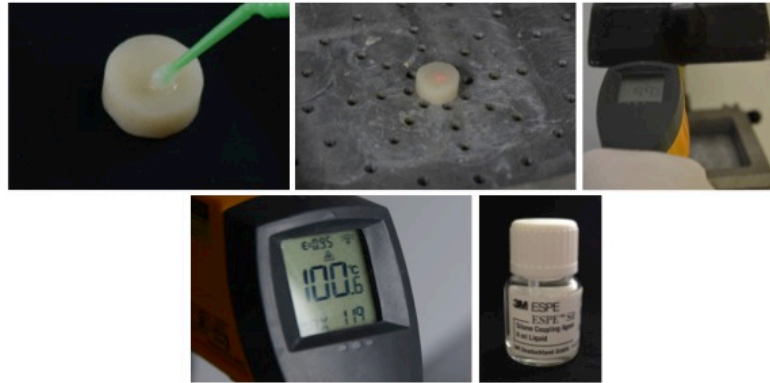


Figura 24 - Esquemática da aplicação do silano ESPE™ Sil Silane Coupling Agent (3M ESPE) e posterior aquecimento a, aproximadamente, 100°C.

No grupo G1T2S2 foi aplicado silano mas não se procedeu ao tratamento térmico a 100°C e no grupo G1T2S3 não foi aplicado silano e, conseqüentemente, os discos não foram aquecidos a 100°C.

Seguidamente, aplicou-se o adesivo (Optibond™ FL (Kerr), *bottle 2*) na superfície de todos os discos de resina composta, com um aplicador descartável, durante 20 segundos, previamente à cimentação da peça (Magne *et al.*, 2012a) (Figura 25).

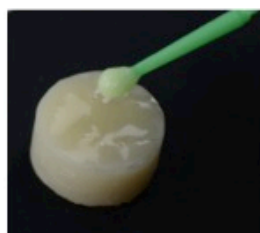


Figura 25 - Aplicação do adesivo Optibond™ FL (Kerr) na superfície do disco de resina composta.

Todos os procedimentos de tratamento de superfície aplicados aos discos de resina composta estão esquematizados na Figura 26.

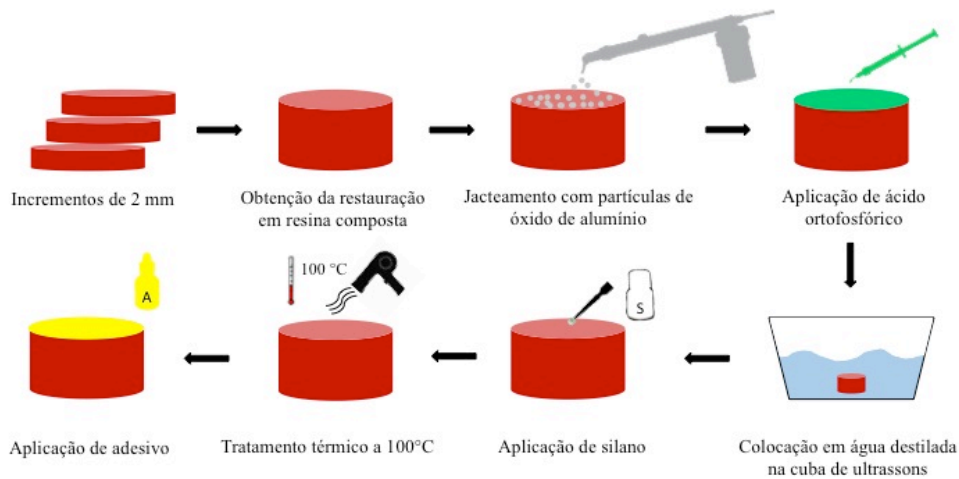


Figura 26 - Esquema representativo do procedimento de tratamento de superfície dos discos de resina composta. Adesivo (A); Silano (S).

Os discos de resina composta foram cimentados aos dentes com resina composta Z100TM MP Restorative (3M ESPE), na cor A2, pré-aquecida a 55°C no forno ENA Heat (Micerium S.p.A., Avegno, Ge, Italy), com uma pressão constante e vertical de aproximadamente 750g e, após remoção dos excessos de resina composta, foram fotopolimerizados com o fotopolimerizador Optilux 501 (Kerr, Orange, USA), com uma intensidade mínima de 500 mW/cm², controlada com o radiômetro Optilux Radiometer (Kerr, Orange, USA), durante 60 segundos, 20 segundos por cada lado, repetindo três vezes. Todas as margens foram cobertas por uma camada de glicerina líquida (Produtos Sodacasa, A.M.C. Cunha, Lda., Portugal) antes do último ciclo de fotopolimerização (Magne *et al.*, 2012a) (Figura 27).

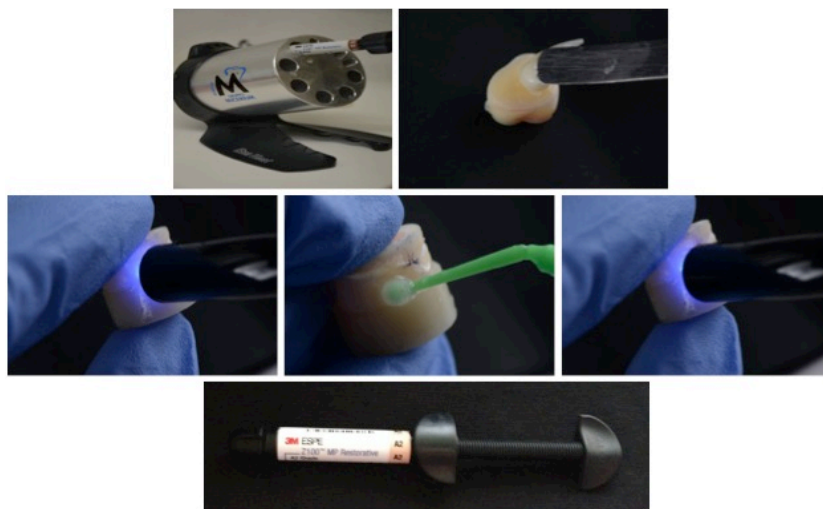


Figura 27 - Esquemática da cimentação do disco de resina composta ao dente com a resina composta pré-aquecida Z100TM MP Restorative (3M ESPE).

Os dentes foram novamente imersos em água destilada, durante 24 horas, numa estufa (Memmert INE 400; Memmert, Germany) à temperatura de 37°C.

A superfície oclusal da restauração correspondente à dentina foi pintada com caneta de acetato a fim de se distinguir, em cada palito, se provém da área correspondente ao esmalte ou à dentina (Figura 29).

Posteriormente, as amostras foram seccionadas com uma lâmina diamantada a baixa velocidade, nas direcções X e Y, irrigadas por água, de forma a obter palitos com uma secção transversal de $1\pm 0,2 \text{ mm}^2$ (Figura 28). Os palitos foram colados individualmente a um *jig* de aço inoxidável de Geraldeli com o auxílio de cola de cianoacrilato (Zapit, Dental Ventures of America, Corona, CA, USA). Os palitos foram testados em tensão até ocorrer fractura a uma velocidade de 0,5 mm/min, numa máquina de testes universal (Shimadzu Autograph AG-IS, Kyoto, Japan) (Figura 29 e Figura 30).



Figura 28 - Micrótopo Accutom-50 (Struers A/S, Ballerup, Denmark).



Figura 29 - Esquema de corte dos palitos com uma secção transversal de $1\pm 0,2 \text{ mm}^2$.

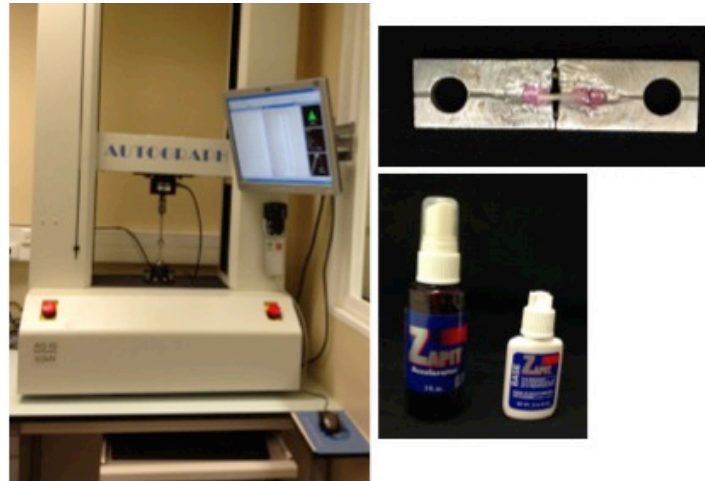


Figura 30 - Máquina de testes Universal AG-IS (Shimadzu, Kyoto, Japan) (esq.) e palito fixo a um *jig* de Geraldeli para teste de microtração através da cola de cianoacrilato (dir.)

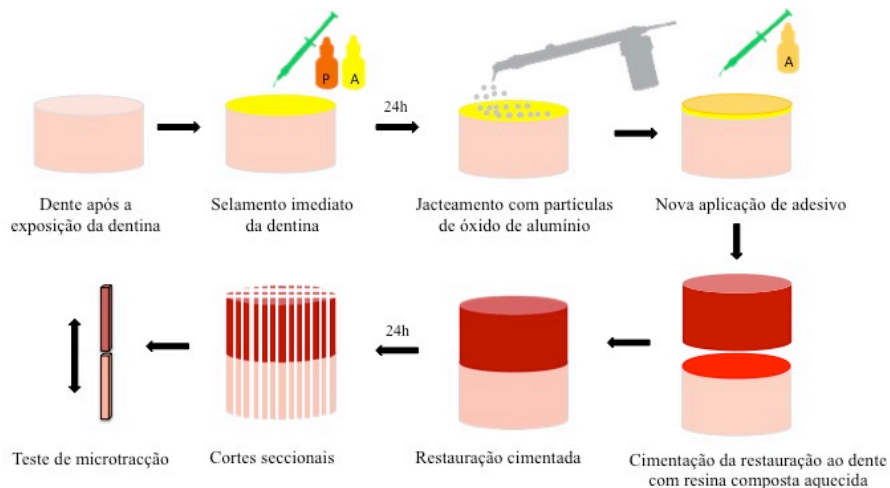


Figura 31 - Esquema representativo dos procedimentos de preparação da superfície dentária aplicados antes da cimentação da restauração, cimentação e representação do teste de microtração. Primer (P); Adesivo (A).

A área dos palitos foi calculada através das medições do comprimento e largura dos fragmentos resultantes da fractura de cada palito, com uma craveira digital StormTM (Central Tools Inc., Cranston, USA) (Figura 32). As forças de microtração, expressas em MPa, foram calculadas através da divisão da força aplicada no momento da fractura (KN) pela área da superfície aderida (mm²).

As fracturas foram analisadas sob um microscópio óptico com ampliação de 20x (Leica ATC 2000, Reichert Inc., Buffalo, NY, USA) (Figura 32) e classificadas de acordo com o local onde ocorreram: Fractura Adesiva, se ocorreu ao nível da interface adesiva; Fractura Coesiva na resina composta ou na dentina, se ocorreu exclusivamente na resina

composta ou na dentina, respectivamente e Fractura Mista, se ocorreu ao nível da interface adesiva e dentina e/ou resina composta (Andrade *et al.*, 2010) (Figura 33).



Figura 32 - Craveira digital Storm™ (Central Tools Inc., Cranston, USA) (esq.) e microscópio óptico Leica ATC 2000 (Reichert Inc., Buffalo, NY, USA) (dir.)

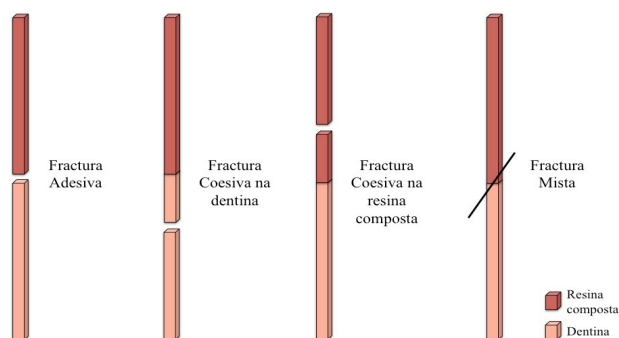


Figura 33 - Esquema representativo dos tipos de fractura.

Grupo	G1				G2		G3		GC
IDS	SIM				SIM		SIM		NÃO
Partículas de óxido de alumínio na superfície dentária	27 µm				30 µm		50 µm		—
Tempo de exposição	4 segundos	10 segundos			4 segundos	10 segundos	4 segundos	10 segundos	—
	G1T1				G2T1	G2T2	G3T1	G3T2	
Silanização da restauração indirecta em resina composta	Silano + Aquecer a 100°C	Silano + Aquecer a 100°C	Silano + sem aquecer a 100°C	Sem silano	Silano + Aquecer a 100°C	Silano + Aquecer a 100°C	Silano + Aquecer a 100°C	Silano + Aquecer a 100°C	Silano + Aquecer a 100°C
		G1T2S1	G1T2S2	G1T2S3					

Tabela 1 - Protocolo laboratorial esquematizado.

Análise estatística

Fixou-se como referência para aceitar ou rejeitar a hipótese nula um nível de significância (α) $\leq 0,05$. Para testar as diferenças na resistência adesiva entre os grupos expostos durante 4 segundos e a 10 segundos usou-se o teste t de Student pois estamos a comparar dois grupos e a variável dependente é de tipo quantitativo. Para comparar a diferença na resistência adesiva entre os grupos, dentro do grupo exposto durante 10 segundos e, depois, no grupo exposto durante 4 segundos, usou-se o teste Anova One-Way pois estamos a comparar mais de dois grupos e a variável dependente é de tipo quantitativo. Os pressupostos destes testes, nomeadamente o pressuposto de normalidade de distribuição e o pressuposto de homogeneidade de variâncias foram analisados com os testes de Kolmogorov-Smirnov e o teste de Levene, respectivamente. Nas situações em que a dimensão da amostra era superior a 30 aceitou-se a normalidade de distribuição de acordo com o teorema do limite central. Nas situações em que, na Anova, o pressuposto de homogeneidade de variâncias não se encontrava satisfeito e o número de observações em cada grupo não era igual, usou-se a Anova com correcção de Welch.

Para testar a relação entre as fracturas e os grupos usou-se o teste de independência do Qui-quadrado pois estamos a relacionar duas variáveis de tipo qualitativo. O pressuposto do Qui-quadrado de que não deve haver mais do que 20,0% das células com frequências esperadas inferiores a 5 foi analisado. Quando este pressuposto não se encontrava satisfeito usou-se, em alternativa ao Qui-quadrado, o teste exacto de Fisher. As diferenças foram analisadas com os resíduos ajustados estandardizados.

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

V. Resultados

Análise da Resistência Adesiva

1. Comparação da resistência adesiva entre diferentes granulometrias de partículas de óxido de alumínio aplicadas durante 4 segundos (T1)

Nos grupos submetidos a um tempo de exposição ao óxido de alumínio durante 4 segundos, a resistência adesiva varia significativamente em função da granulometria das partículas, $F(2, 127) = 4,946$, $p = ,009$ (Tabela 2). A análise do teste de comparação múltipla *a posteriori* de *Tukey* (Tabela 3) indica-nos que as diferenças significativas se encontram entre o grupo G2T1 e o G3T1, sendo que o primeiro apresenta maior resistência adesiva (53,31 MPa *versus* 39,50 MPa) (Tabela 4 e Gráfico 1).

Conforme descrito, foram encontradas as seguintes diferenças estatisticamente significativas:

	Estatística	gl1	gl2	Sig.
Welch	4,946	2	127	,009**

** $p \leq 0,01$

Tabela 2 - Anova de Welch: Tempo de exposição 4 segundos (T1).

Grupos	N	Subset for alpha = 0.05	
		1	2
G3T1	44	39,50	
G1T1	40	42,27	42,27
G2T1	46		53,31
Sig.		,829	,055

Tabela 3 - Teste de comparação múltipla de *Tukey*: Tempo de exposição 4 segundos (T1).

	G1		G2		G3		Sig.
	M	Dp	M	Dp	M	Dp	
MPa T1	42,27	20,36	53,31	23,89	39,50	21,40	,009**

** $p \leq 0,01$

Tabela 4 - Comparação dos valores de resistência adesiva (MPa) entre os grupos submetidos a diferentes granulometrias de partículas de óxido de alumínio durante 4 segundos (T1): Média (M) e Desvio-padrão (Dp). G1- 27 μ m; G2 – 30 μ m; G3 - 50 μ m.

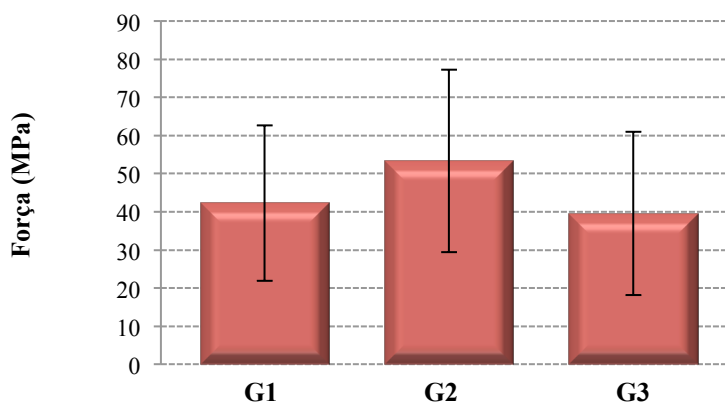


Gráfico 1 - Resistência adesiva (MPa) e desvio-padrão - Tempo de exposição 4 segundos (T1). G1- 27 μ m; G2 – 30 μ m; G3 - 50 μ m.

2. Comparação da resistência adesiva entre diferentes granulometrias de partículas de óxido de alumínio aplicadas durante 10 segundos (T2)

Nos grupos submetidos a um tempo de exposição ao óxido de alumínio durante 10 segundos, a resistência adesiva varia significativamente em função da granulometria das partículas, $F(2, 123) = 10,624$, $p = ,000$ (Tabela 5). A análise do teste de comparação múltipla *a posteriori* de *Tukey* (Tabela 6) indica-nos que as diferenças significativas se encontram entre o grupo G2T2 e os grupos G1T2 e G3T2, sendo que o primeiro apresenta maior resistência adesiva (60,27 MPa *versus* 43,27 MPa e 41,19 MPa, respectivamente) (Tabela 7 e Gráfico 2).

Conforme decrito, foram encontradas as seguintes diferenças estatisticamente significativas:

	Estatística	gl1	gl2	Sig.
Welch	10,624	2	123	,000***

*** $p \leq 0,01$

Tabela 5 - Anova de Welch: Tempo de exposição 10 segundos (T2).

Grupos	N	Subset for alpha = 0.05	
		1	2
G3T2	50	41,19	
G1T2	37	43,27	
G2T2	39		60,27
		,890	1,000

Tabela 6 - Teste de comparação múltipla de *Tukey*: Tempo de exposição 10 segundos (T2).

	G1		G2		G3		Sig.
	M	Dp	M	Dp	M	Dp	
MPa T2	43,27	21,06	60,27	17,84	41,19	22,17	,000***

*** $p \leq 0,01$

Tabela 7 - Comparação dos valores de resistência adesiva (MPa) entre os grupos submetidos a diferentes granulometrias de partículas de óxido de alumínio durante 10 segundos: Média (M) e Desvio-padrão (Dp). G1- 27 μm ; G2 - 30 μm ; G3 - 50 μm .

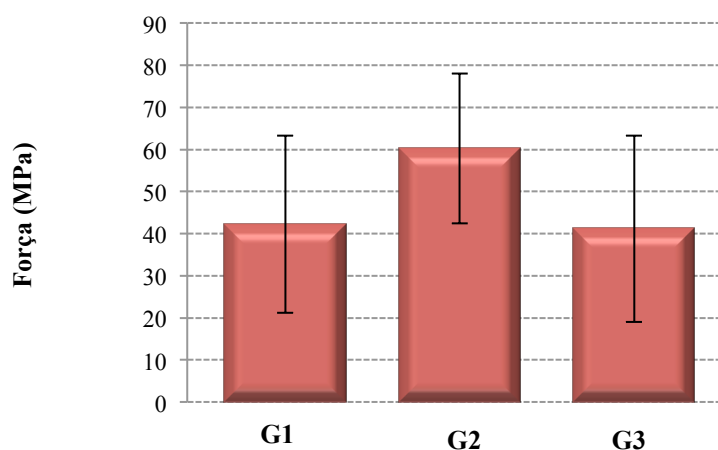


Gráfico 2 - Resistência adesiva (MPa) e desvio-padrão - Tempo de exposição 10 segundos (T2). G1- 27 μm ; G2 - 30 μm ; G3 - 50 μm .

3. Comparação da resistência adesiva entre tempos de exposição a 4 segundos (T1) versus 10 segundos (T2)

A resistência adesiva é mais elevada nos grupos expostos durante 10 segundos do que durante 4 segundos, independentemente da granulometria das partículas de óxido de alumínio utilizadas (G1: 43,27 MPa *versus* 42,27 MPa); (G2: 60,27 MPa *versus* 53,31 MPa); (G3: 41,19 MPa *versus* 39,50 MPa, respectivamente), embora as diferenças não sejam estatisticamente significativas ($p>0,05$) (Tabela 8).

	T1		T2		Sig.
	M	Dp	M	Dp	
G1	42,27	20,36	43,27	21,06	,833
G2	53,31	23,89	60,27	17,84	,138
G3	39,50	21,40	41,19	22,17	,710

Tabela 8 - Comparação dos valores de resistência adesiva (MPa) entre os tempos de exposição às partículas durante 4 segundos (T1) e 10 segundos (T2): Média (M) e Desvio-padrão (Dp). G1- 27 μ m; G2 - 30 μ m; G3 - 50 μ m.

No gráfico 3 pode ser observada a distribuição, por grupo, dos valores médios de resistência adesiva e comparação entre o grupo exposto durante 4 segundos (T1) e 10 segundos (T2).

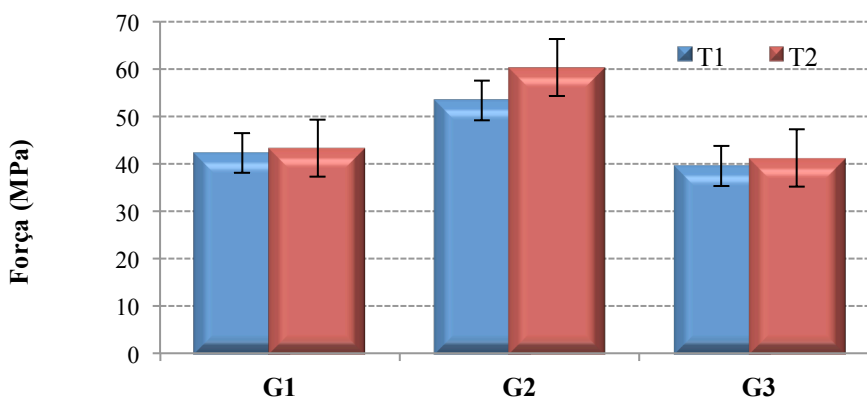


Gráfico 3 - Resistência adesiva (MPa) e desvio-padrão - 4 segundos (T1) *versus* 10 segundos (T2). G1- 27 μ m; G2 - 30 μ m; G3 - 50 μ m.

4. Comparação da resistência adesiva entre grupos submetidos à técnica IDS (G1, G2, G3) e grupo controlo (GC)

A resistência adesiva varia significativamente conforme o método de preparação de superfície da estrutura dentária, $F(3, 301) = 16,902$, $p = ,000$ (Tabela 9). A análise do teste de comparação múltipla *a posteriori* de *Tukey* (Tabela 10) indica-nos que as diferenças significativas se encontram entre o grupo GC e os grupos G1, G2 e G3, sendo que o primeiro apresenta menor resistência adesiva (29,62 MPa *versus* 42,75 MPa, 56,50 MPa e 40,40 MPa, respectivamente). As diferenças entre o grupo G2 e os grupos G1, G3 e GC também são estatisticamente significativas, sendo que o primeiro apresenta maior resistência adesiva (56,50 MPa *versus* 42,75 MPa, 40,40 MPa e 29,62 MPa, respectivamente) (Tabela 11 e Gráfico 4).

Conforme descrito, foram encontradas as seguintes diferenças estatisticamente significativas:

	Estatística	gl1	gl2	Sig.
Welch	16,902	3	301	,000***

*** $p \leq 0,01$

Tabela 9 - Anova de Welch: Método de preparação de superfície da estrutura dentária.

Grupos	N	Subset for alpha = 0.05		
		1	2	3
GC	49	29,62		
G3	94		40,40	
G1	77		42,75	
G2	85			56,50
Sig.		1,000	,920	1,000

Tabela 10 - Teste de comparação múltipla de *Tukey*: Método de preparação de superfície da estrutura dentária.

	GC		G1		G2		G3		Sig.
	M	Dp	M	Dp	M	Dp	M	Dp	
MPa	29,62	25,81	42,75	20,57	56,50	21,49	40,40	21,71	,000***

*** $p \leq 0,01$

Tabela 11 - Comparação dos valores de resistência adesiva (MPa) entre os grupos submetidos à técnica IDS (G1- 27 μ m; G2 – 30 μ m; G3 – 50 μ m) e o grupo controlo (GC): Média (M) e Desvio-padrão (Dp).

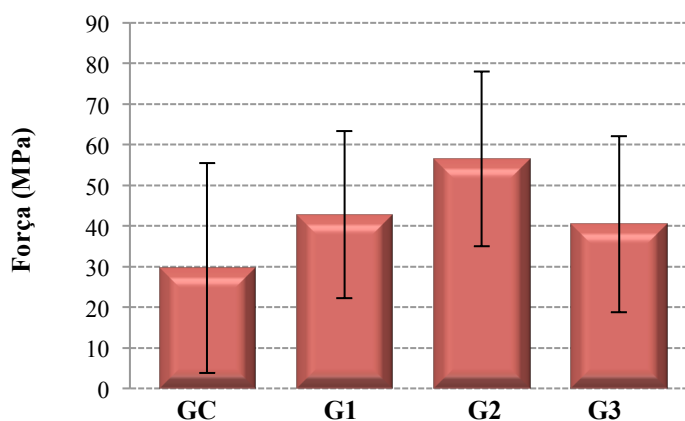


Gráfico 4 - Resistência adesiva (MPa) e desvio-padrão - Método de preparação de superfície da estrutura dentária. GC – grupo controlo; G1- 27 μ m; G2 – 30 μ m; G3 - 50 μ m.

5. Comparação da resistência adesiva entre os diferentes tratamentos de superfície das restaurações indirectas em resina composta

A resistência adesiva varia significativamente conforme o método de tratamento de superfície da restauração indirecta, $F(2, 139) = 4,353$, $p = ,015$ (Tabela 12). A análise do teste de comparação múltipla *a posteriori* de Tukey (Tabela 13) indica-nos que as diferenças significativas se encontram entre o grupo G1T2S1 e o grupo G1T2S3, sendo que o primeiro apresenta maior resistência adesiva (43,27 MPa *versus* 33,12 MPa) (Tabela 14 e Gráfico 5).

De acordo com o descrito, foram encontradas as seguintes diferenças estatisticamente significativas:

	Estatística	gl1	gl2	Sig.
Welch	4,353	2	139	,015*

* $p \leq 0,05$

Tabela 12 - Anova de Welch: Método de tratamento de superfície da restauração indirecta.

Grupos	N	Subset for alpha = 0.05	
		1	2
G1T2S3	55	33,12	
G1T2S2	50	37,35	37,35
G1T2S1	37		43,27
Sig.		,423	,189

Tabela 13 - Teste de comparação múltipla de *Tukey*: Método de tratamento de superfície da restauração indirecta.

	G1T2S1		G1T2S2		G1T2S3		Sig.
	M	Dp	M	Dp	M	Dp	
MPa T2	43,27	21,06	37,35	14,95	33,12	13,20	,015*

* $p \leq 0,05$

Tabela 14 - Comparação dos valores de resistência adesiva (MPa) entre os grupos submetidos a diferentes tratamentos de superfície da restauração indirecta: Média (M) e Desvio-padrão (Dp). S1 – tratamento de superfície igual aos grupos anteriores; S2 – sem aquecimento a 100°C; S3 – sem silano.

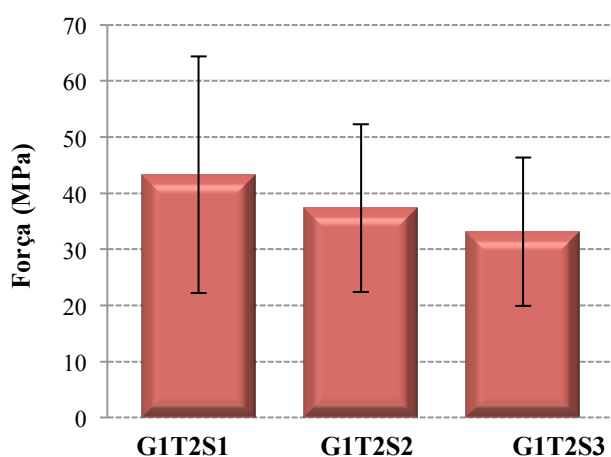


Gráfico 5 - Resistência adesiva (MPa) e desvio-padrão - Método de tratamento de superfície da restauração indirecta. S1 – tratamento de superfície igual aos grupos anteriores; S2 – sem aquecimento a 100°C; S3 – sem silano.

Análise de fractura

1. Comparação entre diferentes granulometrias de partículas de óxido de alumínio aplicadas durante 4 segundos (T1)

A relação entre o tipo de fractura e os grupos expostos durante 4 segundos (T1) às diferentes granulometrias não é estatisticamente significativa, $\chi^2(6) = 7,499$, $p = 0,282$. O tipo de fractura é relativamente semelhante nos três subgrupos (Gráfico 6).

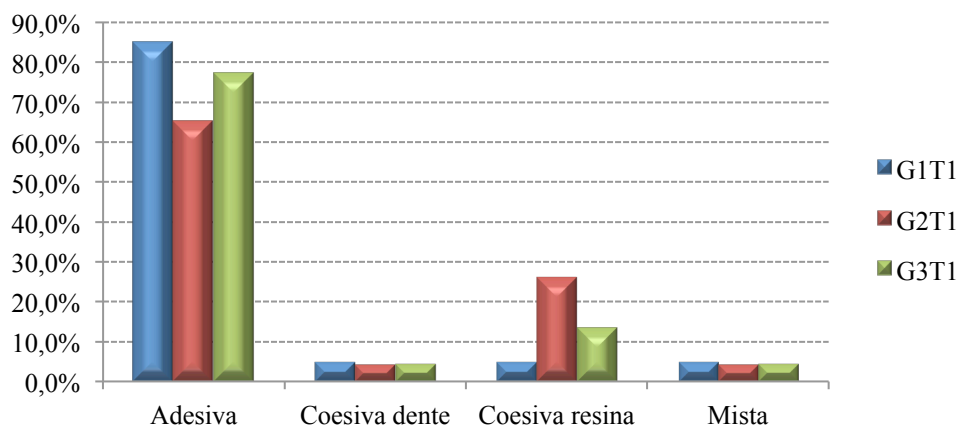


Gráfico 6 - Análise do tipo de fractura nos grupos de tempo de exposição 4 segundos (T1). G1 - 27 μ m; G2 - 30 μ m; G3 - 50 μ m.

2. Comparação entre diferentes granulometrias de partículas de óxido de alumínio aplicadas durante 10 segundos (T2)

A relação entre o tipo de fractura e os grupos expostos durante 10 segundos (T2) às diferentes granulometrias não é estatisticamente significativa, $\chi^2(6) = 3,217$, $p = 0,800$. O tipo de fractura é relativamente semelhante nos três subgrupos (Gráfico 7).

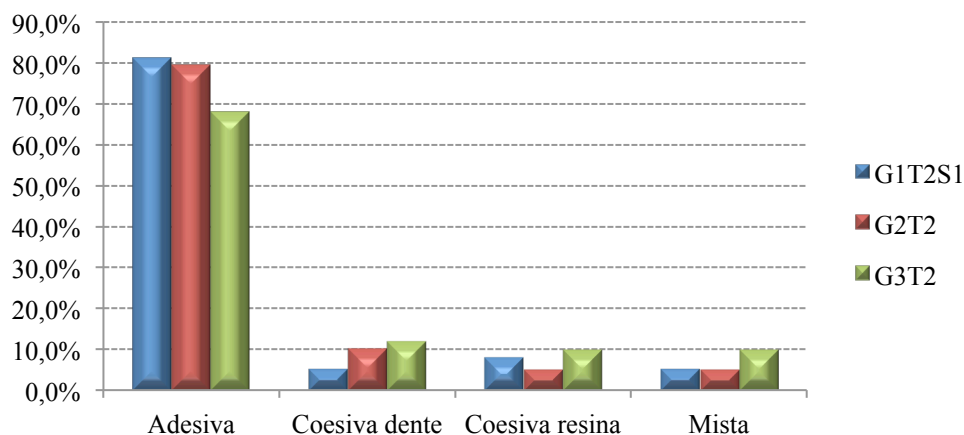


Gráfico 7 - Análise do tipo de fractura nos grupos de tempo de exposição 10 segundos (T2). G1 - 27 µm; G2 - 30 µm; G3 - 50 µm.

3. Comparação entre diferentes tempos de exposição nos grupos submetidos a partículas de 27 µm (G1)

A relação entre o tipo de fractura e os grupos expostos durante 4 segundos (T1) e 10 segundos (T2) a partículas de óxido de alumínio de 27 µm (G1) não é estatisticamente significativa, $\chi^2 (3) = 0,334$, $p = 0,951$. O tipo de fractura é semelhante nos dois subgrupos (Gráfico 8).

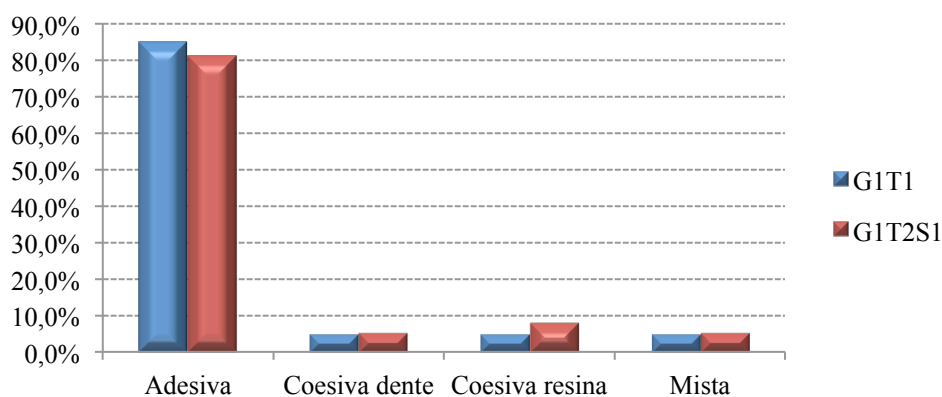


Gráfico 8 - Análise do tipo de fractura no grupo 1 (30 µm): Tempo de exposição 4 segundos (T1) vs 10 segundos (T2).

4. Comparação entre diferentes tempos de exposição nos grupos submetidos a partículas silicatizadas de 30 μ m (G2)

A relação entre o tipo de fractura e os grupos não é estatisticamente significativa, χ^2 (3) = 7,299, $p = 0,061$ (Tabela 15). No entanto, há uma proporção mais elevada (com $p \leq 0,10$) de fracturas de tipo Coesiva na resina composta (26,1% versus 5,1%) no grupo exposto durante 4 segundos (G2T1) (Tabela 16 e Gráfico 9).

	Valor	gl	Sig.
Pearson Chi-Square	7,299	3	,061*
Likelihood Ratio	8,044	3	,087
Fisher's Exact Test	7,546		,048
N of Valid Cases	85		

* $p \leq 0,10$

Tabela 15 - Teste de Qui-Quadrado (G2).

Fractura		Grupo		Total
		G2T1	G2T2	
Adesiva	Frequência	30	31	61
	% grupo	65,2%	79,5%	71,8%
Coesiva no dente	Frequência	2	4	6
	% grupo	4,3%	10,3%	7,1%
Coesiva na resina composta	Frequência	12	2	14
	% grupo	26,1%	5,1%	16,5%
Mista	Frequência	2	2	4
	% grupo	4,3%	5,1%	4,7%
Total	Frequência	46	39	85
	% grupo	100,0%	100,0%	100,0%

Tabela 16 - Análise do tipo de fractura no grupo 2 (30 μ m): Tempo de exposição 4 segundos (T1) vs 10 segundos (T2).

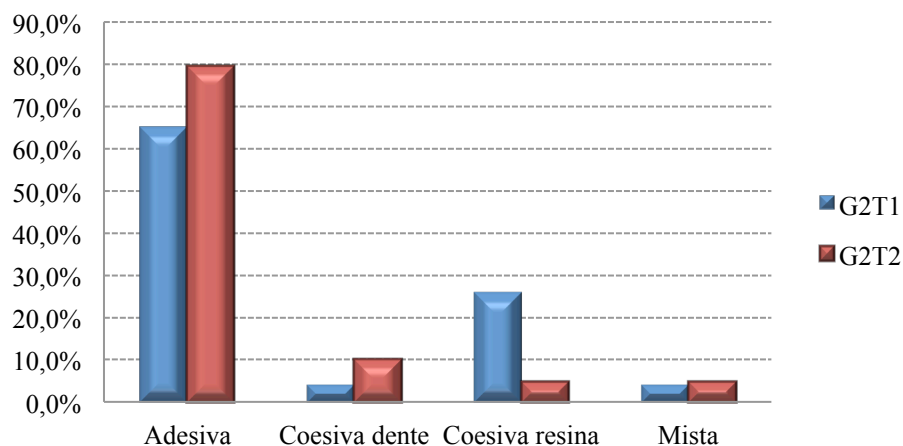


Gráfico 9 - Análise do tipo de fractura no grupo 2 (30 µm): Tempo de exposição 4 segundos (T1) vs 10 segundos (T2).

5. Comparação entre diferentes tempos de exposição nos grupos submetidos a partículas de 50 µm (G3)

A relação entre o tipo de fractura e os grupos expostos durante 4 segundos (T1) e 10 segundos (T2) a partículas de óxido de alumínio de 50 µm (G3) não é estatisticamente significativa, $\chi^2 (3) = 3,006$, $p = 0,415$. O tipo de fractura é semelhante nos dois subgrupos (Gráfico 10).

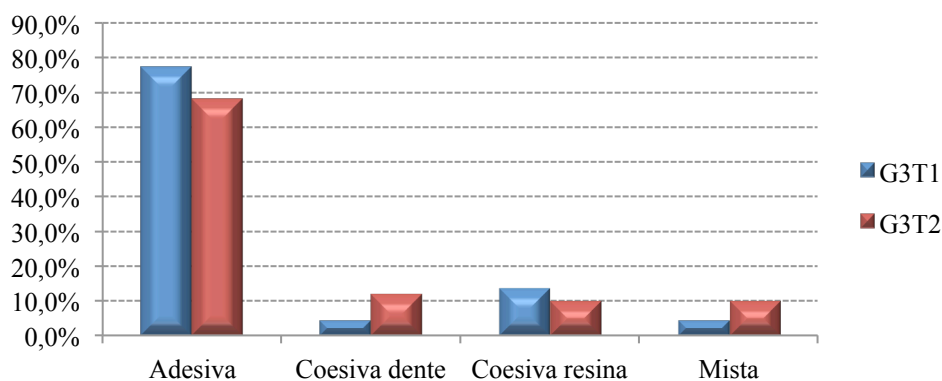


Gráfico 10 - Análise do tipo de fractura no grupo 3 (50 µm): Tempo de exposição 4 segundos (T1) vs 10 segundos (T2).

6. Comparação entre os grupos submetidos à técnica IDS (G1, G2, G3) e o grupo controlo (GC)

A relação entre o tipo de fractura e o grupo não é estatisticamente significativa, χ^2 (9) = 15,428, $p = 0,079$ (Tabela 17). No entanto, verifica-se uma proporção mais elevada (com $p \leq 0,10$) de fracturas de tipo Adesiva no grupo controlo (GC) (93,9%) e de fracturas de tipo Coesiva na resina composta no grupo exposto a partículas silicatizadas de 30 μ m (G2) (16,5%) (Tabela 18 e Gráfico 11).

	Valor	gl	Sig.
Pearson Chi-Square	15,428	9	,079*
Likelihood Ratio	20,413	9	,027
Fisher's Exact Test	15,418		,063
N of Valid Cases	305		

* $p \leq 0,10$

Tabela 17 - Teste de Qui-Quadrado: Método de preparação de superfície da estrutura dentária.

Fractura		Grupo				Total
		G1	G2	G3	GC	
Adesiva	Frequência	64	61	68	46	239
	% grupo	83,1%	71,8%	72,3%	93,9%	78,4%
Coesiva no dente	Frequência	4	6	8	0	18
	% grupo	5,2%	7,1%	8,5%	0,0%	5,9%
Coesiva na resina composta	Frequência	5	14	11	3	33
	% grupo	6,5%	16,5%	11,7%	6,1%	10,8%
Mista	Frequência	4	4	7	0	15
	% grupo	5,2%	4,7%	7,4%	0,0%	4,9%
Total	Frequência	77	85	94	49	305
	% grupo	100,0%	100,0%	100,0%	100,0%	100,0%

Tabela 18 - Análise do tipo de fractura: Diferentes métodos de preparação de superfície da estrutura dentária. G1- 27 μ m; G2 – 30 μ m; G3 - 50 μ m; GC – grupo controlo.

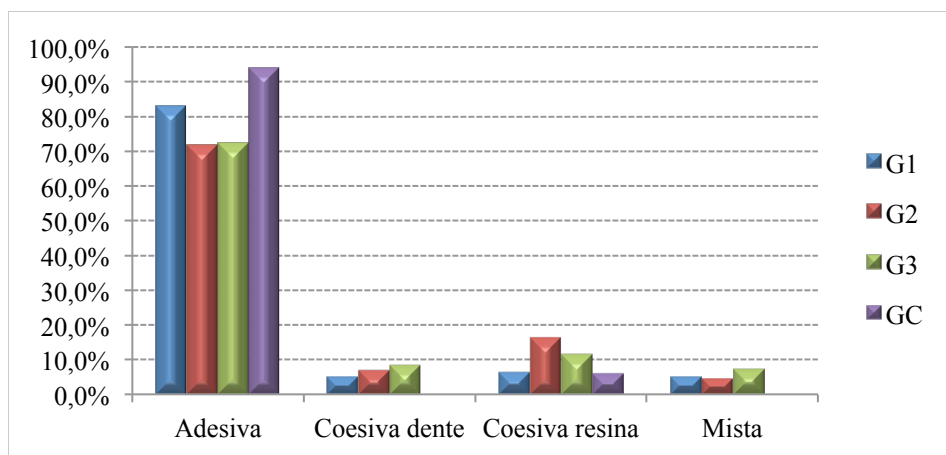


Gráfico 11 – Análise do tipo de fractura: Diferentes métodos de preparação de superfície da estrutura dentária. G1- 27 µm; G2 – 30 µm; G3 - 50 µm; GC – grupo controlo.

7. Comparação entre os diferentes tratamentos de superfície das restaurações indirectas em resina composta

A relação entre o tipo de fractura e os grupos submetidos aos diferentes tratamentos de superfície das restaurações indirectas em resina composta não é estatisticamente significativa, $\chi^2(6) = 5,182$, $p = 0,557$. O tipo de fractura é relativamente semelhante nos três subgrupos (Gráfico 12).

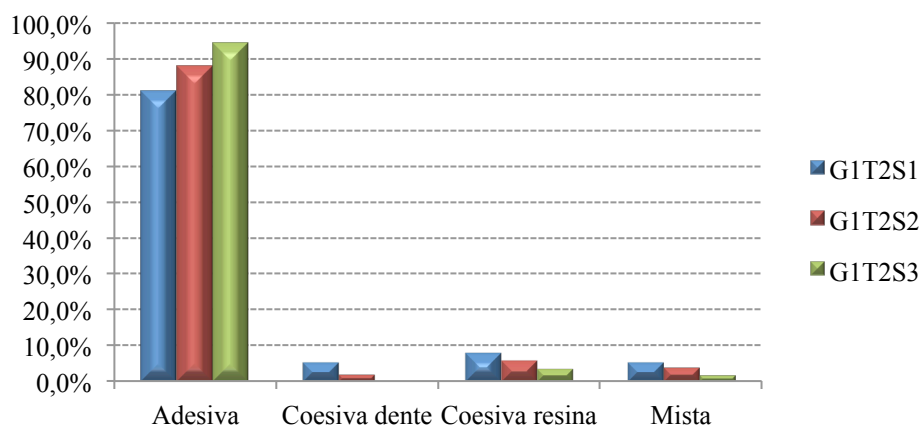


Gráfico 12 - Análise do tipo de fractura nos grupos com diferentes tratamentos de superfície na restauração indirecta. S1 – tratamento de superfície igual aos grupos anteriores; S2 – sem aquecimento a 100°C; S3 – sem silano.

Neste estudo, o tipo de fractura predominante foi a fractura Adesiva, como é possível verificar nas tabelas e gráficos referentes à análise do tipo de fractura, acima mencionados.

VI. Discussão

A técnica IDS tem sido bastante utilizada nos últimos anos, uma vez que vários estudos demonstraram as suas vantagens na redução da sensibilidade pós-operatória, da microinfiltração bacteriana e no aumento da resistência adesiva. Um dos factores mais importantes relacionados com esta técnica é a preparação da superfície dentária após o selamento da dentina. Vários autores sugerem a utilização de partículas de óxido de alumínio para a remoção de resíduos de cimento provisório e criação de irregularidades no substracto, no entanto, não está descrito na literatura o efeito das mesmas na abrasão ou na rugosidade da superfície, podendo conduzir a alterações no processo adesivo (Magne, 2005; Falkensammer *et al.*, 2014).

O principal objectivo deste estudo foi avaliar a resistência adesiva do selamento imediato de dentina, submetendo as amostras a diferentes granulometrias de partículas de óxido de alumínio e diferentes tempos de exposição ao jacto abrasivo. Para testar a resistência adesiva da dentina foi utilizado o teste de microtracção (μ TBS) uma vez que, actualmente, é considerado o teste mais válido para avaliar as forças adesivas ao esmalte e à dentina (Gallusi *et al.*, 2009; Lula *et al.*, 2014).

Foi criada a *smear layer* através do polimento da dentina com um disco de lixa SiC de grão 600, durante 60 segundos, sob água corrente, numa máquina polidora, conforme diversos estudos (Chinelatti *et al.*, 2007; Magne & Nielsen, 2009; Andrade *et al.*, 2010).

A escolha do sistema adesivo *etch and rinse* de três passos Optibond™ FL (Kerr) para o selamento imediato da dentina baseou-se no facto de este ser um adesivo com partículas de carga inorgânica, formando uma camada uniforme e consistente, que permite a hibridação da dentina e uma melhor adaptação à sua superfície. Este adesivo está particularmente indicado na técnica IDS (Magne, 2005; Stavridakis *et al.*, 2005; Magne *et al.*, 2007). Após a primeira fotopolimerização do adesivo, foi aplicada uma camada de glicerina em gel, seguida de nova fotopolimerização, com o objectivo de polimerizar a superfície mais externa, inibida pelo oxigénio (Magne, 2005; Magne *et al.*, 2007; Magne & Nielsen, 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 indirectas (Magne *et al.*, 2005).

Previamente à cimentação dos discos de resina composta, a superfície dos mesmos foi jacteada com partículas abrasivas, com o objectivo de criar rugosidades, e foi limpa com ácido ortofosfórico e água destilada na cuba de ultrassons, o que promove a remoção dos resíduos e expõe as irregularidades criadas na superfície (Hooshmand *et al.*, 2002; Masioli *et al.*, 2006; Alex, 2008; Bacchi *et al.*, 2010; Magne *et al.*, 2012a; Batalha-Silva *et al.*, 2013).

O adesivo aplicado previamente à cimentação do disco não foi polimerizado para não interferir com o assentamento da restauração na superfície da dentina e não prejudicar a coesividade da adesão (Magne, 2005; Batalha-Silva *et al.*, 2013).

Os discos de resina composta foram cimentados ao dente com a resina composta Z100TM MP Restorative (3M ESPE) pré-aquecida, uma vez que o aumento da temperatura confere maior fluidez, melhor adaptação marginal e reduz os efeitos provocados pela contracção de polimerização (Holanda *et al.*, 2013).

Após a cimentação dos discos de resina composta, os dentes foram novamente mantidos em água destilada a 37°C por um período de 24 horas, antes de serem submetidos aos testes adesivos (Magne *et al.*, 2005; Falkensammer *et al.*, 2014).

A formação de palitos é uma prática comum nos estudos sobre adesão, uma vez que, segundo a teoria de Griffith, é possível correlacionar pequenas áreas com altos valores de tensão. Deve ser obtida uma espessura de palito de, aproximadamente, 0,8 mm (Andrade *et al.*, 2007; Gallusi *et al.*, 2009).

Os testes de resistência adesiva foram realizados numa máquina de testes universal (Shimadzu Autograph AG-IS, Kyoto, Japan) através da microtracção dos palitos a uma velocidade de tracção de 0,5 mm/min até ocorrer fractura, conforme sugerido em diversos estudos (Gallusi *et al.*, 2009; Andrade *et al.*, 2010; Falkensammer *et al.*, 2014).

Na presente investigação foi testada a resistência adesiva de amostras submetidas ao jacto de partículas de óxido de alumínio com diferentes granulometrias. Foram obtidas melhores resistências adesivas nos grupos em que se utilizaram partículas silicatizadas de 30 μ m (G2), independentemente do tempo de exposição às mesmas. Este resultado está de acordo com os valores obtidos no estudo de Della Bona *et al.* (2007), justificados pelo facto de a composição química das partículas ser a responsável pelos melhores valores de adesão.

As partículas silicatizadas do sistema CoJet™ Sand (3M ESPE) aumentam a rugosidade, devido ao seu impacto, e revestem a superfície com sílica, facilitando a ligação com o agente silano, aplicado posteriormente na restauração. Esta é uma reacção triboquímica que aumenta a temperatura da superfície de contacto até cerca de 1200°C, mantendo assim as partículas de sílica incluídas na superfície (Matinlinna *et al.*, 2004).

Também Özcan & Vallitu (2003) referem que silicatar a superfície aumenta os valores de resistência adesiva, em comparação com o tratamento de superfície apenas com partículas de óxido de alumínio.

Apesar de não serem estatisticamente significativas, houve diferenças nas resistências adesivas entre os grupos G1 (27 μ m) e G3 (50 μ m), sendo que o grupo G1 obteve melhores valores, independentemente dos tempos de exposição a que foi submetido (T1 e T2). Estes resultados podem ser explicados pela maior destruição da camada adesiva, aplicada no selamento imediato de dentina previamente à exposição ao jacto abrasivo, uma vez que o tamanho das partículas é significativamente maior no grupo G3 (Stavridakis *et al.*, 2005; Dillenburg *et al.*, 2009).

Todos os grupos (G1, G2 e G3) obtiveram melhores resultados na resistência adesiva quando expostos às micropartículas durante 10 segundos (T2), em comparação ao tempo de exposição de 4 segundos (T1), embora as diferenças não sejam estatisticamente significativas. Não existem estudos na literatura que refiram um padrão de tempo ao qual os dentes devem ser jacteados com micropartículas abrasivas após o selamento da dentina, contudo, é possível constatar que os tempos médios de exposição ao jacto abrasivo variam entre 4 e 10 segundos (Soares *et al.*, 2004; 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, não interferindo com as forças adesivas.

O grupo controlo (GC), no qual a dentina não foi selada com adesivo, obteve menores valores de resistência adesiva, estatisticamente significativos, relativamente aos grupos aos quais foi aplicada a técnica IDS. Este resultado é apoiado pelo estudo de Magne *et al.* (2005) e justificado pelo facto de a dentina ter sido selada logo após a sua exposição, o que evita qualquer tipo de contaminação na superfície, e por ser feita uma pré-polimerização do adesivo previamente à cimentação da restauração definitiva, permitindo a estabilização da camada híbrida antes da colocação da restauração. Esta estabilidade não é atingida na técnica de cimentação convencional uma vez que a camada de adesivo não deve ser polimerizada antes da colocação do cimento definitivo, sob pena de interferir no completo assentamento da restauração e de as fibras de colagénio colapsarem devido à pressão feita durante a colocação da restauração (Dillenburg *et al.*, 2009).

Duarte *et al.* (2009) também demonstraram que, independentemente do tipo de adesivo utilizado, a resistência adesiva na técnica de selamento imediato de dentina obteve valores significativamente mais elevados, atribuindo estes resultados ao facto de a primeira hibridação da dentina ocorrer num ambiente livre de *stress* e devido à aplicação de resina adesiva em dois momentos diferentes, durante o processo, formando uma camada uniforme com o agente de cimentação.

O grupo G1T2S1, ao qual se aplicou de silano na restauração indirecta e se aqueceu a 100°C, demonstrou valores de resistência adesiva significativamente superiores ao grupo G1T2S3 (sem aplicação de silano). Este resultado era previsto uma vez que o silano aplicado na superfície da resina composta apresenta inúmeras propriedades que permitem a maior formação de ligações covalentes entre substractos, favorecendo a resistência adesiva.

O tratamento de superfície das restaurações indirectas é um factor determinante na adesão da restauração ao dente. Actualmente, a adesão abrange, não só métodos físicos,

como também a sua combinação com métodos químicos (Soares *et al.*, 2004; Nandini, 2010).

O silano forma ligações covalentes com as partículas de sílica existentes na superfície da resina composta e contém um grupo organofuncional com a capacidade de copolimerizar com a matriz da resina adesiva, favorecendo, assim, a formação de ligações micromecânicas entre os diferentes substractos (Özcan & Vallitu, 2003; Lung & Matinlinna, 2012).

Soares *et al.* (2005) referem que a presença de partículas inorgânicas na superfície das restaurações indirectas em resina composta torna possível uma melhor adesão, quando é aplicado o silano. Afirmam, ainda, que o jactamento da restauração com óxido de alumínio, por si só, não produz um aumento significativo na resistência adesiva, mas quando associado com o silano, são obtidos valores mais elevados de adesão.

Vários autores também demonstraram que o jactamento com partículas abrasivas de óxido de alumínio seguido da silanização da superfície melhora significativamente as forças de adesão (Özcan & Vallitu, 2003; Sobreira *et al.*, 2008; Attia, 2010).

A técnica de jactamento provoca uma superfície rugosa, enquanto que o silano cria uma ligação química entre as partículas inorgânicas da restauração indirecta em resina composta e a matriz orgânica do adesivo (Soares *et al.*, 2004).

Os silanos diminuem a tensão superficial do substracto, criando maior molhabilidade, facilitando o processo de adesão. Assim, a matriz resinosa hidrofóbica pode aderir a superfícies hidrofílicas, contendo sílica (Matinlinna *et al.*, 2006).

Tal como foi referido no presente estudo, também Lacy *et al.* (1988) obtiveram valores inferiores de resistência adesiva e maior número de fracturas adesivas quando não se procedeu à aplicação de silano. Desta forma, é possível concluir que o silano é um elemento importante para a obtenção de uma boa adesão.

Apesar de não ser estatisticamente significativo, comparando os grupos em que se procedeu ao aquecimento a 100°C (G1T2S1) e em que não se aplicou este tratamento térmico (G1T2S2), o primeiro obteve melhores valores de resistência adesiva.

Existem alguns estudos que comprovam este resultado: Hooshmand *et al.* (2002) sugere que o aquecimento da superfície silanizada pode eliminar alguns produtos, água e álcool, promovendo a formação de ligações covalentes. Alex (2008) também refere que a evaporação da água, após o tratamento térmico, facilita e acelera a reacção de condensação, responsável pela ligação do silano à superfície do substracto, aumentando o número de interacções moleculares. Peixoto *et al.* (2013) afirmam, ainda, que o aquecimento permite a eliminação das camadas externas do silano, permanecendo a camada interna, mais estável e quimicamente ligada à superfície.

No ano de 1995, o estudo de Roulet *et al.* demonstrou que o aquecimento a 100°C duplicou a resistência às forças de cisalhamento. No entanto, Hooshmand *et al.* (2002) constataram que o tratamento térmico à temperatura de 50°C obteve resultados favoráveis, tornando mais viável o aquecimento em ambiente de consultório. Apesar das divergências entre resultados, ambos os estudos provam que o aquecimento da superfície silanizada permite obter melhores valores de adesão (Peixoto *et al.*, 2013).

Hoje em dia, existem várias técnicas disponíveis quer na preparação do dente para a restauração indirecta, quer no tratamento de superfície das restaurações. Cabe ao clínico a decisão de qual o melhor método a ser utilizado, tendo em conta a disponibilidade dos materiais e a facilidade e habilidade da sua manipulação.

É importante referir que os resultados obtidos na presente investigação foram conseguidos através de um estudo *in vitro*, com as limitações e vantagens que dele provêm, podendo não corresponder na totalidade às condições obtidas em ambiente clínico.

VII. Conclusões

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

1. Os grupos jacteados com partículas silicizadas de 30 μ m (G2) obtiveram significativamente melhores resultados nos testes de resistência adesiva;
2. Diferentes tempos de exposição não apresentam diferenças estatisticamente significativas nos valores da resistência adesiva;
3. O grupo em que não se selou a dentina com adesivo logo após a sua exposição (GC) apresenta piores valores adesivos do que os grupos em que a técnica IDS foi aplicada;
4. No grupo em que foi feito o tratamento de superfície da resina composta indirecta com aplicação de silano e aquecimento a 100°C (G1T2S1) foram obtidos melhores resultados na resistência adesiva.

A primeira premissa da hipótese nula deve ser rejeitada, uma vez que foram demonstradas diferenças significativas na resistência adesiva da dentina entre os grupos jacteados com diferentes granulometrias de partículas de óxido de alumínio. No entanto, a segunda condição é aceite, uma vez que não se verificaram diferenças significativas na resistência adesiva entre grupos submetidos a diferentes tempos de exposição às partículas de óxido de alumínio.

Após a conclusão deste estudo, verificamos que, atendendo ao desenvolvimento de novas estratégias de preparação do dente para restaurações indirectas e a novos métodos de tratamento de superfície dos diferentes materiais restauradores, é possível obter valores de resistência adesiva bastante favoráveis, aumentando assim a durabilidade dos tratamentos restauradores.

Relevância Clínica

Nos dias de hoje, a técnica IDS é amplamente aplicada tanto na prática clínica como em diversos estudos laboratoriais devido às inúmeras vantagens que apresenta, relativamente à técnica convencional.

Apesar de o protocolo desta técnica ser bastante claro e ter sido descrito em diversos estudos, existem lacunas no que diz respeito às práticas aplicadas após a remoção da restauração provisória nas técnicas restaurativas indirectas, nomeadamente na remoção dos resíduos de cimento e na criação de microretenções na camada adesiva previamente aplicada.

O método mais utilizado para estes efeitos é o jactamento com micropartículas abrasivas de óxido de alumínio, no entanto, raros são os estudos que referem qual o tempo de exposição eficaz ou mesmo qual o diâmetro de partículas ideal para a aplicação na superfície dentária, sem remover a totalidade da camada de adesivo anteriormente aplicada e sem prejudicar a resistência adesiva.

É importante obter o conhecimento exacto das propriedades dos materiais e da melhor abordagem a fazer relativamente aos métodos de preparação da superfície dentária e ao tratamento de superfície da restauração indirecta, para que as suas forças adesivas e a qualidade da cimentação sejam optimizadas.

Uma vez analisados os valores obtidos no presente estudo, é possível sugerir um protocolo de jactamento com partículas de óxido de alumínio na superfície dentária, posterior ao selamento imediato da dentina.

Para além disso, esta investigação comprova a eficácia nas propriedades adesivas de alguns métodos actualmente praticados no tratamento de superfície das restaurações indirectas em resina composta, nomeadamente a aplicação de silano na superfície.

Perspectivas Futuras

A literatura é bastante escassa relativamente a estudos sobre a importância das partículas de óxido de alumínio na técnica do selamento imediato de dentina. Estão disponíveis diversas metodologias e materiais que possibilitam a otimização do protocolo estabelecido para os passos clínicos a realizar, aquando da preparação do dente para restaurações confeccionadas indirectamente. Desta forma, deve ser realizado um maior número de estudos com o objectivo de obter melhores valores adesivos e melhores resultados na cimentação de diferentes substractos, permitindo, assim, uma maior durabilidade da restauração.

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;
- Avaliar o efeito das partículas de óxido de alumínio na camada de adesivo, variando o tipo de sistema adesivo utilizado;
- Comparar a microrugosidade criada pelas partículas de óxido de alumínio em diferentes substractos (dentina, cerâmicas, resinas compostas);
- Comparar os valores de resistência adesiva em maiores intervalos de tempo de exposição às partículas de óxido de alumínio;
- Analisar os valores de resistência adesiva em superfícies jacteadas com partículas de óxido de alumínio e água simultaneamente, em comparação a superfícies jacteadas sem água;
- Comparar os valores adesivos em diferentes distâncias entre sistema abrasivo e a superfície;
- Comparar o método de jacteamo com a utilização de broca diamantada, no que diz respeito aos valores de resistência adesiva.

VIII. Bibliografia

Alex, G. (2008). Preparing porcelain surfaces for optimal bonding. *Functional Esthetics & Restorative Dentistry*, 2(1), 38-49.

Andrade, A., Moura, S. K., Reis, A., Loguercio, A. D., Garcia, E. J. e Grande, R. H. M. (2010). Evaluating resin-enamel bonds by microshear and microtensile bond strength tests: effects of composite resin. *Journal of Applied Oral Science*, 18 (6), 591-8.

Andrade, O.S., Goes, M. F. e Montes, M. (2007). Marginal adaptation and microtensile bond strength of composite indirect restorations bonded to dentin treated with adhesive and low-viscosity composite. *Dental Materials*, 23, 279-287.

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., Cavalcante, L.M.A., Schneider, L.F.J. e Consani, R.L.X. (2010). Reparos em restaurações de resina composta – revisão de literatura. *RFO*, 15(3) 331-335.

Batalha-Silva, S., Andrada, M., Maia, H. e Magne, P. (2013). Fatigue resistance and crack propensity of large MOD composite resin restorations: Direct versus CAD/CAM inlays. *Dental Materials*, 29, 324-331.

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

Beun, S., Glorieux, T., Devaux, J., Vreven, J. e Leloup, G. (2007). Characterization of nanofilled compared to universal and microfilled composites. *Dental Materials*, 23, 51-59.

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. e Dorigo, E. (2008). Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface. *Dental Materials*, 24, 90-101.

Cantoro, A., Goracci, C., Papacchini, F., Mazzitelli, C., Fadda, G. e Ferrari, M. (2008). Effect of pre-cure temperature on the bonding potential of self-etch and self-adhesive resin cements. *Dental Materials*, 24, 577-583.

Carrillo, C.S. (2006). Dentina y adhesivos dentinarios. Conceptos actuales. *Revista ADM*, 63(2), 45-51.

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

Cecchin, D., Farina, A.P., Spazzin, A.O., Galafassi, D., Barbizam, J.V. e Carlini-Júnior, B. (2008). Influência da profundidade dentinário na resistência à microtração de sistemas adesivos de condicionamento ácido total e autocondicionante. *Rev. Odonto Ciênc.*, 23 (2), 150-155.

Chinelatti, M. A., Amaral, T. H. A., Borsatto, M. C., Palma-Dibb, R. G. e Corona, S. A. M. (2007). Adhesive interfaces of enamel and dentin prepared by air- abrasion at different distances, *Applied Surface Science*, 253, 4866-4871.

Curtis, A.R., Palin, W.M., Fleming, G.J., Shortall, A.C. e Marquis, P.M. (2009). The mechanical properties of nanofilled resin-based composites: The impact of dry and wet cyclic pre-loading on bi-axial flexure strength, *Dental Materials*, 25, 188-197.

D'Arcangelo, C. e Vanini, L. (2007). Effect of three surface treatments on the adhesive properties of indirect composite restorations. *Journal of Adhesive Dentistry*, 9(3), 319-326.

D'Arcangelo, C., Zarrow, M., De Angelis, F., Vadini, M., Paolantonio, M., Giannoni, M. e D'Amario, M. (2014). Five-year retrospective clinical study of indirect composite restorations luted with a light-cured composite in posterior teeth. *Clin Oral Invest*, 18; 615-624.

- Dalby, R., Ellakwa, A., Millar, B. e 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, 1-7.
- De Munck, J., Van Landuyt, K., Peumans, M., Poitevin, A., Lambrechts, P., Braem, M. e Van Meerbeek, B. (2005). A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *Journal of Dental Research*, 84 (2), 118 – 132.
- Della Bona, A., Shen, C. e Anusavice, K.J. (2004). Work of adhesion of resin on treated lithia disilicate-based ceramic. *Dental Materials*, 20, 338-344.
- Della Bona, A., Borba, M., Benetti, P. e Cecchetti, D. (2007). Effect of surface treatments on the bond strength of zirconia-reinforced ceramic to composite resin. *Dental Materials*, 21(1), 10-15.
- Dillenburg, A.L., Soares, C.J., Paranhos, M.P., Spohr, A.M., Loguercio, A.D. e Burnett, L.H. Jr. (2009). Microtensile bond strength of prehybridized dentin: storage time and surface treatment effects. *J Adhes Dent*, 11, 231-7.
- Ding, P.G.F., Wolff, D., Pioch, T., Staehle, H.J. e Dannewitz, B. (2009). Relationship between microtensile bond strength and nanoleakage at the composite-dentin interface, *Dental Materials*, 25, 135-141.
- Duarte, S., Freitas, C.R.B., Saad, J.R.C. e Sadan, A. (2009). The effect of immediate dentin sealing on the marginal adaptation and bond strengths of total-etch and self-etch adhesives. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 102(1), 1-9.
- El Zohairy, A. A., De Gee, A. J., Mohsen, M. M. e Feilzer, A. J. (2005). Effect of conditioning time of self-etching primers on dentin bond strength of three adhesive resin cements. *Dental Materials*, 21, 83-93.
- Falkensammer, F., Arnetzl, G.V., Wildburger, A., Krall, C. e Freudenthaler, J. (2014). Influence of different conditioning methods on immediate and delayed dentin sealing. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(2), 204-10.

Fawzy, A.S. (2010). Variations in collagen fibrils network structure and surface dehydration of acid demineralized intertubular dentin: Effect of dentin depth and air- exposure time. *Dental Materials*, 26, 35-43.

Ferracane, J.L. (2010). Resin composite - state of the art, *Dental Materials*, 27(1), 29-38.

Fuentes Fuentes, M.V. (2004). Propriedades mecánicas de la dentina humana. *Av. Odontoestomatol.*, 20(2), 79-83.

Gallusi, G., Galeano, P., Libonati, A., Giuca, M. R. e Campanella, V. (2009). Evaluation of bond strength of different adhesive systems: shear and microtensile bond strength test. *Oral & Implantology*, 2 (4), 19-25.

Giachetti, L., Russo, D.S., Camapni, E.R., Baldini, M., Nieri, M. e Ferrari, M. (2011). Comparison of experienced and inexperienced operators on bond strengths of total-etch and self-etch bonding systems. *Am. J. Dent.*, 24(5), 271-6.

Gillespie, G. (2011). Immediate dentin sealing: increasing long-term predictability of indirect restorations. *Canadian Journal of Restorative Dentistry & Prosthodontics*, 4(1), 14-19.

Hitmi, L., Bouter, D. e Degrange, M. (2002). Influence of drying and HEMA treatment on dentin wettability, *Dental Materials*, 18, 503-511.

Holanda, D., França, F., Amaral, F., Flório, F. e Basting, R. (2013). Influence of preheating the bonding agent of a conventional three-step adhesive system and the light activated resin cement on dentin bond strength. *Journal of Conservative Dentistry*, 16(6), 536-9.

Hooshmand, T., van Noort, R. e Keshvad, A. (2002). Bond durability of the resin-bonded and silane treated ceramic surface. *Dental Materials*, 18, 179-188.

Hooshmand, T., van Noort, R. e Keshvad, A. (2004). Storage effect of a pre-activated silane on the resin to ceramic bond. *Dental Materials*, 20, 635-642.

Ikeda, M., Kurokawa, H., Sunada, N., Tamura, Y., Takimoto, M., Murayama, R., ... Miyazaki, M. (2009). Influence of previous acid etching on dentin bond strength of self-etch adhesives. *J. Oral Sci*, 51(4), 527-534.

Ilie, N. e Hickel, R. (2009). Macro-, micro- and nano-mechanical investigations on silorane and methacrylate-based composites. *Dental Materials*, 25, 810-819.

Jain, V., Platt, J., Moore, K., Spohr, A.M. e Borges, G. (2013). Color stability, gloss, and surface roughness of indirect composite resins. *Journal of Oral Science*, 55(1), 9-15.

Karabela, M.M. e Sideridou, I.D. (2011). Synthesis and study of properties of dental resin composites with different nanosilica particles size. *Dental Materials*, 27, 825-835.

Kinney, J.H., Nalla, R.K., Pople, J.A. Breunig, T.M. e Ritchie, R.O. (2005). Age-related transparent root dentin: mineral concentration, crystallite size, and mechanical properties. *Biomater.*, 26, 3363-3376.

Lacy, A. M., La Luz, J., Watanabe, L. G. e Dellinges, M. (1988). Effect of porcelain surface treatment on the bond to composite. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 60, 288-291.

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

Lucena-Martín, C., González-López, S. e Mondelo, J.M. (2001). The effect of various surface treatments and bonding agents on the repaired strength of heat-treated composites. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 86(5), 481-488.

Lula, E., Leite, T., Alves, C., Santana, I., Almeida A. e Costa, J. (2014). Parameters that influence microtensile bond testing of adhesive systems. *Rev Gaúcha Odontol*, 62(1), 65-70.

Lung, C. e Matinlinna, J. (2012). Aspects of silane coupling agents and surface conditioning in dentistry: an overview. *Dental Materials*, 28, 467-477.

Magne, P. (2005). Immediate dentin sealing: a fundamental procedure for indirect bonded restorations. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 17(3), 144-154.

Magne, P., Kim, T.H., Cascione, D. e Donovan, T.E. (2005). Immediate dentin sealing improves bond strength of indirect restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 94(6), 511-9.

Magne, P., So, W.S. e Cascione, D. (2007). Immediate dentin sealing supports delayed restoration placement. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 98(3), 166-174.

Magne, P. e Nielsen, B. (2009). Interactions between impression materials and immediate dentin sealing. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 102(5), 298-305.

Magne, P., Paranhos, M.P. e Schlichting, L. (2011). Influence of material selection on the risk of inlay fracture during pre-cementation functional occlusal tapping. *Dental Materials*, 27, 109-113.

Magne, P., Boff, L.L., Oderich, E. e Cardoso, A. (2012a). 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. *J Esthet Restor Dent*, 24, 135-147.

Magne, P., Stanley, K. e Schlichting, L.H. (2012b). Modeling of ultrathin occlusal veneers. *Dental Materials*, 28, 777-782.

Marshall, G.W., Marshall, S.J., Kinney, J.H. e Balooch, M. (1997). The dentin substrate: structure and properties related to bonding. *Journal of Dentistry*, 25(6), 441-458.

Marshall, S.J., Bayne, S.C., Baier, R., Tomsia, A. P. e Marshall, G. W. (2010). A review of adhesion science, *Dental Materials*, 26, 11-16.

Martins G.C., Franco A.P.G.O., Godoy E.P., Maluf D.R., Gomes J.C. e Gomes O.M.M. (2008). Adesivos dentinários. *RGO*, 56(4), 429-436.

Masioli, M.A., Pimentel, F.L., Louro, R.L. e Masioli, D.L.C. (2006). Reparo em restaurações de resina composta: procedimento simples e conservador. *UFES Revista de Odontologia*, 8(3), 38-43.

- Matinlinna, J., Heikkinen, T., Özcan, M., Lassila, L. e Vallittu, P. (2006). Evaluation of resin adhesion to zirconia ceramic using some organosilanes. *Dental Materials*, 22, 824-831.
- Mendonça, J., Neto, R., Santiago, S., Lauris, J., Navarro, M. e Carvalho, R. (2010). Direct resin composite restorations versus indirect composite inlays: one-year results. *Journal of Contemporary Dental Practice*, 11(3), 1-10.
- Mjör, I.A. (2009). Dentin permeability: the basis for understanding pulp reactions and adhesive technology. *Braz. Dent. J.*, 20(1), 3-16.
- Nandini, S. (2010). Indirect resin composites. *Journal Conservative Dentistry*, 13(4), 184-194.
- 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.
- Özcan, M. e Vallittu, P. K., (2003). Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics. *Dental Materials*, 19, 725-731.
- Pashley, D.H., Tay, F.R., Breschi, L., Tjäderhane, L., Carvalho, R.M., Carrillo, M. e Tezvergil-Mutluay, A. (2011). State of the art etch-and-rinse adhesives. *Dental Materials*, 27, 1-16.
- Peixoto, L.M., Batitucci, E., Daroz, C.B.S. e Sampaio, H.R. (2013). Silane heat treatment to improve cementation of ceramic dental restorations. *Cerâmica*, 59, 460-465.
- Perdigão, J., Lambrechts, P., Van Meerbeek, B., Braem, M., Yildiz, E., Yucel, T. e Vanherle, G. (1996). The interaction of adhesive systems with human dentin. *Am J Dent*, 9, 167-173.
- Perdigão, J. e Ritter, A.V. (2001). Adesão aos tecidos dentários. In L.N. Baratieri *et al.* *Odontologia restauradora: fundamentos e possibilidades*, 1st Ed., (pp.85-128). São Paulo, Brasil: Quintessence Editor.

Perdigão, J. e Geraldeli, S. (2003). Bonding characteristics of self-etching adhesives to intact versus prepared enamel, *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 15, 32-42.

Perdigão, J., Geraldeli, S. e Hodges, S. J. (2003a). Total-etch versus self-etch adhesive. Effect on postoperative sensitivity, *The Journal of the American Dental Association*, 134, 1621-1629.

Perdigão, J., Geraldeli, S., Carmo, A.R.P. e Dutra, H.R. (2003b). In vivo influence of residual moisture on microtensile bond strengths of one-bottle adhesives, *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 14(1), 31-38.

Perdigão, J., Gomes, G., Duarte Jr, S. e Lopes, M. M. (2005). Enamel bond strengths of pairs of adhesives from the same manufacturer. *Operative Dentistry*, 30 (4), 492-449

Perdigão, J., Gomes, G. e Lopes, M.M. (2006). Influence of conditioning time on enamel adhesion, *Quintessence International*, 37 (1), 35-41.

Perdigão, J. (2007). New developments in dental adhesion, *Dental Clinics of North America*, 51(2), 333-357.

Perdigão, J. (2010). Dentin bonding – variables related to the clinical situation and the substrate treatment, *Dental Materials*, 16, 24-37.

Perdigão, J., Swift, E.J. e Walter, R. (2013). Fundamental concepts of enamel and dentin adhesion. In H. O. Heymann, E. Swift, Jr. e A. Ritter, *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry*, 6th Ed., (pp.114-140). Riverport Lane, St. Louis, Missouri, EUA: Elsevier Mosby.

Peumans, M., Kanumilli, P., De Munck, J., Van Landuyt, K., Lambrechts, P. e Van Meerbeek, B. (2005). Clinical effectiveness of contemporary adhesives: a systematic review of current clinical trials, *Dental Materials*, 21, 864-881.

Rocca, G.T. e Krejci, I. (2007). Bonded indirect restorations for posterior teeth: from cavity preparation to provisionalization. *Quintessence International*, 38(5), 371-379.

Rodrigues Junior, S.A., Scherrer, S.S., Ferracane, J.L. e Della Bona, A. (2008). Microstructural characterization and fracture behavior of a microhybrid and a nanofill composite, *Dental Materials*, 24, 1281-1288.

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.

Schwartz, R.S. e Fransman, R. (2005). Adhesive dentistry and endodontics: materials, clinical strategies and procedures for restoration of access cavities: a review. *JOE*, 31(3), 151-165.

Scougall-Vilchis, R.J., Hotta, Y., Hotta, M., Idono, T. e Yamamoto K. (2009). Examination of composite resins with electron microscopy, microhardness tester and energy dispersive x-ray microanalyzer, *Materials Journal*, 28(1), 102-112.

Silva e Souza Junior, M.H., Carneiro, K.G.K., Lobato, M.F., Silva e Souza, P.A.R. e Goes, M.F. (2010). Adhesive systems: important aspects related to their composition and clinical use, *J. Appl. Oral Sci.*, 18(3), 207-214.

Simon, S., Lumley, P.J., Cooper, P.R., Berdal, A., Machtou, P. e Smith, A.J. (2010). Trauma and dentinogenesis: a case report. *J. Endod.*, 36, 342-344.

Soares, C.J., Giannini, M., Oliveira, M.T., Paulillo, L.A. e Martins, L.R. (2004). Effect of surface treatments of laboratory-fabricated composites on the microtensile bond strength to a luting resin cement. *J Appl Oral Sci*, 12 (1), 45-50.

Soares, C.J., Soares, P.V., Pereira, J.C. e Fonseca, R.B. (2005). Surface treatment protocols in the cementation process of ceramic and laboratory-processed composite restorations: a literature review. *Journal of Esthetic & Restorative Dentistry*, 17, 224-235.

Sobreira, F. M. S., Azevedo, C. R., Filho, L. H. S. F., Vidal, A. P. V., Barros, L. F. e Ferreira, M. P. (2008). Métodos de reparo em resina composta: uma revisão. *Odontologia Clínico-Científica*, 7(2), 123-128.

Spohr, A.M., Borges, G.A. e Platt, J.A. (2013). Thickness of immediate dentin sealing materials and its effect on the fracture load of a reinforced all-ceramic crown. *European Journal of Dentistry*, 7(4), 474-83.

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.J. (2002). Dentin/enamel adhesives: review of literature. *Pediatric Dentistry*, 24(5), 456-461.

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*, 6th Ed., (pp. 280-295). Riverport Lane, St. Louis, Missouri, EUA: Elsevier Mosby.

Tay, F.R. e Pashley, D.H. (2009). Biomimetic remineralization of resin-bonded acid-etched dentin, *J. Dent. Res.*, 88(8), 719-724.

Vaidyanathan, T.K. e Vaidyanathan, J. (2009). Recent advances in the theory and mechanism of adhesive resin bonding to dentin: a critical review, *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 88(2), 558-578.

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.

Van Meerbeek, B., De Munck, J., Yoshida, Y., Inoue, S., Vargas, M., Vijay, P., ... Vanherle, G. (2003b). Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin – current status and future challenges, *Operative Dentistry*, 28(3), 215-235.

Van Meerbeek, B., Landuyt, K. V., De Munck, J., Inoue, S., Yoshida, Y., Perdigão, J., ... Peumans, M. (2006). Bonding to enamel and dentin. In J.B. Summitt, J.W. Robbins, T.J. Hilton e R. S. Schwarts, (Eds), *Fundamentals of Operative Dentistry: A contemporary Approach*, 3rd Ed., (pp.183-242). China: Quintessence Editor.

Zheng L., Pereira P.N.R., Somphone P., Nikaido T. e Tagami J. (2000). Effect of hydrostatic pressure on regional bond strengths of compomers to dentine. *Journal of Dentistry*, 28, 501-508.

Zimmerli, B., Strub, M., Jeger, F., Stadler, O. e Lussi, A. (2010). Composite materials: composition, properties and clinical applications, *Schweiz Monatsschr Zahnmed*, 120, 972-979.

IX. Anexos

Anexo 1 - Composição dos materiais utilizados no estudo.

Nome comercial	Material	Composição	Lote	Validade
TM CoJet Sand (3M ESPE, Neuss, Germany)	Partículas de óxido de alumínio silicizadas	Aluminum trioxide particles coated with silica, particles size 30 µm.	N546979	2017-01
Präparationspulver für KaVo RONDOflex 27 µm (KaVo, Biberach, Germany)	Partículas de óxido de alumínio	Aluminium trioxide particles, particles size 27 µm.	10005957	-
Korox [®] 50 (Bego, Bremen, Germany)	Partículas de óxido de alumínio	Aluminium trioxide particles, particles size 50 µm (99,6%), anti-magnetic alpha-curundum with high hardness.	13823100512	-
TM Optibond FL (Kerr, Orange, USA)	Sistema Adesivo	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 Adhesive bottle: TEGDMA, UDMA, GPDM, HEMA, bis-GMA, fillers (barium aluminoborosilicate, sodium hexafluorosilicate), photoinitiator, stabilizers	N4905400	2014-11
TM Filtek Supreme XTE Universal Restorative, A1 Body Shade (3M ESPE, St. Paul, Minnesota, USA)	Resina Composta	Bis-GMA, TEGDMA, PEGDMA, bis-EMA, 20 nm sílica filler, 4 to 11 nm zirconia filler, cluster filler (20 nm sílica and 4 to 11 nm zirconia particles)	N496907 N506571 N547679	2015-11 2015-11 2016-11
Z100 TM MP Restorative, Cor A2 (3M ESPE, St. Paul, Minnesota, USA)	Resina Composta	Bis-GMA, TEGDMA, 2-Benzotriazolyl-4-methylphenol, 66% (volume) zirconia/silica filler (0,01 -3,5 µm)	N546411	2016-11
TM ESPE Sil Silane Coupling Agent (3M ESPE, Neuss, Germany)	Silano	1-3 methacryloxypropyl-trimethoxysilane (MPS) in ethanol	N499728	2015-11

Anexo 2 - Parecer da Comissão de Ética do ISCSEM.



Ex.ma Senhora
Inês Caetano André dos Santos

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 "*Efeito da granulometria do óxido de alumínio na resistência adesiva (μ TBS) do selamento imediato de dentina*", 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 Baltazar Mendes

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



Clínica Universitária

Declaração da Direcção Clínica para cedência de dentes do BDH para realização trabalho de projeto final do MIMD

IDENTIFICAÇÃO DO ESTUDANTE: Inês Caetano André dos Santos

TÍTULO DO TRABALHO: "Efeito da granulometria do óxido de alumínio na resistência adesiva (μ TBS) do selamento imediato de dentina."

Excelentíssima Professora Doutora Fernanda de Mesquita

O aluno Inês Caetano André dos Santos pode utilizar 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, 21 de Janeiro de 2014

Direcção Clínica

A handwritten signature in black ink, appearing to be 'F. Mesquita', written over the printed text 'Direcção Clínica'.