



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

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

**ESTUDO IN VITRO DA RESISTÊNCIA ADESIVA À DENTINA,
POR MICROTRAÇÃO, DE SISTEMAS ADESIVOS SELF-ETCHE
UNIVERSAL**

Trabalho submetido por
Inês Correia Farinha
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

dezembro de 2017



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

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

**ESTUDO IN VITRO DA RESISTÊNCIA ADESIVA À DENTINA,
POR MICROTRAÇÃO, DE SISTEMAS ADESIVOS SELF-ETCHE
UNIVERSAL**

Trabalho submetido por
Inês Correia Farinha
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Trabalho orientado por
Prof. Doutor Mário Polido

dezembro de 2017

Aos meus pais, o meu eterno porto de abrigo...

Agradecimentos

Para a realização deste projeto contei com o apoio imperioso de inúmeras pessoas entre as quais quero deixar um agradecimento especial.

Em primeiro lugar ao meu orientador, Professor Doutor Mário Polido, com o qual pude sempre contar. Um grande obrigada por ter aceitado entrar nesta aventura laboratorial e pela sua continua transmissão de conhecimentos desde as aulas de Materiais Dentários.

Agradeço ao Professor José João Mendes pelos materiais disponibilizados necessários para a realização da investigação e pelo incentivo dado ao longo do mestrado porque nós somos “a nata da nata” e devemos fazer jus ao nome.

O Professor José Brito também foi uma peça fundamental neste puzzle. Agradeço toda a ajuda na realização da análise estatística.

Agradeço ao Professor João Veiga não só pelo material que me cedeu, mas pelo exemplo de profissional a seguir. Obrigada por todos os conhecimentos que partilhou nos últimos dois anos.

À Professora Alexandra Bernardo agradeço a disponibilidade pela tradução e explicação de componentes químicos que me eram desconhecidos.

Um obrigada do tamanho do mundo aos meus pais que patrocinaram esta excelente etapa da minha vida na qual estiveram sempre presentes e incentivaram-me, de forma incansável, a concluir este projeto.

Agradeço à minha tia, Isabel Correia, pela disponibilidade constante e auxílio crucial!

A OrtoTeam, em especial a Sofia Almeida, também tiveram um papel importante, motivando-me e incentivando-me semana após semana. Obrigada a vós.

Por fim, não menos importante, obrigada aos amigos que me acompanham desde o secundário e que irei levar para a eternidade, Darlene, Dinis, Cláudia, Louro, Marco, Ricardo e Torres. Aos que apareceram desde o início do meu percurso académico, Andreia, Bruna, Carolina e Daniela – as minhas estrelas Polar. Os que apareceram a meio da jornada da Medicina Dentária mas cativaram um lugar muito especial com animação constante, David, Nuno, Marta. Os que surgiram mais para o fim e foram uma lufada de ar fresco, César, Inês, Leonor e Liliana. Ao Rodrigo e à Tatiana, não há palavra que quantifique o vosso apoio, têm um coração gigante!

Resumo

Objetivo: Avaliar *in vitro* a resistência adesiva à dentina, por microtração (μ TBS), de sistemas adesivos *self-etch* e universal, recentemente introduzidos no mercado.

Materiais e Métodos: 30 molares humanos hígidos foram aleatoriamente distribuídos por 10 grupos ($n = 3$) de acordo com o protocolo adesivo estudado: (1) FLER24H, Optibond™ FL, 24h; (2) FLER3M, 3m; (3) OCSE24H, One Coat 7.0, 24h; (4) OCSE3M, 3m; (5) EBSE24H, Ena Bond SE, 24h; (6) EBSE3M, 3m; (7) XSSE24H, Xeno Select na aplicação *self-etch*, 24h; (8) XSSE3M, 3m; (9) XSER24H, Xeno Select na aplicação *etch-and-rinse*, 24h; (10) XSER3M, 3m. Após a exposição da dentina superficial e simulação da *smear layer* com um papel abrasivo de 600-grit de carboneto de silício (SiC), aplicaram-se os sistemas adesivos segundo as indicações do fabricante. Construíram-se blocos de resina composta (Filtek Z250), com incrementos de 2 mm até perfazer 6 a 8 mm de altura. Após armazenamento em água desionizada a 37°C, avaliou-se a μ TBS às 24 horas e aos 3 meses consoante o grupo. As amostras foram seccionadas em palitos de 1 mm² e o teste de microtração foi realizado a uma velocidade de 0,5 mm/min numa máquina de testes universal (Shimadzu Autograph AG-IS, Kyoto, Japão). Os dados foram analisados segundo o modelo linear misto (MM) ($p < 0,05$).

Resultados: Os valores de μ TBS do XSER são significativamente superiores ao XSSE ($p = 0,004$). Estes adesivos apresentam valores mais altos às 24h em relação aos 3m ($p = 0,065$). Os valores de μ TBS para o FLER são significativamente superiores ao adesivo XSER ($p = 0,037$), às 24h e 3m ($p = 0,018$). O EBSE apresenta valores μ TBS significativamente superiores ao OCSE ($p < 0,001$) e ao XSSE ($p = 0,012$), mas OCSE e XSSE não apresentam diferenças entre eles ($p = 0,689$). As forças adesivas são significativamente mais elevadas às 24h ($p = 0,002$).

Conclusões: O XSER apresentou valores de resistência adesiva à dentina superiores ao XSSE, com valores mais elevados às 24h. Já o FLER apresentou um desempenho superior ao XSER em todos os momentos da avaliação. O adesivo EBSE obteve valores de resistência adesiva superiores ao OCSE e ao XSSE, embora o OCSE e o XSSE apresentem valores de resistência adesiva semelhantes entre si. O EBSE, OCSE e XSSE obtiveram um melhor desempenho às 24h em relação aos 3m.

Palavras-chave: adesão, dentina; resistência adesiva; microtração.

Abstract

Purpose: To evaluate, *in vitro*, the microtensile bond strength (μ TBS) to dentin of self-etch and universal adhesives systems recently introduced into the market.

Materials and Methods: 30 extracted caries-free human teeth were randomly assigned to 10 groups ($n = 3$) according to the adhesive protocol studied: (1) FLER24H, Optibond™ FL, 24h; (2) FLER3M, 3m; (3) OCSE24H, One Coat 7.0 24h; (4) OCSE3M, 3m; (5) EBSE24H, Ena Bond SE, 24h; (6) EBSE3M, 3m; (7) XSSE24H, Xeno Select applied as self-etch, 24h; (8) XSSE3M, 3m; (9) XSER24H, Xeno Select applied as etch-and-rinse, 24h; (10) XSER3M, 3m. Superficial dentin surface was exposed and then ground with 600-grit SiC paper in order to simulate a smear layer. After this, adhesive systems were applied according to fabricant instructions. Resin composite build-ups with Filtek Z250 were constructed incrementally, in 2 mm increments, up to 6 and 8 mm. After storing in deionized water at 37°C, the μ TBS was evaluated after 24 hours and at 3 months depending on the group. The beams were prepared with 1 mm² and μ TBS was performed at a crosshead speed of 0,5 mm/min in a universal testing machine (Shimadzu Autograph AG-IS, Kyoto, Japão). Data were analyzed according to a mixed linear model (MM) ($p < 0,05$).

Results: The XSER μ TBS values are statistically higher than XSSE ($p = 0,004$). These adhesives do not show differences between 24h and 3m although higher values are suggested at 24h ($p = 0,065$). FLER has μ TBS values statistically higher than XSER adhesive ($p = 0,037$), at 24h and 3m ($p = 0,018$). The EBSE presents statistically higher μ TBS values than OCSE ($p < 0,001$) and XSSE ($p = 0,012$), but OCSE and XSSE do not present differences ($p = 0,689$). The μ TBS values are statistically higher at 24h ($p = 0,002$).

Conclusions: XSER presented dentine bond strength values superior than XSSE, with higher μ TBS values at 24h. FLER had a better performance than XSER on both evaluations. EBSE adhesive obtained bond strength values higher than OCSE and XSSE at 24h, although OCSE and XSSE presented similar adhesive strength values. EBSE, OCSE and XSSE have a better performance at 24h than 3m.

Key words: adhesion, dentin, bond strength, microtensile.

ÍNDICE GERAL

I. Introdução.....	13
1. Dente e substratos dentários.....	14
1.1 Esmalte.....	14
1.2 Dentina.....	15
2. Princípios da adesão.....	21
2.1 Adesão ao esmalte.....	22
2.2 Adesão à dentina.....	23
2.3 Smear layer.....	27
3. Constituição dos sistemas adesivos.....	28
3.1 Monómeros.....	28
3.2 Solventes.....	29
3.3 Fotoiniciadores.....	31
3.4 Inibidores.....	31
3.5 Partículas de carga inorgânica.....	31
4. Perspetiva histórica e evolução dos sistemas adesivos.....	32
5. Classificação dos sistemas adesivos.....	33
5.1 Sistemas adesivos etch-and-rinse.....	34
5.2 Sistemas adesivos self-etch.....	36
5.3 Sistemas adesivos universais.....	40
6. Degradação hidrolítica.....	43
6.1 Microinfiltração.....	43
6.2 Hidrólise e nanoinfiltração.....	43
6.3 A função da clorhexidina.....	44
6.4 Técnica ethanol wet-bonding.....	45
7. Testes laboratoriais.....	46
7.1 Testes de avaliação da resistência adesiva.....	46
7.2 Envelhecimento de amostras.....	48
II. OBJETIVOS.....	51
1. Hipóteses de estudo.....	51
III. MATERIAIS E MÉTODOS.....	53
1. Grupos experimentais.....	55
2. Procedimento laboratorial.....	55
IV. RESULTADOS.....	65
1. Análise estatística.....	65

1.1 Resistência adesiva à microtração (μ TBS).....	66
1.2 Análise dos modos de falha.....	71
V. DISCUSSÃO	73
1. Relevância clínica	79
VI. CONCLUSÃO	81
1. Perspetivas futuras	81
VII. BIBLIOGRAFIA	83
VIII. ANEXOS	

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 – O dente (Nanci, 2013).....	14
Figura 2 – Imagem de microscopia eletrônica de varrimento com processos odontoblásticos (Odp) no interior dos túbulos dentinários (Nanci, 2013).	17
Figura 3 – Esquema ilustrativo da variação de túbulos da estrutura dentinária (Perdigão, 2015).....	18
Figura 4 – (A) Localização da dentina primária e secundária; (B) Possível localização da dentina reparadora (Ferraris & Muñoz, 2009).	20
Figura 5 – Imagens obtidas por SEM, condicionamento ácido. (A) Padrão tipo I; (B) Padrão tipo II; (C) Padrão tipo III (Perdigão <i>et al.</i> , 2013).....	23
Figura 6 – Imagem obtida por SEM da dentina condicionada (Perdigão <i>et al.</i> , 2013).	24
Figura 7 – Interface entre o adesivo e a dentina húmida. (A) Imagem obtida por SEM; (B) Imagem obtida por TEM (Perdigão, 2015).	25
Figura 8 – Interface adesiva com <i>resin tags</i> associados à camada híbrida (Alex, 2015).	26
Figura 9 – Imagem obtida por SEM com <i>smear plug</i> a bloquear a entrada no túbulo dentinário (Perdigão <i>et al.</i> , 2013).	27
Figura 10 – Estratégias adesivas, segundo Van Meerbeek <i>et al.</i> , 2003 (Perdigão, 2015).	34
Figura 11 – Esquema da adesão à dentina de acordo com a estratégia adesiva <i>etch-and-rinse</i> (Perdigão <i>et al.</i> , 2013).	35
Figura 12 – Esquema representativo do colapso das fibras de colagénio após condicionamento e secagem da dentina (Perdigão <i>et al.</i> , 2013).....	36
Figura 13 – Esquema da adesão à dentina de acordo com a estratégia adesiva <i>self-etch</i> (Perdigão <i>et al.</i> , 2013).	39
Figura 14 – Estratégias adesivas contemporâneas (Sezinando 2014).	40
Figura 15 – Imagem obtida por SEM da interface de um adesivo <i>self-etch</i> e o esmalte. Seta aponta <i>water-trees</i> (Perdigão, 2015).	44
Figura 16 – Esquema representativo da preparação dos espécimes para o teste μ TBS (Perdigão, 2002).	47
Figura 17 – Dente aderido com cera colante à base acrílica e delimitado com dois traços correspondentes à localização dos futuros cortes transversais.....	55

Figura 18 – Micrótomo de tecidos duros (Accutom-50, Struers, Dinamarca).....	55
Figura 19 – Base acrílica encaixada no micrótomo (Struers, Ballerup, Dinamarca) para a execução do primeiro corte.....	55
Figura 20 – Câmara pulpar preenchida com cola de cianoacrilato (Wurth, Künzensaul, Alemanha).....	57
Figura 21 – Máquina de polir (LaboPol-4, Struers, Dinamarca).....	57
Figura 22 – Polimento com disco de lixa SiC de grão 600 para simular a <i>smear layer</i> .	57
Figura 23 – Sequência de aplicação do sistema adesivo no grupo FLER.....	58
Figura 24 – Ácido ortofosfórico (Scotchbond Etchant; 3M ESPE, Seefeld, Alemanha)	59
Figura 25 – Resina Filtek Z250, cor A2 (3M ESPE, Seefeld, Alemanha).....	59
Figura 26 – Bloco de resina com 8 mm.....	60
Figura 27 – Aplicação da resina composta com incrementos de 2 mm.....	60
Figura 28 – Fotopolimerizador Optilux 501 (Kerr, Midleton, WI, EUA).....	61
Figura 29 – Estufa de incubação (Memmert INE 400, Schwabach, Alemanha).....	61
Figura 30 – Palito colado com cola de cianoacrilato ao <i>jig</i> de aço inoxidável.....	62
Figura 31 – Máquina de testes universal (Shimadzu Autograph AG-IS, Kyoto, Japão)..	62
Figura 32 – Palito fraturado após ter sido submetido ao teste de microtração.....	62
Figura 33 – Palitos sobre compressa embebida em água desionizada.....	62
Figura 34 – μ TBS em XS, sob técnicas ER e SE, às 24h e 3m.....	66
Figura 35 – Gráfico da média da resistência adesiva (MPa) e desvio-padrão dos grupos testados. Letras iguais indicam que não existem diferenças estatísticas entre grupos, para $p < 0.05$, nas diferentes técnicas adesivas.....	67
Figura 36 – μ TBS em FL e XS, sob técnica ER, a 24h e 3m.....	68
Figura 37 – Gráfico da média da resistência adesiva (MPa) e desvio-padrão dos grupos testados. Letras iguais indicam que não existem diferenças estatísticas entre grupos, para $p < 0.05$, relativamente ao tempo de envelhecimento.....	69
Figura 38 – μ TBS em XS, OC e EB sob técnica SE, a 24h e 3m.....	70
Figura 39 – Gráfico da média da resistência adesiva (MPa) e desvio-padrão dos grupos testados. Letras iguais indicam que não existem diferenças estatísticas entre grupos, para $p < 0.05$, relativamente ao tempo de envelhecimento.....	71
Figura 40 – Gráfico com o tipo e a frequência de falhas, segundo o grupo.....	71

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1 – Composição dos materiais utilizados na investigação.....	54
Tabela 2 – Esquematização do protocolo com a divisão dos grupos de acordo com o sistema adesivo empregue e o tempo de envelhecimento.....	55
Tabela 3 – Instruções dos fabricantes para a aplicação dos sistemas adesivos.....	58
Tabela 4 – Esquema dos tipos de falhas possíveis (R, resina composta; D, dentina).....	63
Tabela 5 – Informação sobre diversas estruturas de covariâncias.....	67
Tabela 6 – Informação sobre diversas estruturas de covariâncias.....	68
Tabela 7 – Informação sobre diversas estruturas de covariâncias.....	70

LISTA DE ABREVIATURAS

3m – 3 meses
10-MDP – 10-metacrilóiloxidecil dihidrogenofosfato
24h – 24 horas
AIC – Akaike
AICC – Hurvich e Tsai
AR1 – autorregressiva de 1ª ordem
ARMA – autorregressiva de média móvel
BHT – hidroxitolueno butilado
BIC – Bayes e Schwartz
Bis-EMA – bisfenol A etoxilado dimetacrilato
Bis-GMA – bisfenol A glicidil metacrilato
CAIC – Bozdogan
CQ – canforoquinona
CS – simetria composta
DMABN – 4-dimetilamino benzonitril
EB – Ena Bond SE
EDMAB – 4-etil-dimetilaminobenzoato
ER – Etch-and-rinse
GPDM – glicerol fosfato dimetacrilato
HEMA – 2-hidroxietil metacrilato
FL – Optibond™ FL
ISO – Organização Internacional para Padronização
mm – milímetro
mm/min – milímetro por minuto
MMEP – mono-2-(metacrilóiloxi) ftalato de etilo
MPa – megapascal
ODMAB – 2-(etilhexil)-4-(dimetilamino) benzoato
OC – One Coat 7.0
PEGDMA 400 – polietileno glicol dimetacrilato 400
SE – self-etch
SEM – microscopia eletrónica de varrimento

SI – Identidade

SPSS – Statistical Package for the Social Sciences

TEGDMA – trietilenoglicol dimetacrilato

TEM – microscopia eletrônica de transmissão

UDMA – uretano dimetacrilato

XS – Xeno Select

I. INTRODUÇÃO

Os conceitos convencionais do preparo cavitário introduzidos no início do século XX por Black, cuja abordagem cirúrgica se baseava no princípio *extension for prevention* para tratar lesões de cárie têm mudado radicalmente. Com a introdução de novos materiais restauradores dos tecidos dentários, foi implementada uma filosofia mais conservadora dos preparos cavitários (Perdigão, 2015).

Embora possa parecer um contrassenso, a dentisteria operatória moderna pretende evoluir de forma a conseguir dispensar a necessidade de preparos cavitários na grande maioria das restaurações intracoronárias (Perdigão, 2015).

O uso de materiais adesivos aliado aos novos conhecimentos da doença cárie desde a sua etiologia ao diagnóstico, assim como o tratamento da mesma, permitiram reduzir a necessidade dos preparos tradicionais. Desta forma, apenas a área danificada é removida imperando o conceito *lesion specific* no qual não se tem em conta a forma e geometria do preparo. Assim, iniciou-se um novo caminho na dentisteria, a Dentisteria Minimamente Invasiva (Perdigão, 2015).

O crescente desejo por tratamentos minimamente invasivos resultou em preparos cavitários cuja longevidade das restaurações depende em grande parte da eficácia dos sistemas adesivos dentinários (Miyazaki *et al.*, 2014)

Desde a comercialização do primeiro sistema adesivo, estes materiais continuaram a evoluir. Os fabricantes continuam a procurar a simplificação da técnica através da diminuição da sensibilidade, da redução do tempo clínico e ainda com a produção de uma adesão mais eficaz e duradoura. A produção de um sistema adesivo ideal que reúna todas estas características continua a ser um grande desafio (Carvalho *et al.*, 2004).

Apesar da colossal evolução tecnológica dos sistemas adesivos nos últimos cinquenta anos, a interface adesiva continua a ser o ponto fraco das restaurações (Sirisha *et al.*, 2014a), sendo necessária a contínua pesquisa pelo adesivo perfeito.

1. DENTE E SUBSTRATOS DENTÁRIOS

O dente é descrito, anatomicamente, pela coroa e pela raiz. Embora este possa variar no tamanho e forma, a sua constituição é similar (Nanci, 2013).

A coroa do dente é composta pelo esmalte que é um tecido caracterizado por ser duro, inerte e acelular, formado por células epiteliais e suportado pela dentina que é um tecido menos mineralizado, mais resiliente e que está intimamente relacionado com a parte vital do dente, a polpa, formando o complexo pulpo-dentinário (Nanci,2013).

O dente encontra-se ligado aos ossos da maxila através do cimento, do ligamento periodontal e do osso alveolar que providenciam alguma flexibilidade para suportar as forças mastigatórias (Fig. 1) (Nanci, 2013).

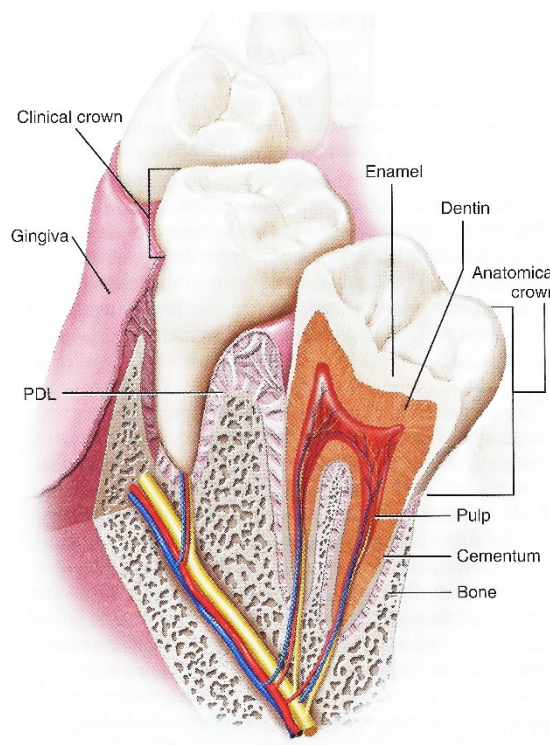


Figura 1 – O dente (Nanci, 2013).

1.1 Esmalte

O esmalte é o tecido calcificado mais duro do corpo humano. Este constitui a camada mais superficial do órgão dentário, recobrendo a coroa do dente. A espessura desta camada varia consoante a área coronal em que se encontra. Desta forma, o esmalte é mais fino na

junção entre o esmalte e o cimento e aumenta progressivamente na área oclusal e incisal (Ferraris & Muñoz, 2009; Boushell & Sturdevant, 2013).

Os ameloblastos constituem a unidade funcional uma vez que são as únicas células responsáveis pela secreção da matriz orgânica do esmalte. Ao mecanismo de formação do esmalte dá-se o nome de amelogênese o qual compreende a formação e a mineralização do esmalte até à erupção do dente na cavidade oral (Ferraris & Muñoz, 2009; Boushell & Sturdevant, 2013; Nanci, 2013).

Quimicamente, o esmalte consiste em aproximadamente 96% de mineral inorgânico e 4% de matéria orgânica (proteínas enamélicas e carboidratos) e água. A componente inorgânica é constituída maioritariamente pelos cristais de fosfato de cálcio ou os cristais de hidroxiapatite - $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$. Estes cristais encontram-se na forma de uma rede cristalina e é o maior constituinte mineral. A repetição das unidades moleculares de hidroxiapatite, perfaz o cristal do esmalte. Ainda existem outros minerais que se encontram em menores quantidades. A matriz orgânica é responsável pela união dos cristais de hidroxiapatite (Ferraris & Muñoz, 2009; Boushell & Sturdevant, 2013; Fruits *et al.*, 2013; Nanci, 2013).

Estruturalmente, o esmalte é composto por milhões de prismas que são estruturas alongadas hexagonais. Estas estruturas são calcificadas e medem 5 μm de diâmetro estando rodeadas e unidas por material cimentante que também se encontra calcificado. Os prismas possuem um trajeto complexo dentro do esmalte estendendo-se através de toda a espessura da camada de esmalte que mede em média 2 mm (Mescher, 2013).

O esmalte é uma estrutura rígida extremamente dura, mas friável. Assim, necessita do suporte dentinário para suportar as forças mastigatórias. Possui um módulo de elasticidade elevado, elevada força compressiva e baixa resistência à tração (Boushell & Sturdevant, 2013).

O esmalte é translúcido e a cor varia entre o amarelo claro e o branco-acinzentado (Nanci, 2013).

1.2 Dentina

A dentina é o eixo estrutural do dente e constitui o tecido mineralizado com maior volume da peça dentária. A porção coronária está coberta pelo esmalte e a porção radicular pelo

cimento. Interiormente, a dentina delimita a câmara pulpar que é uma cavidade que contém a polpa dentária (Berkovitz *et al.*, 2009; Ferraris & Muñoz, 2009; Nanci, 2013).

1.2.1 Propriedades físicas

As propriedades físicas do esmalte e da dentina são complementares (Berkovitz *et al.*, 2009). A cor da dentina é amarela clara, podendo variar de indivíduo para indivíduo. Uma vez que o esmalte é translúcido, a cor do dente é proveniente da dentina. A dentina é menos mineralizada que o esmalte, como tal apresenta menor translucidez, dureza e radiopacidade. No entanto, apresenta maior elasticidade, permitindo compensar a rigidez característica do esmalte (Berkovitz *et al.*, 2009; Ferraris & Muñoz, 2009).

A dentina é mais permeável que o esmalte devido à presença dos túbulos dentinários que permitem a passagem de diversos elementos e solutos tornando possível alcançar a polpa. Dois mecanismos de transporte são descritos na literatura: por difusão ou por variação da pressão intravascular e extravascular dos fluidos intersticiais da polpa. O movimento do fluido intersticial através dos tubos tanto é centrífugo (desde a polpa até ao exterior do dente) como centrípeto (desde a cavidade oral à polpa). Este movimento sustenta a Teoria Hidrodinâmica de Brannstrom que permite explicar a sensibilidade dentária (Ferraris & Muñoz, 2009).

1.2.2 Propriedades químicas

A dentina é composta por 70% de matéria inorgânica, 20% de matéria orgânica e 10% de água em peso. Em volume, é composta por 50% de matéria inorgânica, 30% de matéria orgânica e 20% de água (Berkovitz *et al.*, 2009).

A matriz inorgânica é constituída por cristais de hidroxiapatite semelhantes quimicamente aos do esmalte, cimento e osso. As dimensões dos cristais são de 36 µm de comprimento, 25 µm de largura e 10 µm de altura. Os cristais orientam-se de forma paralela às fibras de colagénio da matriz dispondo-se cerca de 70-75% entre a matriz dentinária e 25-30% dentro da mesma (Ferraris & Muñoz, 2009).

A matriz orgânica consiste em fibrilhas incorporadas numa substância fundamentalmente amorfa constituída em cerca de 90% por colagénio, maioritariamente do tipo I e, residualmente, do tipo III e V. Nos restantes 10% da matriz são encontradas proteínas não colagénicas (Berkovitz *et al.*, 2009; Ferraris & Muñoz, 2009; Nanci, 2013).

1.2.3 Estrutura histológica

A dentina é constituída por unidades estruturais básicas, os túbulos dentinários e a matriz intertubular. As unidades estruturais secundárias originam-se a partir de variações na mineralização das unidades estruturais primárias ou como resultado da interligação das unidades básicas com o esmalte ou cimento periféricos (Ferraris & Muñoz, 2009).

1.2.3.1 Unidades estruturais básicas

Os túbulos são estruturas cilíndricas delgadas que se estendem por toda a espessura da dentina prolongando-se desde a superfície da polpa até à junção esmalte-dentina e cimento-dentina (Berkovitz *et al.*, 2009; Ferraris & Muñoz, 2009).

Os túbulos alojam no seu interior o prolongamento odontoblástico denominado de processo odontoblástico. O espaço que se encontra entre o processo odontoblástico e a parede do túbulo é ocupado por um líquido tissular, o fluido dentinário. O fluido dentinário é um filtrado do plasma sanguíneo pulpar e a sua composição química é semelhante às albuminas. O processo odontoblástico e o fluido dentinário são responsáveis pela vitalidade da dentina (Fig. 2) (Ferraris & Muñoz, 2009).

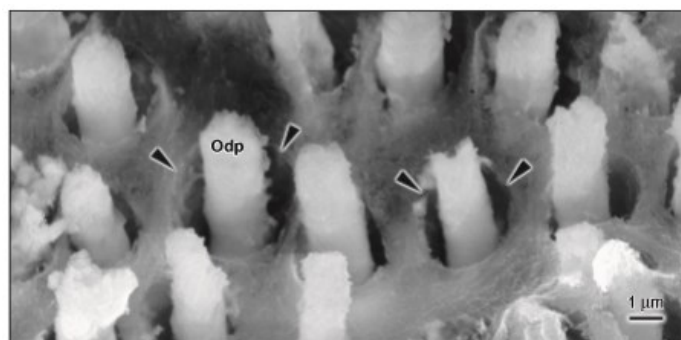


Figura 2 – Imagem de microscopia eletrônica de varrimento com processos odontoblásticos no interior dos túbulos dentinários (Nanci, 2013).

A quantidade de túbulos dentinários por unidade de superfície varia consoante a zona da dentina. Nas zonas de dentina mais próximas da polpa existem entre 45000 a 65000 túbulos por mm^2 . Em zonas mais periféricas o número de túbulos decresce para 15000 a 20000 por mm^2 . Na dentina radicular junto à polpa o número de túbulos é de 24000 por mm^2 , já na região periférica são cerca de 12000 por mm^2 . De uma forma geral, o diâmetro

dos túbulos também varia, sendo mais largos na zona da polpa ($5\ \mu\text{m}$), diminuindo o calibre à medida que se aproximam da periferia ($1,7\ \mu\text{m}$) (Fig. 3) (Ferraris & Muñoz, 2009).

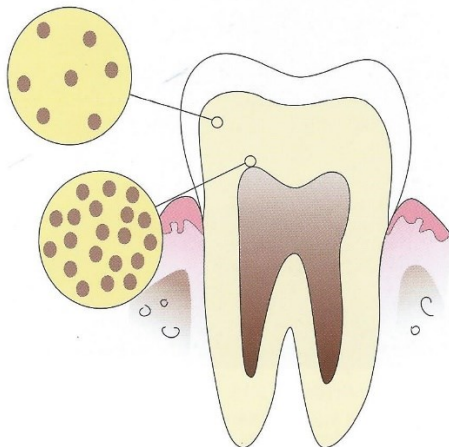


Figura 3 – Esquema ilustrativo da variação de túbulos da estrutura dentinária (Perdigão, 2015).

A parede dos túbulos dentinários é formada por dentina peritubular. Esta é muito mineralizada e com o avanço da idade fisiológica, outro tipo de dentina é depositada sobre as paredes do túbulo dentinário, diminuindo o tamanho do lúmen (Berkovitz *et al.*, 2009; Ferraris & Muñoz, 2009).

A dentina intertubular distribui-se entre as paredes dos túbulos dentinários e é constituída por uma malha de fibras de colagénio sobre a qual se depositam os cristais de hidroxiapatite. A dentina intertubular é mais rica em colagénio, mas menos mineralizada que a dentina peritubular (Berkovitz *et al.*, 2009; Ferraris & Muñoz, 2009).

1.2.4 Dentinogénese

A dentinogénese compreende o conjunto de mecanismos responsáveis pela elaboração da dentina. Os odontoblastos são as células responsáveis pela formação da matriz orgânica que mais tarde irá calcificar originando a dentina. Na dentinogénese são compreendidas três fases:

- Formação da matriz orgânica composta por uma malha fibrilar e um componente fundamentalmente amorfo;
- Maturação da matriz orgânica;

- Precipitação dos sais minerais através da calcificação ou mineralização dos sais (Ferraris & Muñoz, 2009).

1.2.5 Classificação histogénica da dentina

No dente existem três tipos de dentina distintos do ponto de vista da sua formação (Ferraris & Muñoz, 2009).

1.2.5.1 Dentina primária

A dentina primária delimita a câmara pulpar dos dentes formados e, como o nome indica, é a que se forma primeiramente, depositando-se desde as primeiras etapas da dentinogénese até à erupção do dente (Fig. 4 A) (Ferraris & Muñoz, 2009; Nanci, 2013).

1.2.5.2 Dentina secundária

Também é denominada de dentina adventícia, regular ou fisiológica. Considera-se que esta dentina é sintetizada após a erupção do dente. No entanto, quando o dente não erupciona esta dentina também é produzida. Assim, a sua formação inicia-se após a formação completa da raiz. Comparativamente a dentina primária deposita-se mais lentamente, é produzida durante todo o ciclo vital do dente pelo que a contínua deposição de dentina secundária leva ao estreitamento dos canais pulpares e a uma câmara pulpar de menor dimensão em pacientes mais velhos. A estrutura é bastante similar à dentina primária embora a distribuição dos túbulos seja menos regular (Fig. 4 A) (Berkovitz *et al.*, 2009; Ferraris & Muñoz, 2009; Nanci, 2013).

1.2.5.3 Dentina terciária

Além da dentina primária e secundária, a polpa dentária é induzida a produzir material calcificado como consequência a uma diversidade de estímulos como a cárie, atrição, preparação cavitária, microinfiltração na restauração ou trauma. Esta dentina forma-se mais internamente, deformando a câmara pulpar, mas apenas nos locais onde ocorre o estímulo. Assim, a dentina é produzida por odontoblastos que estão diretamente implicados no estímulo de forma a salvar-se a polpa do local afetado. Consoante o tipo de estímulo ou a extensão do mesmo, os odontoblastos produzem uma dentina que pode variar na aparência ou composição. Desta forma, quanto maior for o estímulo, mais rápida

e irregular será a aposição de dentina (Berkovitz *et al.*, 2009; Ferraris & Muñoz, 2009; Nanci, 2013).

Considera-se que existe uma diferença entre a dentina reparadora e a dentina reacional. A dentina reacional é a dentina terciária segregada pelos odontoblastos na parede pulpar adjacente ao estímulo, quando este é nocivo e de intensidade moderada. A dentina reparadora (Fig. 4 B) é formada por *odontoblast-like cells*, originados a partir das células pulpares de reserva, na parede pulpar adjacente ao estímulo (Berkovitz *et al.*, 2009; Ferraris & Muñoz, 2009).

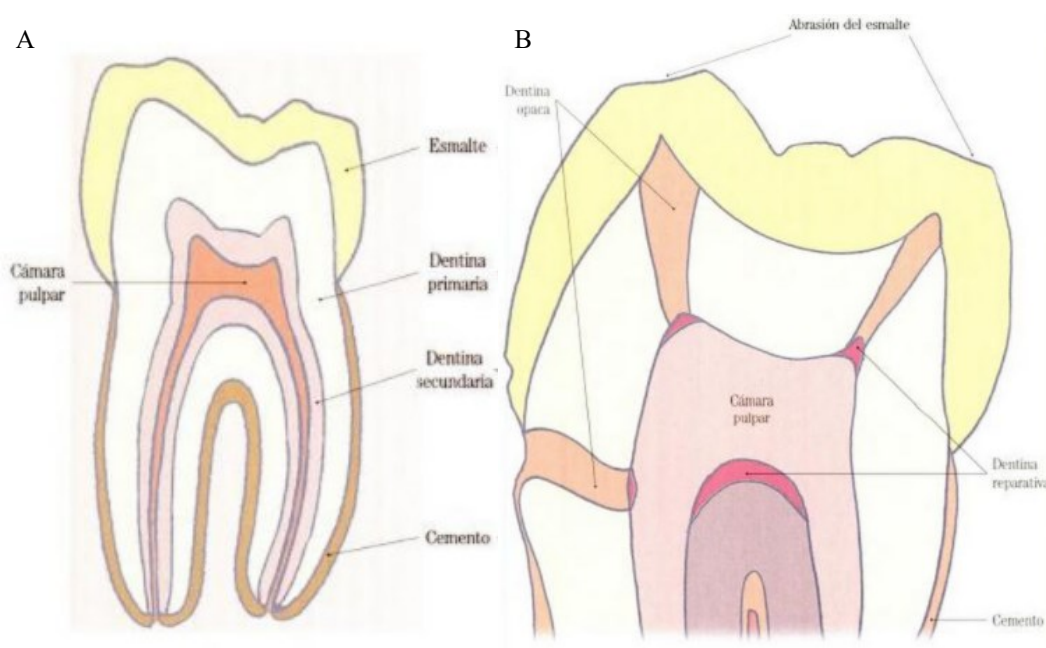


Figura 4 – (A) Localização da dentina primária e secundária; (B) Possível localização da dentina reparadora (Ferraris & Muñoz, 2009).

1.2.6 Dentina esclerótica

Devido ao depósito contínuo de dentina peritubular e da aposição de cristais de hidroxiapatite, a polpa, assim como os túbulos dentinários diminuem o seu calibre. Esta é uma resposta fisiológica perante estímulos como a lenta progressão da cárie, ou locais sob uma severa atrição, ou seja, estímulos lentos, persistentes e muito graves. Deste modo, aparecem fenómenos de esclerose dando o nome a esta dentina que se caracteriza por possuir túbulos dentinários desestruturados e em menor número oferecendo maior proteção à polpa em casos de infiltração ou invasão bacteriana (Berkovitz *et al.*, 2009; Ferraris & Muñoz, 2009; Nanci, 2013).

2. PRINCÍPIOS DA ADESÃO

A palavra adesão provém do latim *ad haerere* que significa “colar a” (Perdigão *et al.*, 2013; Perdigão, 2015).

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

O adesivo é um material líquido e viscoso que solidifica dois substratos, transferindo carga de um para o outro. A força de adesão é a medida utilizada para determinar a capacidade que a união adesiva tem para suportar uma carga (Perdigão *et al.*, 2013; Perdigão, 2015). A durabilidade é descrita como o período durante o qual a adesão permanece estável (Perdigão, 2015).

A eficácia adesiva depende de variados fatores sendo a energia de superfície o mais importante. Desta forma, para haver uma boa adesão é necessário a existência de um contacto íntimo entre o adesivo e o substrato dentário (esmalte ou dentina). Para tal é necessário que a tensão superficial do adesivo que é aplicado seja inferior à energia de superfície da dentina ou esmalte, para que o ângulo de contacto seja o menor possível, ou seja, o mais próximo possível de zero graus (Perdigão *et al.*, 2013; Perdigão, 2015). Clinicamente, a energia de superfície é aumentada para melhorar a adesão através da profilaxia com pasta de pedra-pomes, do condicionamento ácido ou ainda com a aplicação de solventes para a remoção de contaminantes (Breschi *et al.*, 2013).

Na medicina dentária, a adesão entre materiais resinosos e a estrutura dentária resulta de quatro mecanismos:

- Adesão mecânica – através da penetração da resina e a formação de *resin tags* que se definem como prolongamentos de resina no interior da estrutura dentária;
- Adsorção – caracterizada pela ligação química ao componente inorgânico (hidroxiapatite) ou orgânico (fibras de colagénio) do dente;
- Difusão – consiste na precipitação de substâncias na superfície dentária permitindo a ligação mecânica ou química dos monómeros de resina;
- A combinação dos três mecanismos descritos anteriormente (Perdigão *et al.*, 2013).

Atualmente a técnica adesiva tem um vasto campo de aplicação. Esta pode ser utilizada, como, por exemplo, para:

- A reconstrução da estrutura dentária quando cariada ou fraturada;
- Lesões cervicais de erosão ou abrasão;
- Alterar a forma, cor ou comprimento da estrutura dentária;
- A cimentação de cerâmicas;
- A técnica adesiva para amálgama;
- Cimentação de coroas e pontes;
- Cimentação de *brackets* e bandas em ortodontia;
- Tratamento da hipersensibilidade dentária;
- Reparação de restaurações fraturadas;
- Colocação preventiva de selantes na face oclusal dos dentes posteriores;
- Reconstrução de núcleos para coroas;
- Cimentação de postes endodônticos;
- Selamento de canais obturados no tratamento endodôntico;
- Reforçar internamente canais fragilizados após tratamento endodôntico

(Van Meerbeek *et al.*, 1998; Perdigão *et al.*, 2013; Perdigão, 2015).

2.1 Adesão ao esmalte

Buonocore, em 1955, inspirado pela indústria metalúrgica, aplicou uma concentração de 85% de ácido fosfórico para facilitar a adesão entre a resina acrílica e o esmalte (Buonocore, 1955). A introdução da técnica do condicionamento ácido permitiu a adesão de materiais restauradores ao esmalte mudando radicalmente os conceitos da Dentisteria Operatória (Perdigão *et al.*, 2013; Perdigão, 2015).

O condicionamento ácido do esmalte resulta em três padrões morfológicos distintos na sua superfície (Fig. 5). O padrão mais comum é o tipo I no qual ocorre a dissolução dos núcleos dos prismas de esmalte, sendo a periferia dos tecidos mantida intacta. O padrão do tipo II é o oposto ao anterior, no qual ocorre a dissolução da periferia dos prismas de esmalte deixando os núcleos intactos. No padrão do tipo III distinguem-se zonas com padrões semelhantes aos anteriores ou padrões não relacionados com a morfologia dos prismas de esmalte (Breschi *et al.*, 2013; Perdigão *et al.*, 2013; Perdigão, 2015).

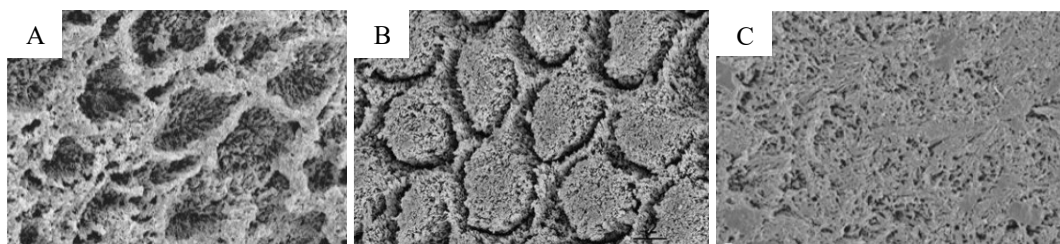


Figura 5 – Imagens obtidas por SEM, condicionamento ácido. (A) Padrão tipo I; (B) Padrão tipo II; (C) Padrão tipo III (Perdigão *et al.*, 2013).

A técnica de ataque ácido transforma a superfície lisa e regular do esmalte numa superfície irregular, aumentando a energia de superfície (Perdigão *et al.*, 2013; Miyazaki *et al.*, 2014). Várias concentrações de ácido ortofosfórico têm sido utilizadas no esmalte. No entanto, a concentração de ácido utilizada atualmente varia entre os 30% e os 40%, sendo a mais utilizada de 37% durante 15 segundos (Perdigão *et al.*, 2013).

Quando o adesivo é aplicado à superfície irregular do esmalte, previamente condicionada com o ácido, os monómeros penetram na superfície do esmalte e co-polimerizam entre si, originando os *resin tags*. A formação destes prolongamentos de resina no interior das microporosidades do esmalte é o mecanismo fundamental para a adesão do esmalte, pois estabelece-se uma adesão micromecânica (Perdigão *et al.*, 2013; Perdigão, 2015). Na literatura estão descritos dois tipos de *resin tags*:

- Os “macro”-tags que são prolongamentos de resina que se encontram no espaço circundante dos prismas de esmalte;
- Os “micro”-tags contribuem especialmente para a retenção no esmalte uma vez que os prolongamentos de resina envolvem, individualmente, o cristal de hidroxiapatite ao núcleo do prisma de esmalte (Van Meerbeek *et al.*, 2003)

2.2 Adesão à dentina

A técnica de adesão ao esmalte é relativamente simple, permanece consistente e fiável ao longo de várias décadas. No entanto, a adesão à dentina apresenta-se como um desafio. Vários fatores resultam nessa diferença nomeadamente a composição dos substratos no qual o esmalte é um tecido mais mineralizado ao invés da dentina que apresenta uma composição diferente, pois este tecido é composto por um grande volume de matéria orgânica (colagénio) e água. Desta forma, há a necessidade de ultrapassar as dificuldades de adesão à dentina através da sucessiva modificação dos sistemas adesivos,

caracteristicamente focados nesta problemática (Coelho *et al.*, 2012; Perdigão *et al.*, 2013; Miyazabi *et al.*, 2014; Perdigão, 2015).

Os materiais adesivos podem interagir com a dentina mecanicamente, quimicamente ou de ambas as formas. No entanto, a adesão à dentina baseia-se principalmente na penetração dos monómeros do adesivo na rede de fibras de colagénio expostas pelo condicionamento ácido. Alguns sistemas adesivos *self-etch primer* à base de fosfato, não requerem que haja aplicação prévia de ácido, uma vez que ocorre uma ligação química através de grupos fosfato ou policarboxílicos à hidroxiapatite (Perdigão *et al.*, 2013).

Quando se aplica ácido na superfície da dentina ocorre a desmineralização da dentina subjacente até uma profundidade de cerca de 5 μm , resultando na abertura dos túbulos dentinários (Fig. 6), na dissolução da parte superficial da dentina peritubular e intertubular e na diminuição da energia de superfície. Deste modo, a densa malha de fibras de colagénio fica exposta e permite a penetração dos monómeros dos *primers* (Perdigão, 2015).

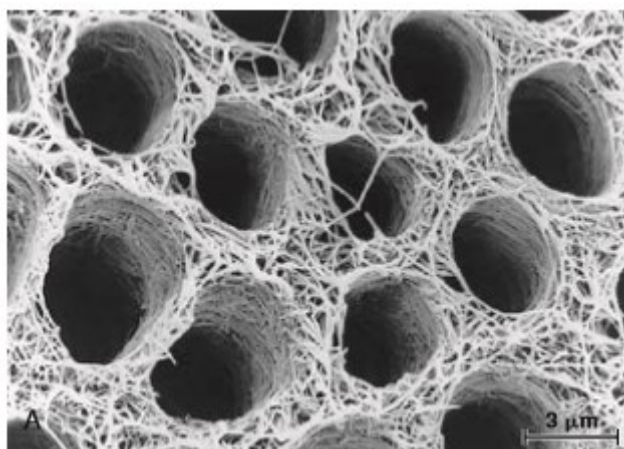


Figura 6 – Imagem obtida por SEM da dentina condicionada (Perdigão *et al.*, 2013).

A aplicação dos *primers* na dentina, ao contrário do que acontece no esmalte, tem elevada importância uma vez que altera positivamente a energia de superfície deste substrato sendo possível obter valores de adesão mais altos (Perdigão, 2015).

As moléculas do *primer* são bifuncionais e apresentam um grupo hidrofílico com afinidade pelas fibrilhas de colagénio e um grupo hidrófobo que co-polimeriza com os monómeros do adesivo ou com os monómeros da resina composta (Coelho *et al.*, 2012; Perdigão, 2015). Assim, o *primer* torna a superfície dentinária numa interface hidrófoba

recetiva à impregnação pelos monómeros do adesivo. O adesivo ao co-polimerizar com o *primer* origina a camada híbrida (Coelho *et al.*, 2012).

O adesivo consiste numa resina fluida, sem solvente, constituída maioritariamente por monómeros hidrófobos como o Bis-GMA, o TEGDMA e em menor quantidade monómeros hidrofílicos como o HEMA (Perdigão, 2015).

A aplicação da resina fluida permite estabilizar as fibras de colagénio sem o suporte da hidroxiapatita, penetrando nos espaços interfibrilares deixados após o condicionamento ácido, atuando como argamassa (Fig. 7) (Perdigão, 2015).

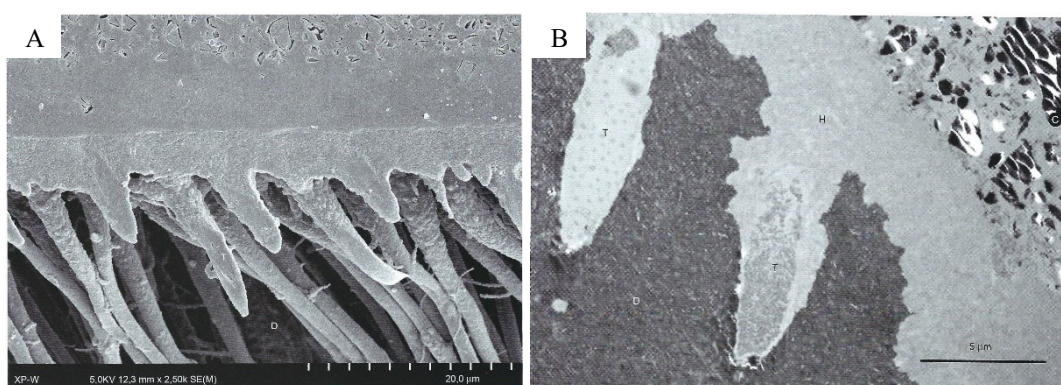


Figura 7 – Interface entre o adesivo e a dentina húmida. (A) Imagem obtida por SEM; (B) Imagem obtida por TEM (Perdigão, 2015).

2.2.1 Camada híbrida

Em 1982, Nakabayashi, Kojima e Masuhara foram pioneiros a demonstrar que os monómeros do adesivo penetravam a dentina após o condicionamento ácido, formando a camada híbrida (Nakabayashi *et al.*, 1982), sendo esta definida como “uma estrutura formada nos tecidos dentários duros, pela desmineralização da superfície e subsuperfície, seguida pela infiltração e polimerização dos monómeros” cit in Coelho *et al.*, 2012. Foi criado um novo conceito de adesão à dentina, no qual alguns estudos referem que a hibridização também contribui em parte para os valores da adesão à dentina, representando o modo de adesão micromecânico (Perdigão, 2015).

Embora a espessura da camada híbrida tenha uma influência limitada sobre os valores da adesão (Perdigão, 2015), esta é uma estrutura que sela a dentina, permitindo, assim, melhorar o ajuste marginal, prevenir a sensibilidade pós-operatória e a cárie secundária e

ainda funciona como uma camada amortecedora das tensões geradas pela contração de polimerização da resina (Perdigão, 2007; Salvio *et al.*, 2013).

Na zona de interdifusão resina-dentina ocorre a interdigitação micromecânica de monómeros hidrofílicos provenientes dos adesivos com o colagénio (Perdigão, 2015). Esta é uma camada de matriz orgânica constituída por resina, colagénio, hidroxiapatite residual e vestígios de água (Perdigão, 2007; Breschi *et al.*, 2013) que se caracteriza por ser uma interface relativamente hidrofóbica, ácido resistente e rija (Fig. 8) (Tjäderhane, 2015).

A técnica de *wet bonding* consiste na adesão à dentina húmida. Esta é preconizada de forma a otimizar a formação da camada híbrida com base na pressuposição de que a água tem a capacidade de manter a teia de fibras de colagénio íntegra. Portanto, as fibras de colagénio não sustentadas ao ficarem demasiado secas irão colapsar, inibindo a difusão dos monómeros do *primer* (Coelho *et al.*, 2012; Perdigão, 2015).

A estabilidade da interface adesiva depende da formação de uma camada híbrida homogénea e compacta (Breschi *et al.*, 2013). No entanto, independentemente do sistema adesivo utilizado, a formação da camada híbrida não é perfeita e a sua longevidade depende de diversos fatores (Tjäderhane, 2015). Os fatores físicos que comprometem a estabilidade desta interface são as forças oclusais e as alterações dimensionais provocadas pelas variações da temperatura da cavidade oral. Os fatores químicos comprometedores desta interface são os agentes bacterianos e os ácidos presentes no fluído dentinário, na saliva, nos alimentos e nas bebidas que levam à degradação das fibras de colagénio e dos monómeros da resina (Breschi *et al.*, 2013).

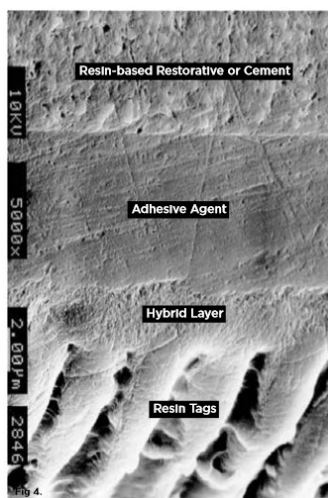


Figura 8 – Interface adesiva com *resin tags* associados à camada híbrida (Alex, 2015).

2.3 Smear layer

A *smear layer* consiste numa camada amorfa e não estruturada de 1 a 5 μm de espessura composta por restos de matéria orgânica e inorgânica: hidroxiapatite e colagénio desnaturado e alterado, bactérias e constituintes salivares. Esta camada é produzida pela instrumentação mecânica do substrato através de instrumentos rotatórios ou manuais. (Coelho *et al.*, 2012; Breshi *et al.*, 2013; Alex, 2015; Perdigão, 2015).

A morfologia da *smear layer* difere principalmente pelo tipo de instrumento que a cria e a zona do esmalte ou dentina na qual é formada (Breshi *et al.*, 2013; Miyazaki *et al.*, 2014; Perdigão, 2007; 2015).

A presença de *smear layer* é uma característica importante da dentina que se forma na sua superfície após a instrumentação uma vez que oclui a entrada dos túbulos dentinários e diminui a permeabilidade dentinária até cerca de 86% (Perdigão, 2002, 2015; Breshi *et al.*, 2013). Esta camada preenche a entrada dos túbulos dentinários originando os *smear plugs* (Fig. 9) (Perdigão, 2002; Miyazaki *et al.*, 2014). A *smear layer* é porosa e penetrada por numerosos espaços submicrométricos que possibilitam a passagem de algum fluido dentinário (Perdigão, 2007; 2015).

Os sistemas adesivos devem remover ou modificar a camada de *smear layer* de forma a permitir a adequada impregnação do adesivo no substrato, promovendo a formação da camada híbrida. Se, por um lado, os sistemas adesivos *etch-and-rinse* dissolvem a *smear layer*, pelo outro, os sistemas adesivos *self-etch* apenas modificam esta camada o que pode condicionar a força adesiva quando esta camada possui uma espessura superior (Breshi *et al.*, 2013; Alex, 2015).

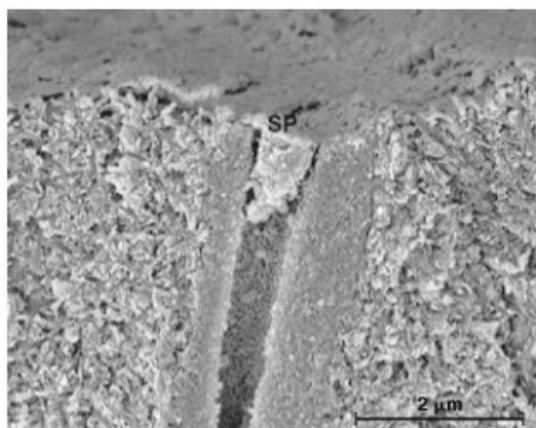


Figura 9 – Imagem obtida por SEM com *smear plug* a bloquear a entrada no túbulo dentinário (Perdigão *et al.*, 2013).

3. CONSTITUIÇÃO DOS SISTEMAS ADESIVOS

Os sistemas adesivos são complexas misturas de ingredientes. Um conhecimento detalhado destes ingredientes leva a uma melhor compreensão do comportamento dos adesivos quer no laboratório quer na prática clínica (Van Landuyt *et al.*, 2007).

Os sistemas adesivos compreendem na sua constituição monómeros, solventes orgânicos, iniciadores, inibidores e, ocasionalmente, partículas de carga (Van Landuyt *et al.*, 2007; Sezinando, 2014).

3.1 Monómeros

Os monómeros deveriam ser considerados o componente fundamental dos constituintes do sistema adesivo (Van Landuyt *et al.*, 2007).

Os adesivos contêm monómeros de resina similares aos que se encontram nos compósitos de forma a assegurar uma boa ligação covalente entre o adesivo e o compósito (Van Landuyt *et al.*, 2007).

Essencialmente, são encontrados dois tipos de monómeros: os monómeros fundamentais que possuem um grupo polimerizável e formam polímeros lineares e os monómeros que promovem a formação de ligações cruzadas. Estes possuem dois ou mais grupos polimerizáveis e são de grande importância uma vez que conferem as propriedades mecânicas dos adesivos (Van Landuyt *et al.*, 2007).

Alguns dos monómeros encontrados com maior frequência nos sistemas adesivos são o HEMA, Bis-GMA, TEGDMA, UDMA e o 10-MDP (Van Landuyt *et al.*, 2007).

3.1.1 HEMA

Monómero hidrofílico de baixo peso molecular com afinidade para a dentina. O HEMA é um *primer* constante nos adesivos dentários dado que é excelente promotor da adesão ao aumentar a humidade na dentina prevenindo o colapso das fibras e do colagénio. Também aumenta a molhabilidade do adesivo ampliando a capacidade de impregnação do adesivo e da difusão dos monómeros adesivos. No entanto não é hidroliticamente estável (Van Landuyt *et al.*, 2007; 2008; Coelho *et al.*, 2012; Perdigão, 2015).

3.1.2 Bis-GMA

É um monómero dimetacrilato entrecruzado de elevado peso molecular. Devido a estas características provoca pouca contração de polimerização e rápido endurecimento (Van Landuyt *et al.*, 2007; Coelho *et al.*, 2012).

3.1.3 TEGDMA

É um monómero dimetacrilato entrecruzado utilizado em conjunto com o Bis-GMA ou o UDMA. Este monómero compensa a rigidez do Bis-GMA, atuando como diluente (Van Landuyt *et al.*, 2007; Coelho *et al.*, 2012).

3.1.4 UDMA

Utilizado em associação com o Bis-GMA e/ou TEGDMA, funciona como diluente pois apresenta propriedades de viscosidade mais baixas. A quantidade de monómeros utilizada no adesivo irá ter uma influência significativa na viscosidade da resina adesiva não fotopolimerizada, assim como, nas propriedades da resina fotopolimerizada (Van Landuyt *et al.*, 2007).

3.1.5 10-MDP

Inicialmente sintetizado pela Kuraray (Osaka, Japão). Atualmente, este é o monómero funcional mais promissor na adesão química ao substrato dentário. Este monómero pode ser adicionado tanto ao *primer* como ao adesivo. Caracteriza-se por ser um monómero altamente hidrófobo que tem sido utilizado como monómero ácido, apresentando uma forte ligação química com o íon cálcio da hidroxiapatite (Van Landuyt *et al.*, 2007; Matsui *et al.*, 2015).

3.2 Solventes

A adição de solventes é essencial para a composição dos adesivos que necessitam de se ligar ao substrato dentário. A concentração do mesmo diverge entre os 8% e os 49%. O objetivo dos solventes é permitir a dissolução dos monómeros, propiciando um contacto íntimo entre estes e o esmalte ou dentina, permitindo a penetração dos monómeros na matriz desmineralizada da dentina. Em suma, o solvente diminui a viscosidade do adesivo

e ainda aumenta a sua molhabilidade (Van Landuyt *et al.*, 2007; Pashley *et al.*, 2011; Breshi *et al.*, 2013).

Os solventes mais comumente utilizados são a água (solvente inorgânico), o etanol e a acetona (solventes orgânicos). Recentemente, foi introduzido o butanol terciário (Van Landuyt *et al.*, 2007; Perdigão, 2015).

3.2.1 Água

A sua capacidade como solvente está determinada pela forma como cria ligações de hidrogénio. Todavia, a água caracteriza-se por ser um solvente fraco para componentes orgânicos uma vez que estes são maioritariamente hidrofóbicos. Para contornar esta problemática, adiciona-se um segundo solvente como a acetona ou o etanol (Van Landuyt *et al.*, 2007).

3.2.2 Etanol

Similar à água, o etanol também forma ligações covalentes com os solutos. Geralmente é utilizado em conjunto com a água como co-solvente uma vez que se evapora facilmente quando exposto ao ar. Este solvente fortalece as fibras de colagénio da dentina desmineralizada, permitindo mantê-las em suspensão (Van Landuyt *et al.*, 2007).

3.2.3 Acetona

A acetona é considerada um excelente solvente uma vez que combina componentes hidrofílicos e hidrofóbicos dificultando a separação das fases do adesivo. Outra grande vantagem da acetona é a sua capacidade de evaporação que é quatro vezes superior ao etanol, contribuindo para a evaporação da água residual. Contudo, a alta volatilidade desta substância leva a uma validade reduzida do adesivo (Van Landuyt *et al.*, 2007).

3.2.4 Butanol terciário

Solvente recentemente introduzido em alguns sistemas adesivos. Apresenta mais estabilidade química que as soluções que apresentam etanol e evapora-se tão facilmente quanto este (Van Landuyt *et al.*, 2007; Margvelashvili *et al.*, 2010).

3.3 Fotoiniciadores

Antes da aplicação da resina composta, os adesivos necessitam de ser fotopolimerizados de forma a obter uma melhor taxa de conversão e de propriedades mecânicas dos monómeros presentes no adesivo. Além do mais, previne a formação de uma camada de adesivo excessivamente fina pela aplicação do compósito (Van Landuyt *et al.*, 2007).

Os monómeros presentes nos sistemas adesivos polimerizam pela ação de uma reação de polimerização a qual requer luz para iniciar a reação e de pequenas quantidades de fotoiniciador que irá ser consumido durante a mesma. A quantidade de fotoiniciador presente no adesivo é pequena, cerca de 0,1-1% em peso (Van Landuyt *et al.*, 2007).

O fotoiniciador mais comum nos adesivos é a canforoquinona (CQ) combinada com um co-iniciador. Esta é considerada um excelente fotoiniciador porque apresenta um amplo espectro de ação. Contudo, apresenta intrinsecamente uma cor amarela-acastanhada que influencia a cor do adesivo (Van Landuyt *et al.*, 2007).

3.4 Inibidores

Os inibidores adicionados aos adesivos são antioxidantes que estão habilitados a neutralizar os radicais livres formados em reações prematuras provocadas pelos iniciadores. Assim, os inibidores previnem reações espontâneas e prolongam a validade da solução. Os inibidores mais habituais são o hidroxitolueno butilado (BHT) e o monometil éster de hidroquinona (MEHQ) (Van Landuyt *et al.*, 2007).

3.5 Partículas de carga inorgânica

Frequentemente os adesivos não apresentam partículas de carga na sua composição. No entanto, estas podem surgir em quantidades diminutas conferindo melhores propriedades mecânicas, aumento da viscosidade e redução da contração de polimerização. As partículas que são adicionadas podem conferir capacidades ao sistema adesivo como a libertação de flúor ou radiopacidade (Van Landuyt *et al.*, 2007).

4. PERSPETIVA HISTÓRICA E EVOLUÇÃO DOS SISTEMAS ADESIVOS

Em 1955, Buonocore foi pioneiro ao demonstrar que através da utilização de ácido ortofosfórico a superfície do esmalte se torna mais receptiva ao adesivo aumentando a força de adesão entre o esmalte e a resina (Buonocore, 1955).

Em 1967, Gwinnett e Matsui descobriram que as resinas adesivas penetravam no interior dos prismas de esmalte previamente condicionado formando *resin microtags*. No entanto, nesta época havia preocupações sobre a possibilidade de danificar a polpa dentária caso o ácido ortofosfórico atingisse a dentina, limitando, assim, a aplicação do ácido ao esmalte (Breshi *et al.*, 2013).

Fusayama, em 1978, propôs a técnica de condicionamento de ácido total, na qual se realiza condicionamento do esmalte e dentina. Nesta técnica há a remoção integral da *smear layer* e desmineralização de 3 a 5 µm da dentina superficial expondo a rede de colagénio (Breshi *et al.*, 2013).

Nakabayashi, em 1982, através da microscopia eletrónica de varrimento e transmissão demonstrou a presença da interpenetração do adesivo na dentina previamente desmineralizada pelo condicionamento ácido, formando uma nova estrutura, a camada híbrida (Nakabayashi *et al.*, 1982).

Atualmente estima-se que o melhoramento dos adesivos está relacionado com o desenvolvimento de novos ingredientes, com modificações nas fórmulas ou ainda com a produção de monómeros sob encomenda (Van Landuyt *et al.*, 2007).

A próxima geração de adesivos deverá incluir materiais biofuncionais ou bioativos que beneficiam a saúde oral (Turkun, 2005). Como exemplo, os sistemas adesivos com flúor na sua composição pretendem eliminar as bactérias que permanecem na interface adesiva. Também os sistemas adesivos que incorporem cargas inorgânicas intentam diminuir a contração de polimerização, impedindo a nanoinfiltração. A nanoinfiltração consiste na entrada de fluidos pela interface adesiva, devido há existência de um “gap” na interface dente/restauração (Bispo, 2010).

5. CLASSIFICAÇÃO DOS SISTEMAS ADESIVOS

A necessidade de classificar os sistemas adesivos amelodentinários deve-se à enorme quantidade e diversidade de sistemas existentes. A sua classificação obedece a parâmetros, tais como: a geração a que pertencem; o solvente do sistema adesivo; a forma de tratamento da *smear layer*; o número de passos clínicos que requerem.

A classificação relativa à geração agrupa os sistemas adesivos da 1ª à 7ª geração, de acordo com as características que apresentam e a ordem de introdução no mercado refletindo, assim, a evolução dos adesivos quanto às suas propriedades. (Breshi *et al.*, 2013). Os sistemas adesivos da 1ª, 2ª e 3ª geração já não são utilizados. No entanto, os ensaios laboratoriais mostram que os adesivos respeitantes às gerações mais recentes não representam as gerações com melhor desempenho. Assim, a classificação por gerações, embora seja comercialmente apelativa, é obsoleta e compele o clínico em erro uma vez que um sistema adesivo de uma geração mais recente não significa que tenha vantagens em relação à geração anterior (Coelho *et al.*, 2012; Sezinando, 2014).

A classificação dos adesivos mais lógica e simples é feita com base no seu mecanismo de adesão e no número de passos envolvidos aquando da sua aplicação (Fig. 10) (Rawls *et al.*, 2013). Assim, Van Meerbeek e colaboradores, em 2003, propuseram duas grandes categorias que dependem exclusivamente na forma como o adesivo interage com a *smear layer*. Numa categoria, a estratégia adesiva é designada por *etch-and-rinse*. Nesta há remoção completa da *smear layer* e da hidroxiapatite superficial mediante a aplicação de ácido fosfórico, seguida da lavagem. Na outra categoria, a *smear layer* é permeabilizada sem ser removida por completo. O adesivo é denominado de autocondicionante ou *self-etch* (Van Meerbeek *et al.*, 2003). As categorias referidas podem ainda ser divididas em quatro subtipos consoante o número de passos requerido para a aplicação do sistema adesivo. Os adesivos *etch-and-rinse* podem ser de três passos ou de dois. Os adesivos *self-etch* são de dois ou de um passo (Mc Lean *et al.*, 2015; Perdigão, 2015).

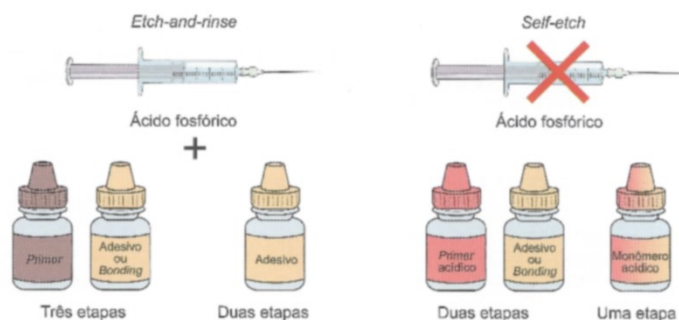


Figura 10 – Estratégias adesivas, segundo Van Meerbeek *et al.*, 2003 (Perdigão, 2015).

A tendência atual nos consultórios médicos é a utilização de sistemas adesivos simplificados. Desta forma, os fabricantes foram inspirados a desenvolver a um ritmo acelerado sistemas adesivos de aplicação facilitada, com uma técnica menos sensível, com menor número de passos e mais *user-friendly*. Os adesivos *etch-and-rinse* de dois passos e os adesivos *self-etch* de um passo são referidos como adesivos simplificados uma vez que combinam o *primer* e o adesivo (Van Meerbeek *et al.*, 2003; Perdigão, 2007; Delbons *et al.*, 2015; Mc Lean *et al.*, 2015; Rosa *et al.*, 2015). Embora estes adesivos sejam mais simples, a sua *performance* ficou comprometida resultando na perda de eficácia adesiva devido à hidrólise e à desagregação dos componentes da interface (Mc Lean *et al.*, 2015; Ting *et al.*, 2015; Tjäderhane, 2015). É amplamente conhecido que os sistemas que produzem resultados mais favoráveis são os *etch-and-rinse* de três passos (*gold standard*), seguidos pelos adesivos *self-etch* de dois passos (Tjäderhane, 2015).

5.1 Sistemas adesivos *etch-and-rinse*

Os sistemas adesivos *etch-and-rinse*, também denominados, condicionamento ácido total de três passos, pertencem à 4ª geração. Os três passos são iniciados pela aplicação de um gel composto pelo ácido fosfórico, que é lavado após condicionamento. Seguidamente aplica-se a solução *primer* constituída por monómeros hidrófilos dissolvidos em álcool e/ou acetona. Por fim, aplica-se a resina fluida, com ou sem carga inorgânica, que contém monómeros hidrófobos como o Bis-GMA, TEGDMA ou UDMA, raramente combinada com moléculas hidrofílicas como o HEMA (Coelho *et al.*, 2012; Perdigão, 2015).

Os sistemas adesivos *etch-and-rinse* ou *total-etch single bottle* de dois passos pertencem à 5ª geração e à semelhança dos sistemas adesivos de três passos, o primeiro passo é igual. No entanto, no segundo passo a solução contém monómeros hidrofílicos e hidrófobos

geralmente dissolvidos em álcool ou acetona. Assim, generalizando, os sistemas de dois passos combinam numa solução, o *primer* com a resina fluida (Perdigão, 2015).

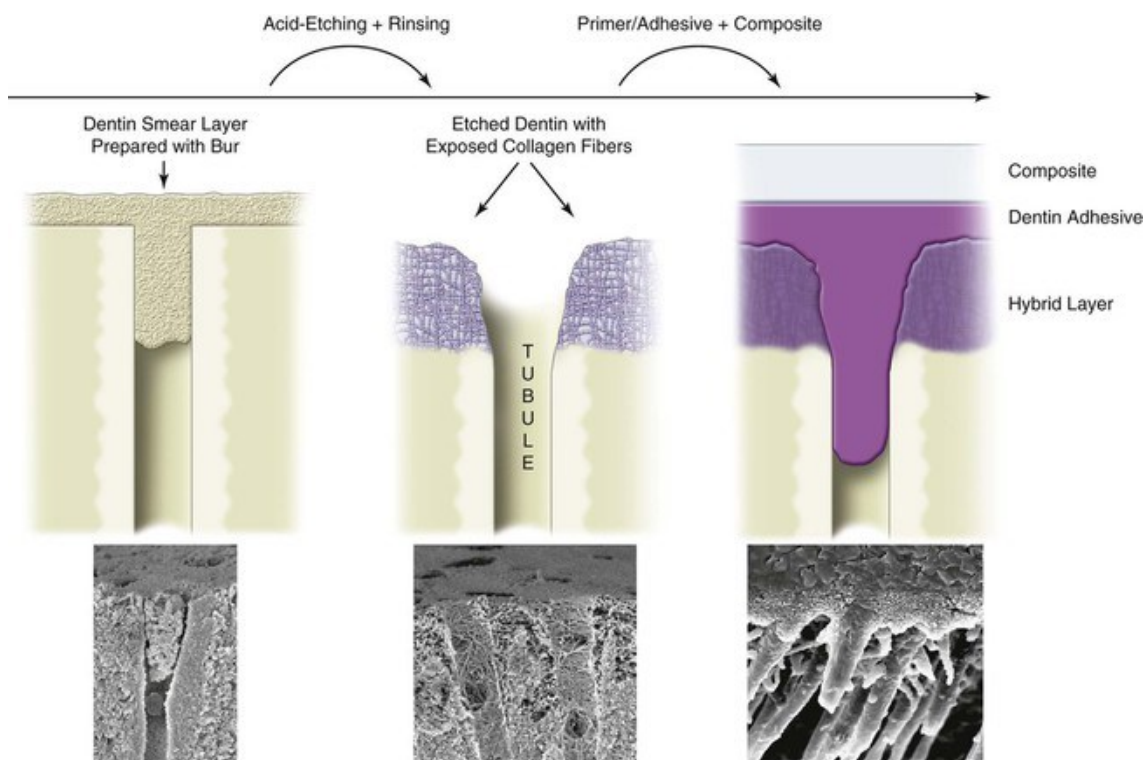


Figura 11 – Esquema da adesão à dentina de acordo com a estratégia adesiva *etch-and-rinse* (Perdigão *et al.*, 2013).

Os adesivos de dois passos possuem resultados inferiores aos de três passos devido à ausência de uma camada de resina hidrofóbica. Conseqüentemente, há infiltração da camada híbrida e degradação hidrolítica da interface adesiva. Os adesivos que incluem uma camada suplementar de resina hidrofóbica possuem melhores resultados *in vitro* uma vez que propendem a superar melhor a degradação hidrolítica (Delbons *et al.*, 2015).

A 4ª e a 5ª geração de adesivos possuem algumas desvantagens, pois potencializam a introdução de alguns erros clínicos, tais como, o condicionamento excessivo da dentina, denominado de *over-etching*, que induz a uma desmineralização profunda sendo difícil uma completa penetração da resina na rede de colagénio. Como conseqüência, gera sensibilidade pós-operatória e ainda favorece a presença de uma zona porosa abaixo da camada híbrida passível de sofrer infiltração, denominada de nanoinfiltração (Coelho *et al.*, 2012; Delbons *et al.*, 2015).

Após o condicionamento ácido e a lavagem do substrato, a secagem é outra etapa clínica crítica uma vez que é difícil determinar com precisão o quão húmida deve estar a dentina de forma a assegurar uma boa penetração dos monómeros da resina (Fig. 12). Embora se preconize a técnica *wet-bonding* é crucial uma certa quantidade de água de forma a prevenir o colapso da rede de colagénio. No entanto o excesso de água resulta na diminuição das propriedades mecânicas do sistema adesivo devido à diluição dos monómeros de resina e a uma polimerização inadequada dos mesmos (Coelho *et al.*, 2012; Miyazaki *et al.*, 2014).

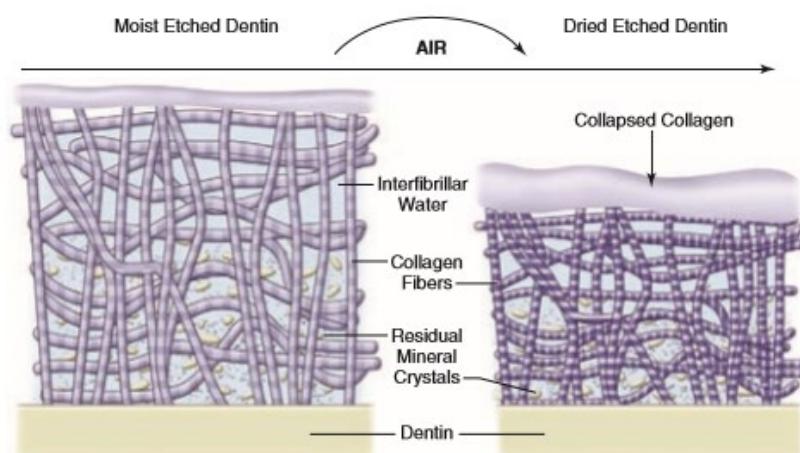


Figura 12 – Esquema representativo do colapso das fibras de colagénio após condicionamento e secagem da dentina (Perdigão *et al.*, 2013).

Perante as adversidades anteriormente mencionadas, e acompanhando o espírito simplista, na década de 90 surgiu uma nova categoria de adesivos, os sistemas adesivos *self-etch* (Coelho *et al.*, 2012).

5.2 Sistemas adesivos *self-etch*

A adesão dentária tem evoluído no sentido da simplificação dos sistemas adesivos e consequente redução do tempo de aplicação dos mesmos. Surgiram os sistemas adesivos *self-etch* que não requerem um passo isolado para condicionar a superfície dentária uma vez que possuem monómeros acídicos tornando-se a técnica de aplicação menos sensível e mais *user-friendly* (Perdigão, 2007; Miyazaki *et al.*, 2014; Sezinando, 2014).

Os *primers* acídicos estão dissolvidos por um solvente orgânico e água que proporciona a sua ionização e permite, num único passo, penetrar, dissolver e incorporar a *smear layer*

na interface adesiva. Desta forma, a desmineralização dos componentes inorgânicos e a infiltração dos monómeros adesivos no colagénio ocorrem em concomitância e à mesma profundidade, deixando de existir uma zona desmineralizada e não impregnada pelo *primer* como ocorria nos adesivos *etch-and-rinse*. Assim, é possível assegurar a continuidade entre a superfície dentária e os monómeros de resina, minimizando as imperfeições ultra estruturais da interface adesiva (Van Meerbeek *et al.*, 2011; Coelho *et al.*, 2012; Perdigão, 2015).

Os adesivos *self-etch*, pertencendo à 6ª geração, podem ser de dois passos. O primeiro passo compreende a aplicação do *primer* ácido uma vez que o ácido e o *primer* estão combinados num só frasco. O segundo passo consiste na aplicação da resina hidrófoba. (Van Meerbeek, *et al.*, 2011; Nagem Filho *et al.*, 2014; Mc Lean *et al.*, 2015).

Os adesivos *self-etch* também podem ser de apenas um só passo, sendo designados por adesivos *self-etch* simplificados. Os da 6ª geração têm os componentes em dois frascos, estando o monómero funcional separado da água, providenciando, teoricamente, uma validade maior embora exijam uma correta mistura dos dois componentes (*primer* ácido com o adesivo). Os adesivos da 7ª geração são considerados os verdadeiros *all-in-one* uma vez que num frasco único estão combinados o *primer* ácido e a resina adesiva não exigindo uma mistura prévia à aplicação do adesivo (Van Meerbeek, *et al.* 2011; Nagem Filho *et al.*, 2014; Mc Lean *et al.*, 2015).

A capacidade do sistema adesivo desmineralizar o substrato dentário depende essencialmente do pH da solução. Assim, classificaram-se os adesivos em: ultrafracos quando o $\text{pH} > 2,5$ e há uma nano-interação; fracos quando o $\text{pH} \approx 2$ e a profundidade de interação é de até $1\ \mu\text{m}$; moderados quando o pH varia entre 1 e 2 e a profundidade de interação está compreendida entre 1 e $2\ \mu\text{m}$; fortes quando o $\text{pH} \leq 1$ e a profundidade de interação é superior a $2\ \mu\text{m}$ (Van Meerbeek, *et al.*, 2011).

Os *self-etch* de pH forte atuam de forma idêntica aos adesivos *etch-and-rinse*, promovendo a dissolução completa da *smear layer* e a formação de *resin tags* semelhantes aos obtidos com o condicionamento ácido. No entanto, o facto de os fosfatos de cálcio dissolvidos não serem removidos na lavagem tornam-se instáveis num ambiente aquoso e enfraquecem a interface adesiva apresentando, este tipo de adesivos, uma menor resistência adesiva e uma maior suscetibilidade à nanoinfiltração (Van Meerbeek *et al.*, 2011; Salvio *et al.*, 2013)

Os *self-etch* ultrafracos e fracos apresentam uma capacidade de condicionamento moderada originando uma camada submicrométrica com *resin tags* pouco frequentes (Perdigão, 2015). Embora a retenção micromecânica proveniente da polimerização *in situ* dos monómeros do adesivo infiltrados na dentina seja fraca, a interação química entre o cálcio presente nos cristais de hidroxiapatita parcialmente desmineralizados e os monómeros funcionais do adesivo, nomeadamente o 10-MDP, asseguram um mecanismo de adesão complementar, sendo particularmente relevante na prevenção da degradação da interface adesiva (Coelho *et al.*, 2012; Sezinando, 2014)

Os adesivos *self-etch* de dois passos com $\text{pH} > 2,5$ são uma boa escolha para a dentina, embora no esmalte apresentem um desempenho pior. Uma das grandes limitações dos sistemas adesivos moderados, fracos ou ultrafracos está na composição do adesivo que possui monómeros acídicos fracos resultando num condicionamento insuficiente do esmalte, apresentando uma adesão insatisfatória (Van Meerbeek *et al.*, 2003, 2010). No entanto, se forem criadas rugosidades na superfície do esmalte ou se biselarmos a mesma, a camada de esmalte aprismático será removida, melhorando consideravelmente a adesão dos adesivos *self-etch* (Perdigão, 2015). Além disso, a adesão ao esmalte também pode ser melhorada através do condicionamento seletivo do mesmo que é sugerida por alguns fabricantes. Esta técnica consiste na aplicação seletiva de ácido fosfórico antes da aplicação do adesivo autocondicionante (Sezinando, 2014; Perdigão, 2015).

Independentemente da propaganda realizada pelos fabricantes, os *self-etch* de um passo não têm o mesmo desempenho *in vitro* e clínico dos *self-etch* de dois passos ou dos sistemas *etch-and-rinse* (Perdigão, 2015). Os adesivos *all-in-one* são sistemas simplificados e incluem no mesmo frasco componentes hidrofílicos e hidrofóbicos, apresentando diversas desvantagens como valores de adesão baixos tanto ao esmalte como à dentina, baixa eficácia adesiva em qualquer teste *in vitro* de envelhecimento com fraturas espontâneas antes da realização do teste (Van Meerbeek *et al.*, 2011; Perdigão, 2015). Estes sistemas adesivos têm um comportamento semelhante a uma membrana semipermeável, na qual é permitida a circulação de água na interface adesiva, potenciando a degradação hidrolítica da interface, comprometendo a resistência adesiva a longo prazo (Sezinando, 2014). Estes sistemas autocondicionantes costumam ser ricos em HEMA. Esta molécula proporciona maior estabilidade do sistema, mas quando está ausente da composição do sistema adesivo provoca a separação de fases, ou seja, a separação da água dos restantes componentes do adesivo, após a evaporação do solvente

(Van Meerbeek *et al.*, 2011). Por outro lado, uma vez que o HEMA apresenta uma natureza hidrofílica e tem tendência para absorver água, os adesivos *self-etch* tornam-se vulneráveis à hidrólise (Coelho *et al.*, 2012).

Em conclusão, os adesivos de três passos continuam a ser os *gold standard* dos adesivos contemporâneos uma vez que asseguram uma adesão mais estável, consistente, previsível e eficaz. Por outro lado, os adesivos autocondicionantes de dois passos são promissores e apresentam-se como uma boa alternativa aos adesivos convencionais uma vez que têm um bom desempenho clínico e laboratorial. São mais *user-friendly*, possuem uma menor sensibilidade técnica e boa estabilidade a longo prazo (Coelho *et al.*, 2012). É de notar que ambos os sistemas adesivos aplicam uma camada de resina hidrofóbica, como um passo independente o que os torna hidroliticamente mais estáveis e ainda obtêm valores de adesão mais elevados relativamente aos sistemas simplificados (Sezinando, 2014; Ting *et al.*, 2015). Deve-se ter em conta que embora a simplificação dos sistemas adesivos esteja associada a valores de resistência adesiva inferiores, são reportadas melhorias na composição química dos adesivos recentemente introduzidos no mercado como é o caso dos *self-etch* de dois passos (Sezinando, 2014).

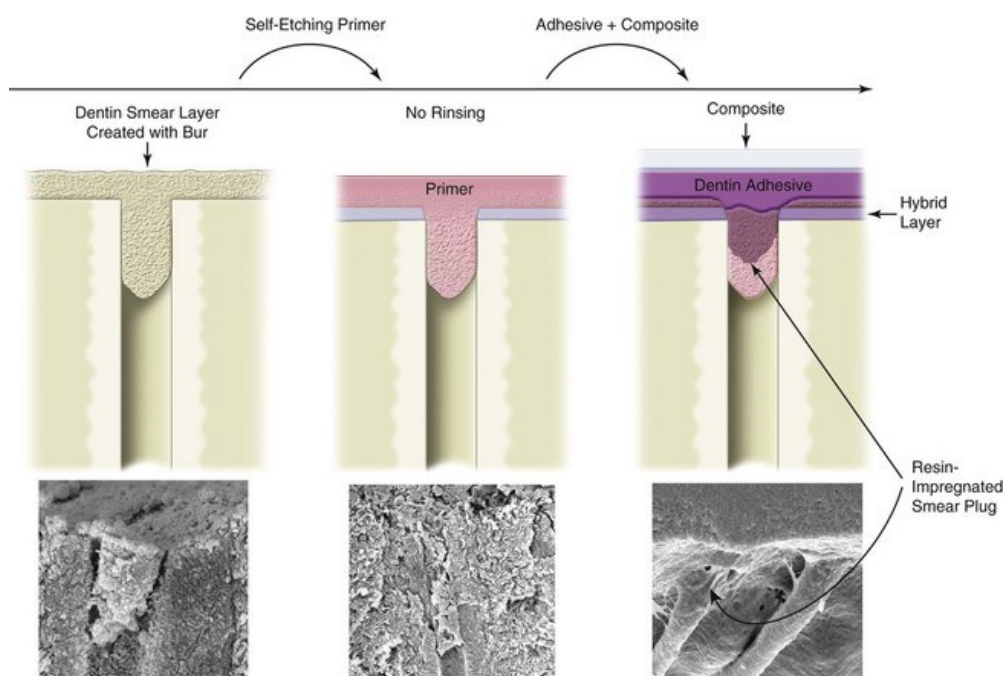


Figura 13 – Esquema da adesão à dentina de acordo com a estratégia adesiva *self-etch* (Perdigão *et al.*, 2013).

5.3 Sistemas adesivos universais

Considerando as diferentes opiniões dos profissionais em relação à estratégia adesiva a selecionar no consultório, recentemente os fabricantes introduziram no mercado uma nova família de sistemas adesivos, os universais ou multimodo que são ambivalentes, pois permitem o condicionamento ácido total, o autocondicionamento e ainda o condicionamento seletivo do esmalte (Fig. 14). Assim, proporcionam ao médico dentista a oportunidade de optar pela estratégia adesiva mais adequada mediante o caso clínico (Sezinando, 2014; Perdigão & Swift, 2015; Rosa *et al.*, 2015).

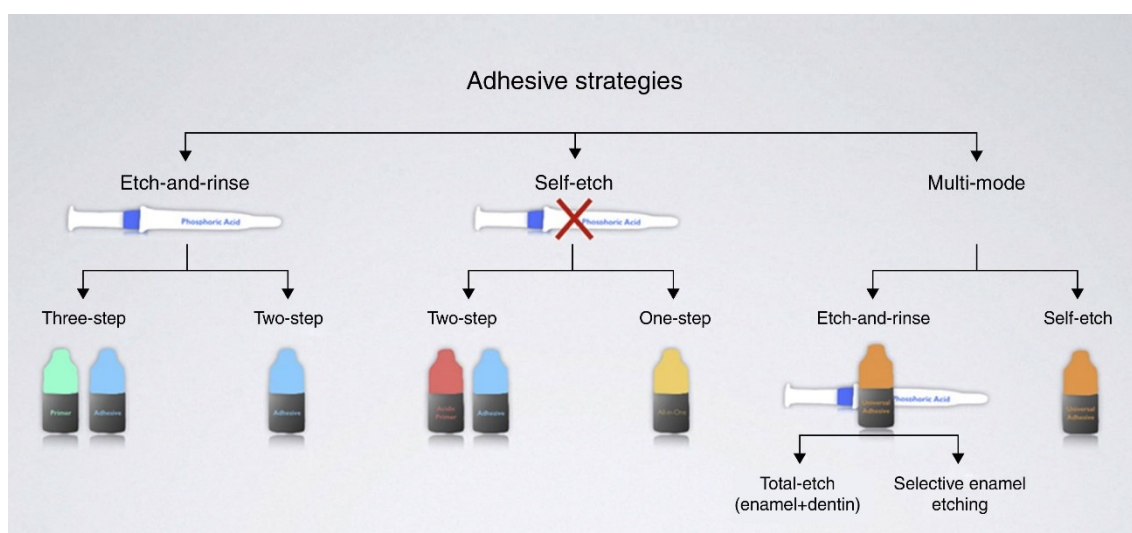


Figura 14 – Estratégias adesivas contemporâneas (Sezinando 2014).

Os adesivos universais foram desenhados a partir do conceito já existente dos sistemas adesivos *self-etch all-in-one* de um passo, mas com a vantagem de serem versáteis e permitirem decidir qual o protocolo mais indicado para a cavidade dentária (Perdigão & Swift, 2015; Rosa *et al.*, 2015).

De acordo com alguns fabricantes, os adesivos universais são descritos como um adesivo constituído idealmente por um frasco único que não requer mistura prévia à aplicação e que pode ser aplicado sob diferentes estratégias adesivas (Alex, 2015).

O pH dos adesivos universais varia entre 2,2 e 3,2. Geralmente quando o pH > 2 são considerados adesivos fracos e quando o pH > 2,5 são adesivos ultrafracos. Os adesivos que se encontram neste intervalo de pH são bastante eficientes na adesão dentinária.

Embora se receie que os mesmos não sejam tão eficazes no esmalte. Por consequência, a estratégia adesiva mais utilizada é a *selective enamel etching* (Alex, 2015).

A composição dos sistemas adesivos universais é uma solução otimizada, constituída por monómeros funcionais acídicos, que tornam possível a utilização como um *self-etch*, monómeros hidrofílicos, como o HEMA que permite a interação com os tecidos dentários húmidos e monómeros hidrofóbicos, como o bis-GMA que evita, ao longo do tempo, a sorção de água pela interface adesiva. A água é um dos componentes essenciais uma vez que possibilita a dissociação dos monómeros funcionais acídicos. Pela composição destes adesivos, é possível prever que irão sofrer um padrão de degradação hidrolítica análoga às restantes gerações de adesivos simplificados (Alex, 2015; Perdigão & Swift, 2015).

O principal monómero adesivo funcional dos sistemas adesivos universais são os ésteres de fosfato. Estes monómeros apresentam bons atributos como a capacidade de adesão química a metais, à zircónia e à superfície dentária. A natureza acídica que lhes é intrínseca confere a capacidade de desmineralizar os tecidos dentários, podendo ser empregues no modo *self-etch*. O monómero mais comumente encontrado nestes adesivos é o 10-MDP porque, tal como já foi supramencionado, é o monómero funcional mais hidrófobo. Assim, desencoraja a sorção de água e consequente degradação hidrolítica que é considerada uma das causas primárias da falha da adesão. Adicionalmente, foi demonstrado que o 10-MDP é dos poucos monómeros que cria efetivamente uma ligação química com os tecidos dentários originando sais de MDP-cálcio estáveis. Por estas razões, o 10-MDP parece ser o monómero que cria uma interface adesiva mais resistente à biodegração (Alex, 2015).

A perda da patente do monómero 10-MDP sintetizado originalmente pela Kuraray (Japão) levou a um exponencial lançamento de sistemas adesivos com esta molécula (Sezinando, 2014). Tendo em atenção que este facto aconteceu há pouco tempo, à parte da informação disponibilizada pelos fabricantes, a escassa evidência científica disponível assim como os ensaios clínicos com um *follow-up* curto não são suficientes para basear a escolha do melhor protocolo (Rosa *et al.*, 2015). Ainda não há conhecimento científico se o desempenho destes adesivos na dentina é equivalente quando usado sob diferentes estratégias adesivas ou ainda se esta geração consegue superar alguns dos aspetos negativos das gerações anteriores relativamente à adesão dentinária (Chen *et al.*, 2015).

Em suma, a maior vantagem dos adesivos universais face a gerações de sistemas adesivos anteriores reside no facto de estes serem polivalentes estando indicados para uma grande variedade de procedimentos clínicos e estratégias adesivas. Adicionalmente, estes novos adesivos, quando aplicados no modo *self-etch* aderem quimicamente à hidroxiapatite presente na dentina. Por outro lado, o esmalte exige o condicionamento ácido da sua superfície de forma a alcançar uma boa adesão micromecânica. Esta poderá ser suplementada com a adesão química aos cristais de hidroxiapatite provida pelos monómeros acídicos presentes na solução. Logo, a estratégia adesiva mais recomendada para a maior parte das situações clínicas, onde o sistema adesivo universal é aplicado, é a técnica *selective enamel etching* (Perdigão & Swift, 2015).

6. DEGRADAÇÃO HIDROLÍTICA

6.1 Microinfiltração

A microinfiltração consiste na passagem de bactérias, fluidos e substâncias químicas entre a superfície dentária e a restauração (Hilton & Summitt, 2013; Perdigão, 2015).

A microinfiltração tem ganho importância pois tem-se demonstrado que a gravidade da resposta pulpar aos materiais restauradores está relacionada com o grau de microinfiltração. (Perdigão, 2015).

Como as bactérias podem sobreviver e multiplicar-se dentro das interfaces cheias de fluido sob as restaurações de resina, é necessário a restauração estar bem selada para as bactérias não sobreviverem, mas se o sistema adesivo não aderir eficazmente ao substrato dentário, podem surgir fendas na interface que poderão permitir a penetração de bactérias e de substâncias tóxicas no órgão pulpo-dentinário (Perdigão, 2015).

6.2 Hidrólise e nanoinfiltração

A hidrólise consiste na degradação da resina que está contida na camada híbrida. O processo químico que está na origem da degradação consiste na disrupção das ligações covalentes entre os polímeros quando a molécula da água se liga a estes (Breshi *et al.*, 2013).

Os valores de adesão dos adesivos hidrofílicos são elevados *in vitro*, no entanto pode ocorrer degradação da interface dentina-resina com o passar do tempo e sendo os adesivos atuais demasiado hidrofílicos, a sua degradação pode ser mais rápida (Perdigão, 2015).

Os adesivos *self-etch* quando aplicados em dentina hidratada absorvem e conseguem reter a água, mediante ligações de hidrogénio, comportando-se como membranas semipermeáveis. Também possibilitam a passagem de água vinda da dentina intertubular, dos túbulos dentinários e do esmalte, mesmo depois da polimerização. Este fluxo de água é responsável pelo complexo de nanocanais saturados dentro da camada polimerizada do adesivo, designada por *water-trees* (Fig. 15) (Perdigão, 2015).

Se a água surge na interface adesivo-resina composta pode formar vesículas na superfície do adesivo, que leva à degradação da adesão entre o adesivo e a resina composta.

Para evitar o problema da permeabilidade dos adesivos autocondicionantes deve utilizar-se uma camada extra de resina hidrófoba (Perdigão, 2015).

A nanoinfiltração é um fenômeno que está relacionado com a infiltração na interface dentina-resina. Estudos recentes sugerem que a existência de espaços nanométricos na camada híbrida pode ser consequência da polimerização incompleta do adesivo e da presença de oligômeros de baixo peso molecular (Perdigão, 2015).

A diferença entre micro e nanoinfiltração resulta da dimensão dos espaços. Na primeira a dimensão é de 10 a 20 micrómetros, enquanto na segunda está compreendida entre os 20 e os 100 micrómetros (Perdigão, 2015).

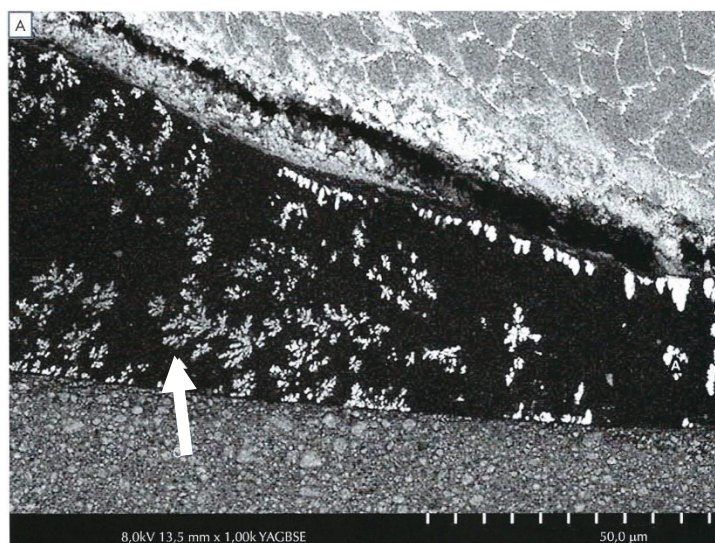


Figura 15 – Imagem obtida por SEM da interface de um adesivo *self-etch* e o esmalte. Seta aponta *water-trees* (Perdigão, 2015).

6.3 A função da clorohexidina

Inicialmente a clorohexidina foi usada na adesão dentária como desinfetante dentinário antes de se aplicar o adesivo. Posteriormente, foi usada como um inibidor potencial das MMP (metaloproteinases). Recentemente é usada para conservar a camada híbrida, evitando a sua degradação, por meio da inibição das MMP, visto que as fibras de colagénio podem degradar-se pelas MMP se não estiverem devidamente revestidas pela resina adesiva. (Miyazaki *et al.*, 2014; Perdigão, 2015).

A dentina contém diversas MMP, designadamente, as gelatinases (MMP-2 e MMP-9), a colagenase (MMP-8) e a enamelinase (MMP-20). Estas enzimas estão incorporadas na matriz dentinária mineralizada durante o desenvolvimento do dente (Perdigão, 2015; Tjäderhane, 2015).

O uso da clorhexidina produz uma camada híbrida íntegra. Todavia, como demonstraram Sadek *et al.* (2010), ao utilizarem a técnica da dentina húmida com etanol, a preservação dessa camada pode acontecer mesmo sem a utilização de inibidores das MMP. Também, segundo Brackett *et al.* (2011), a clorexidina não previne a hidrólise do adesivo na interface pela água residual acumulada na capa híbrida (Perdigão, 2015).

6.4 Técnica *ethanol wet-bonding*

Recentemente tem sido estudada uma nova técnica adesiva, a *ethanol wet-bonding* que permite melhorar a longevidade dos sistemas adesivos *etch-and-rinse* (Pashley *et al.*, 2011; Sezinando, 2014).

Esta técnica é baseada na troca do etanol pela água no condicionamento ácido à dentina. Como resultado, há desidratação e diminuição da hidrofiliabilidade da matriz de colagénio e aumento do espaço interfibrilar. Desta forma, os monómeros da resina adesiva irão penetrar a rede de colagénio com maior facilidade (Pashley *et al.*, 2011; Sezinando, 2014).

Com esta técnica é possível aumentar as forças da adesão dentinária, um melhor selamento das fibras de colagénio e prevenir a degradação precoce (Pashley *et al.*, 2011; Sezinando, 2014).

7. TESTES LABORATORIAIS

Com o passar dos anos, os profissionais têm confiado nos resultados dos testes laboratoriais para escolher os materiais que usam no consultório, bem como prever o seu comportamento clínico (Perdigão, 2002; Sirisha *et al.*, 2014b).

O objetivo dos testes laboratoriais é simular da forma mais rigorosa possível a situação clínica. No entanto, oferecem apenas uma aproximação limitada sobre o desempenho esperado das restaurações *in vivo* (Perdigão, 2015).

As experiências laboratoriais com sistemas adesivos têm sido criticadas por não se estabelecer uma relação entre as experiências *in vitro* e *in vivo*. Todavia, as experiências *in vitro* são importantes para a comparação dos mesmos aspectos entre produtos diferentes antes da sua aplicação *in vivo* e para prever o seu comportamento clínico (Perdigão, 2015).

7.1 Testes de avaliação da resistência adesiva

Os sistemas adesivos utilizados na prática clínica são escolhidos com base na resistência adesiva alcançada nos testes laboratoriais. Embora os testes à tração não permitam prever com exatidão o comportamento clínico, eles poderão ser úteis na comparação dos materiais adesivos (Sirisha *et al.*, 2014b).

7.1.1 Norma ISO/TS 11405:2015

Esta norma fornece orientações relativas à seleção do substrato, armazenamento e manuseio das amostras, assim como, sobre as características fundamentais dos distintos testes de resistência adesiva, garantindo a standardização da qualidade e fiabilidade. Nesta norma também estão incluídas guias para a execução de testes de resistência à tração e ao cisalhamento, testes de medição das fendas marginais na adesão à dentina e testes de microinfiltração (Sirisha *et al.*, 2014b; ISO 11405, 2015).

7.1.2 Teste da resistência adesiva por microtração (μ TBS)

Sano *et al.* (1994) apresentam o teste de resistência adesiva em microtração (μ TBS), demonstrando que existe uma relação inversamente proporcional entre os valores do μ TBS e a área da superfície de adesão (Garcia *et al.*, 2002; Perdigão, 2015).

A importância deste trabalho foi demonstrar que a redução da área de teste resultava proporcionalmente em valores de resistência adesiva superiores e o modo de fratura das amostras acontecia, quase na sua totalidade, de forma adesiva, sendo diminutas as faturas coesivas nos substratos. Este facto deve-se à distribuição da força que é mais uniforme e permite uma análise da resistência da união entre o material e a estrutura dentária (Garcia *et al.*, 2002; Perdigão 2002, 2015).

Outras vantagens deste teste é o aumento do rendimento do dente, visto que é possível obter várias amostras de um único dente, permite comparações intra e interdentes e avaliar a resistência adesiva em áreas diminutas, possibilitando medir a resistência adesiva em substratos clinicamente importantes como dentina afetada por cárie ou dentina esclerótica. Além disto, o tamanho reduzido das amostras facilita a análise completa das superfícies em microscopia eletrónica de varrimento (Fig. 16) (Garcia *et al.*, 2002; Perdigão 2015).

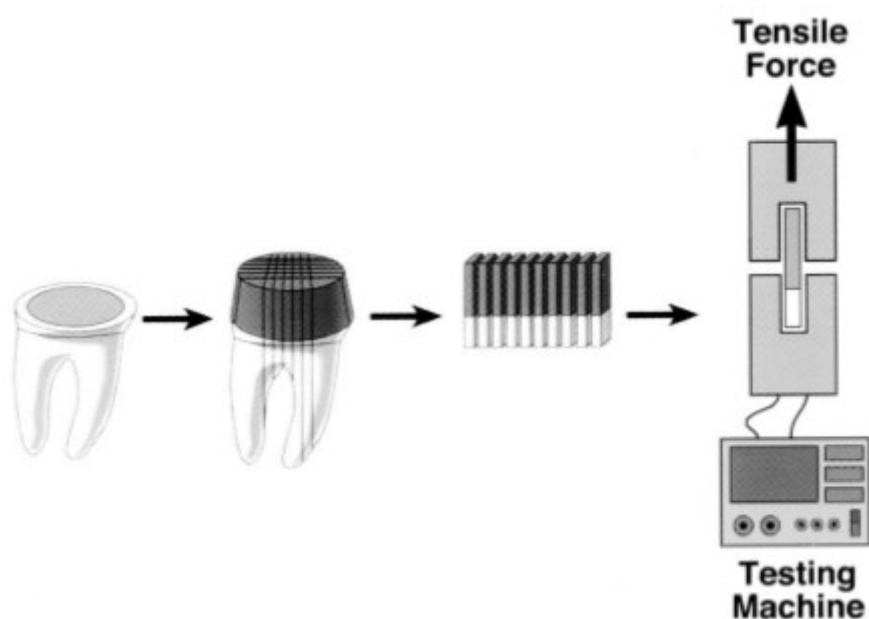


Figura 16 – Esquema representativo da preparação dos espécimes para o teste μ TBS (Perdigão, 2002).

As desvantagens deste teste é a utilização de uma técnica exigente, requerendo alguma prática do operador, e a fragilidade das amostras. Devem ser tomados cuidados especiais para evitar que surjam microfaturas na interface durante o manuseamento das amostras, pois poderão enfraquecer o material adesivo e, assim, diminuir a força de união medida no teste (Garcia *et al.*, 2002; Perdigão 2015).

Apesar de algumas críticas, o teste de resistência adesiva em microtração tem sido apontado como um método seguro e fiel para a avaliação da união de sistemas adesivos com a estrutura dentária, principalmente, a dentina (Garcia *et al.*, 2002; Perdigão 2015).

7.2 Envelhecimento de amostras

A cavidade oral é o teste final para prever o comportamento das restaurações. Porém, devido à complexa diversidade de condições intraorais, os modelos *in vitro* desempenham um papel muito importante na compreensão do mecanismo de degradação da interface dentina-resina tornando-se fundamental submeter as amostras a processos de envelhecimento *in vitro*. Contudo, a maioria dos estudos realizados apenas avalia a resistência adesiva imediata (ou de 24 horas) (Amaral *et al.*, 2007; Souza *et al.*, 2015).

Diversos métodos de envelhecimento *in vitro* foram desenvolvidos embora os mais utilizados sejam o armazenamento em água desionizada e a termociclagem. Os outros métodos de envelhecimento artificial incluem testes mecânicos, o armazenamento com substâncias químicas, como em saliva artificial ou em hipoclorito de sódio (NaOCl), a submissão das amostras a cargas mecânicas, ou a ataques enzimáticos, ou a alterações do pH, e a soluções simuladoras de alimentos (Amaral *et al.*, 2007; Souza *et al.*, 2015).

O armazenamento em água desionizada a 37°C é um dos métodos artificiais que melhor prevê o comportamento dos materiais restauradores à base de resina uma vez que para haver biodegração é necessário a presença de água. (Amaral *et al.*, 2007). Este método tem bastante validade porque, como já está relatado, após o período de três meses, à semelhança do que ocorre *in vivo*, há degradação mecânica e morfológica nos sistemas adesivos testados (Souza *et al.*, 2015).

Relativamente aos sistemas adesivos *etch-and-rinse*, são descritos dois padrões de degradação da interface adesiva após armazenamento em água desionizada. No primeiro, a desintegração e o desaparecimento das fibras de colagénio provocam a degradação hidrolítica da porção orgânica da camada híbrida. No segundo, com a perda da resina que constitui a camada híbrida provocada pela degradação, são criados microespaços na interface adesiva que permitem a circulação de enzimas, bactérias e saliva. A redução dos valores da resistência adesiva é o resultado destas alterações morfológicas das fibras de colagénio e da resina (Amaral *et al.*, 2007).

Nos sistemas adesivos *self-etch*, embora sejam caracterizados pela sua capacidade de realizar o condicionamento e a infiltração dos monómeros em simultâneo, foi observada uma infiltração incompleta na resina causando nanoinfiltração (Amaral *et al.*, 2007).

Tal como foi referido no início da introdução, a evolução tecnológica dos sistemas adesivos não tem parado, no entanto é necessário continuar a pesquisa procurando continuamente melhorá-los. Assim a investigação aqui apresentada integra uma componente prática sobre a avaliação de alguns sistemas adesivos recentemente introduzidos no mercado.

II. OBJETIVOS

Avaliar *in vitro* a resistência adesiva à dentina, por microtração, de sistemas adesivos *self-etch* e universal, recentemente introduzidos no mercado.

HIPÓTESES DE ESTUDO

Hipótese Nula 1: não existem diferenças estatísticas significativas na resistência adesiva à dentina, por microtração, na componente de aplicação *etch-and-rinse* e *self-etch* dentro do sistema adesivo universal testado.

Hipótese Nula 2: não existem diferenças estatísticas significativas na resistência adesiva à dentina, por microtração, dos sistemas adesivos testados na componente de aplicação *etch-and-rinse*.

Hipótese Nula 3: não existem diferenças estatísticas significativas na resistência adesiva à dentina, por microtração, dos sistemas adesivos testados na componente de aplicação *self-etch*.

Hipótese Alternativa 1: existem diferenças estatísticas significativas na resistência adesiva à dentina, por microtração, na componente de aplicação *etch-and-rinse* e *self-etch* dentro do sistema adesivo universal testado.

Hipótese Alternativa 2: existem diferenças estatísticas significativas na resistência adesiva à dentina, por microtração, dos sistemas adesivos testados na componente de aplicação *etch-and-rinse*.

Hipótese Alternativa 3: existem diferenças estatísticas significativas na resistência adesiva à dentina, por microtração, dos sistemas adesivos testados na componente de aplicação *self-etch*.

III. MATERIAIS E MÉTODOS

O presente estudo foi submetido à Comissão de Ética do Instituto Superior de Ciências da Saúde Egas Moniz, o qual obteve um parecer positivo (Anexo 1).

Utilizaram-se trinta molares humanos hígidos sem restaurações e cáries, extraídos por motivos periodontais ou ortodônticos há menos de seis meses, de acordo com a norma ISO/TS 11405:2015. Os dentes foram cedidos pelo Banco de Dentes Humanos do ISCSEM, após os doentes da Clínica Universitária Egas Moniz terem assinado um consentimento informado a autorizar a doação dos mesmos (Anexo 2 e 3).

Após a exodontia, os dentes foram limpos em água corrente, com o auxílio de curetas *Gracey* e escova profilática com pasta pedra-pomes e desinfetados numa solução de cloramina-T tri-hidratada a 1%, num período máximo de uma semana (ISO/TS 11405:2015).

Posteriormente, os dentes foram armazenados em água destilada a 4°C sendo trocada quinzenalmente de forma a minimizar a deterioração dos dentes até ao início do procedimento laboratorial seguindo a Norma ISO/TS 11405:2015 (E).

Neste estudo foram utilizados quatro sistemas adesivos:

- Optibond™ FL (Kerr Corporation, Orange, Ca, USA) (FLER) – *Eth-and-rinse* de três passos (grupo controlo);
- One Coat 7.0 (Coltène/Whaledent, Altastätten, Switzerland) (OCSE) – *Self-etch* de um passo;
- Ena Bond SE (Micerium S.p.A., Avegno, Italy) (EBSE) – *Self-etch* de dois passos;
- Xeno Select (Dentsply Caulk, Mildford, DE, USA) – Sistema adesivo Universal utilizado nas suas duas formas de aplicação: *self-etch* (XSSE) e *etch-and-rinse* (XSER).

Na tabela a seguir apresentada está descrita a composição dos sistemas adesivos utilizados. É de notar que os valores de pH dos sistemas adesivos apresentados foram medidos pelo medidor de pH Crison GLP22.

Tabela 1 – Composição dos materiais utilizados na investigação.

MATERIAL	CLASSIFICAÇÃO	COMPOSIÇÃO QUÍMICA	LOTE	PH
Optibond™ FL Kerr Corporation, Orange, CA, USA	Sistema adesivo	Primer: HEMA, GPDM, MMEP, água, etanol, CQ, BHT Adesivo: Bis-GMA, HEMA, GPDM, UDMA, CQ, ODMAB, partículas SiO ₂ , vidro de Ba, aluminoborosilicato, fator de acoplamento A174	Primer: 5728214 Adesivo: 5728215	2,13
One Coat 7.0 Coltène, Altstätten, Suíça	Sistema adesivo	HEMA, UDMA, fotoiniciadores, etanol, água	G34959	2,92
Ena Bond SE Micerium S.p.A., Avegno, Itália	Sistema adesivo	Primer: água, metacrilatos (HEMA), 10-MDP, éster fosfatado, Adesivo: metacrilatos (HEMA, PEGDMA 400), iniciadores (CQ)	1603075	2,21
Xeno® Select Dentsply, Konstanz, Alemanha	Sistema adesivo	Acrilato bifuncional, acrilato ácido, éster de ácido fosfórico funcional (etil 2-[5- dihidrogenofosforil- 5,2dioxipentil]acrilato), água, butanol terciário, iniciador (CQ), co-iniciador (DMABN) e estabilizador	1603000736	1,8
Filtek Z250 3M, ESPE, Seefeld, Alemanha	Resina composta	Bis-EMA, Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, partículas de preenchimento (zircínio/sílica), óxido de alumínio, benzotriazol, EDMAB	N564420 N564756 N727413	Não aplicável
Scotchbond™ Universal Etchant 3M, ESPE, Seefeld, Alemanha	Ácido	Ácido ortofosfórico a 35%, água, sílica amorfa sintética (sem cristais), polietilenoglicol, óxido de alumínio	N250030	< 1

1. GRUPOS EXPERIMENTAIS

Os dentes foram aleatoriamente distribuídos em cinco grupos com seis dentes cada ($n = 6$), conforme o sistema adesivo empregue e a sua forma de aplicação. Cada um dos grupos foi subdividido em dois subgrupos, compostos por três dentes ($n = 3$), de acordo com o período de envelhecimento ao qual foram expostos.

Na tabela 2 estão descritos os grupos utilizados.

Tabela 2 – Esquematização do protocolo com a divisão dos grupos de acordo com o sistema adesivo empregue e o tempo de envelhecimento.

		GRUPO FLER (CONTROLO)	GRUPO OCSE	GRUPO EBSE	GRUPO XSSE	GRUPO XSER
Substrato		Dentina				
Técnica de remoção da smear layer		<i>Etch-and-rinse</i>	<i>Self-etch</i>	<i>Self-etch</i>	<i>Self-etch</i>	<i>Etch-and-rinse</i>
Adesivo		Optibond™ FL (Kerr Corporation)	Ena Bond SE (Micerium S.p.A)	One Coat 7.0 (Coltène)	Xeno Select (Dentsply)	Xeno Select (Dentsply)
Bloco de resina		Resina composta Filtek Z250				
Envelhecimento em estufa	24 horas	FLER24H ($n=3$)	OCSE24H ($n=3$)	EBSE24H ($n=3$)	XSSE24H ($n=3$)	XSER24H ($n=3$)
	3 meses	FLER3M ($n=3$)	OCSE3M ($n=3$)	EBSE3M ($n=3$)	XSSE3M ($n=3$)	XSER3M ($n=3$)

2. PROCEDIMENTO LABORATORIAL

Cada dente foi colado com cera colante (Sticky Wax, Kemdent[®], Wiltshire, Inglaterra) num dispositivo de fixação em acrílico, sendo marcadas previamente as porções a serem seccionadas (Fig. 17). Seguidamente, colocou-se o dente num micrótomo de tecidos duros (Accutom-50, Struers, Dinamarca) (Fig. 18) que se programou para realizar dois cortes únicos transversais: um paralelo à face oclusal, com o intuito de remover a camada

superficial de esmalte e expor a dentina superficial, e o outro abaixo da junção amelocementária (JAC) de forma a separar a porção radicular da porção coronária do dente (Fig. 19).



Figura 17 – Dente aderido com cera colante à base acrílica e delimitado com dois traços correspondentes à localização dos futuros cortes transversais.

Figura 18 – Micrótomo de tecidos duros (Accutom-50, Struers, Dinamarca).

Figura 19 – Base acrílica encaixada no micrótomo (Struers, Ballerup, Dinamarca) para a execução do primeiro corte.

Posteriormente, removeu-se a polpa da câmara pulpar com um escavador de dentina, sendo preenchida com cola de cianoacrilato (Wurth, Künzensaul, Alemanha) (Fig. 20).

Em seguida, efetuou-se o polimento da dentina superficial com um disco de lixa de carboneto de silício (SiC) de grão 600 (Buehler[®] Ltd, Lake Bluff, IL, EUA) (ISO/TS 11405:2003) durante 60 segundos, sob água corrente, numa máquina de polir (LaboPol-4, Struers A/S, Ballerup, Dinamarca) (Fig. 21). Nesta fase, o esmalte remanescente foi removido e finalizou a exposição da dentina, havendo a formação de *smear layer* padronizada (Fig. 22).

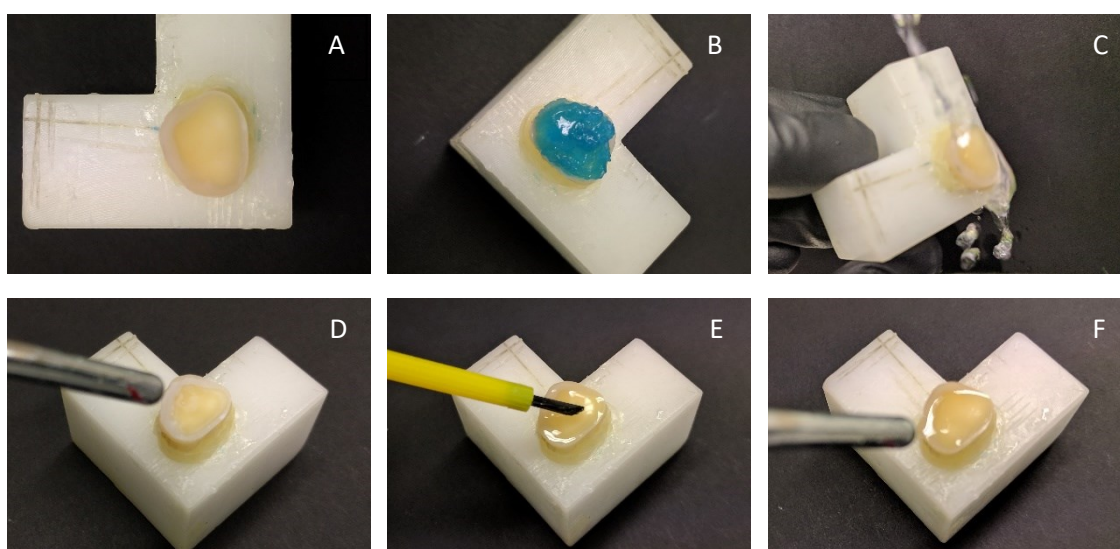


Figura 20 – Câmara pulpar preenchida com cola de cianoacrilato (Wurth, Künzensaul, Alemanha).

Figura 21 – Máquina de polir (LaboPol-4, Struers, Dinamarca).

Figura 22 – Polimento com disco de lixa SiC de grão 600 para simular a *smear layer*.

Depois da preparação dos dentes, os sistemas adesivos foram aplicados, segundo as instruções do fabricante, nos grupos OCSE, EBSE, XSSE. Nos grupos FLER e XSER, anteriormente à aplicação do sistema adesivo, a dentina foi condicionada com ácido ortofosfórico a 35% durante 15 segundos (Fig 23 e 24) (Scotchbond Etchant; 3M ESPE, Seefeld, Alemanha). A fotopolimerização dos sistemas adesivos foi feita com um fotopolimerizador Optilux 501 (Kerr, Midleton, WI, EUA). Na Tabela 3 estão descritas as indicações dos fabricantes para a aplicação dos adesivos.



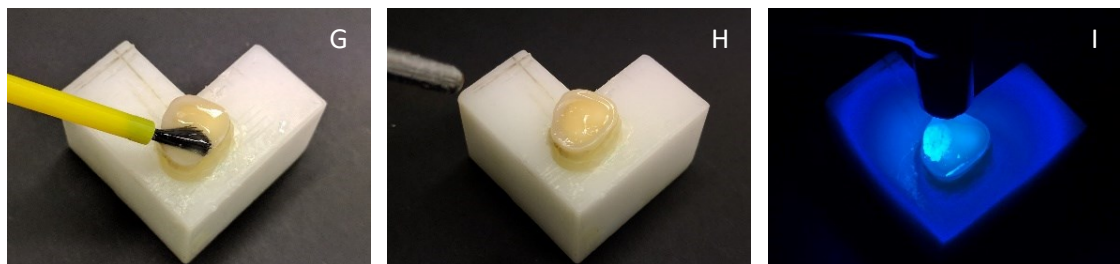




Figura 23 – Sequência de aplicação do sistema adesivo no grupo FLER: (A) Superfície dentária após polimento; (B) Aplicação de ácido ortofosfórico; (C) Lavagem após o condicionamento ácido; (D) Secagem com ar; (E) Aplicação do *primer*; (F) Secagem com ar; (G) Aplicação do adesivo; (H) Fotopolimerização do adesivo.

Tabela 3 – Instruções dos fabricantes para a aplicação dos sistemas adesivos.

SISTEMA ADESIVO	INDICAÇÕES DO FABRICANTE
<p>Optibond™ FL Kerr Corporation, Orange, CA, USA</p> 	<ol style="list-style-type: none"> 1. Condicionar com ácido ortofosfórico por 15 segundos. 2. Lavar por 15 segundos e secar levemente. 3. Secar suavemente sem desidratar por 5 segundos. 4. Aplicar o Optibond FL Prime com <i>microbrush</i>, por 15 segundos sobre a dentina com movimentos suaves. 5. Secar levemente por 5 seg. 6. Aplicar o Optibond FL Adesivo sobre o esmalte e dentina criando uma fina película. Utilizar um jato de ar suave para dirigir o material até à margem. 7. Fotopolimerizar por 20 segundos.* 8. Colocar a resina composta.
<p>One Coat 7.0 Coltène, Altstätten, Suíça</p> 	<ol style="list-style-type: none"> 1. Agitar o frasco. 2. Aplicar o adesivo na superfície dentária durante 20 segundos. 3. Secar suavemente por 5 segundos de forma a evaporar o solvente. 4. Fotopolimerizar por 20 segundos.* 5. Aplicar a resina composta
<p>Ena Bond SE Micerium S.p.A., Avegno, Itália</p> 	<ol style="list-style-type: none"> 1. Aplicar o Ena Bond SE Primer abundantemente na superfície do esmalte e dentina usando um <i>microbrush</i>. 2. Esfregar suavemente por 20 segundos. 3. Secar o excesso do <i>primer</i> com ar comprimido livre de óleo e água até que a película líquida desapareça. 4. Aplicar o adesivo com um <i>microbrush</i>. 5. Secar suavemente de forma a criar uma camada uniforme. 6. Fotopolimerizar por 20 segundos.* 7. Aplicar a resina composta.

<p>Xeno® Select Dentsply, Konstanz, Alemanha</p> 	<p>Self-Etch</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Preparar a cavidade. 2. Proteger a polpa (se necessário). 3. Dispensar o adesivo numa bandeja misturadora. 4. Aplicar o adesivo com <i>micro-brush</i>, em quantidade suficiente e agitar cuidadosamente o adesivo durante 20 segundos. 5. Deixar o solvente evaporar completamente, com a ajuda do jato de ar comprimido, durante 5 segundos ou até não haver movimentos na cola. 6. Fotopolimerizar durante 20 segundos.* 7. Colocar imediatamente o material restaurador. 	<p>Etch-and-Rinse</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. Preparar a cavidade. 2. Proteger a polpa (se necessário). 3. Condicionar com ácido fosfórico a 34/36%, começando pelas margens de esmalte, por 15 segundos. 4. Lavar durante aproximadamente 15 segundos. 5. Remover o excesso de água com a seringa de ar, sem desidratar. 6. Dispensar o adesivo numa bandeja misturadora. 7. Aplicar o adesivo com <i>micro-brush</i>, em quantidade suficiente e agitar cuidadosamente o adesivo durante 20 segundos. 8. Deixar o solvente evaporar completamente, com a ajuda do jato de ar comprimido, durante 5 segundos ou até não haver movimentos na cola. 9. Fotopolimerizar durante 20 segundos.* 10. Colocar imediatamente o material restaurador.
<p>*O tempo recomendado varia conforme a luz fotopolimerizadora. No caso do Optilux 501 serão 10 segundos (Boost mode) ou 20 segundos (Ramp mode ou Regular mode).</p>		

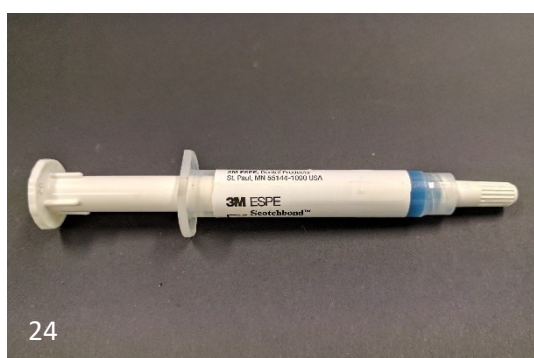


Figura 24 – Ácido ortofosfórico (Scotchbond Etchant; 3M ESPE, Seefeld, Alemanha).

Figura 25 – Resina Filtek Z250, cor A2 (3M ESPE, Seefeld, Alemanha).

Uma vez aplicados os sistemas adesivos, confeccionaram-se blocos de resina com resina composta microhíbrida Filtek Z250, cor A2 (3M ESPE, St Paul, MN USA) (Fig. 25), em

incrementos de 2 mm até perfazer uma altura de 6 a 8 mm (Fig. 26). Estes foram justapostos com recurso a uma espátula angulada (Fig. 27). Cada camada de resina foi fotopolimerizada durante 20 segundos, recorrendo ao fotopolimerizador Optilux 501 (SDS Kerr, Orange, EUA) (Fig. 28) com uma intensidade mínima de 600 mW/cm^2 , sendo esta verificada a cada 10 utilizações com o radiómetro do próprio aparelho de fotopolimerização.

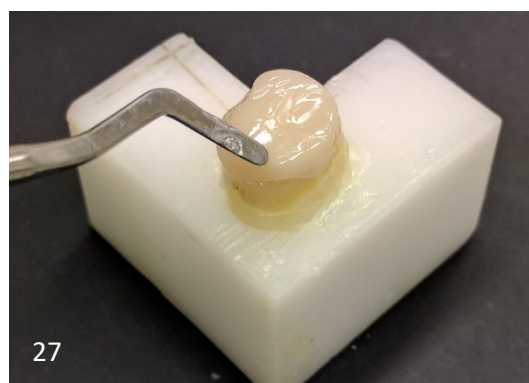
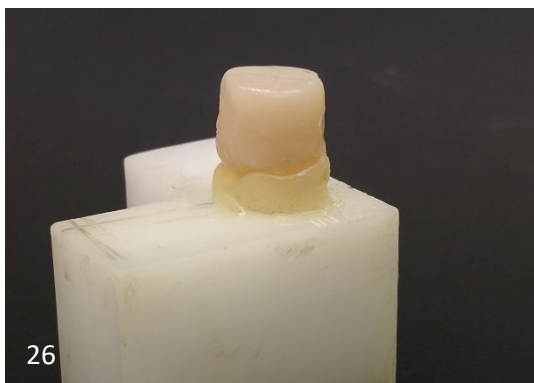


Figura 26 – Bloco de resina com 8 mm.

Figura 27 – Aplicação da resina composta com incrementos de 2 mm.

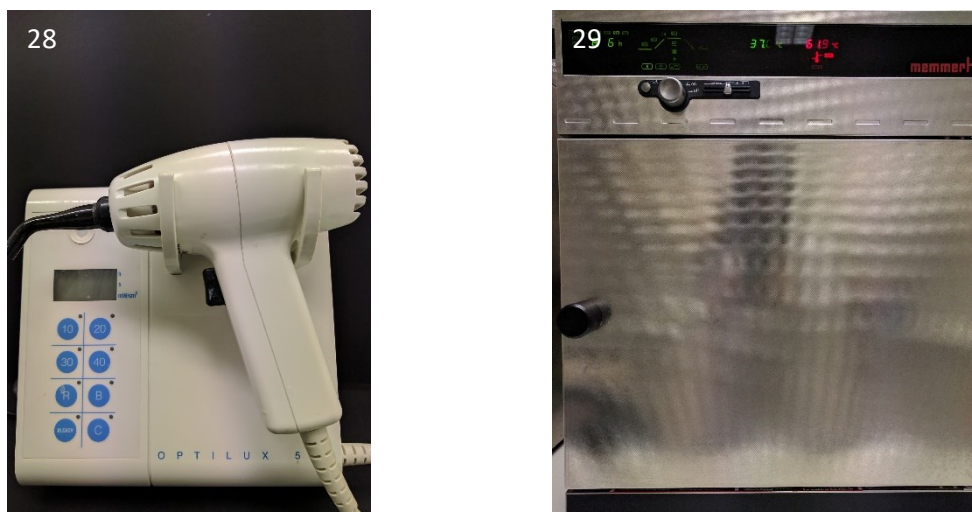


Figura 28 – Fotopolimerizador Optilux 501 (Kerr, Middleton, WI, EUA).

Figura 29 – Estufa de incubação (Mettler INE 400, Schwabach, Alemanha).

Terminada a confeção do bloco de resina, procedeu-se ao armazenamento da amostra em água desionizada numa estufa de incubação (Mettler INE 400, Schwabach, Alemanha) a 37°C (Fig. 29).

Após 24 horas, as amostras dos grupos FLER24H, OCSE24H, EBSE24H, XSSE24H e XSER24H foram removidas e novamente seccionadas. Programou-se o micrótomo de tecidos duros (Accutom-50, Struers, Dinamarca) de forma a cortar longitudinalmente nos sentidos x e y obtendo-se palitos com uma secção transversal de $1 \pm 0,2 \text{ mm}^2$. Depois, efetuou-se um corte único transversal, de modo a obter palitos individualizados. Os palitos mais periféricos, referentes ao esmalte, foram descartados. Os grupos remanescentes (FLER3M, OCSE3M, EBSE3M, XSSE3M e XSER3M) foram mantidos em estufa até perfazerem 3 meses. Após esse tempo foram sujeitos ao mesmo procedimento que as amostras dos grupos das 24 horas.

Posteriormente, as extremidades de cada palito foram coladas a *jigs* de aço inoxidável com cola de cianoacrilato (Zapit[®], Dental Ventures of America, Corona, CA, EUA) (Fig. 30). Subsequentemente, foram colocados numa máquina de testes universal (Shimadzu Autograph AG-IS, Kyoto, Japão) (Fig. 31), programada para submeter os palitos a forças de microtração à velocidade de 0,5 mm/min até ocorrer fratura (Fig. 32).

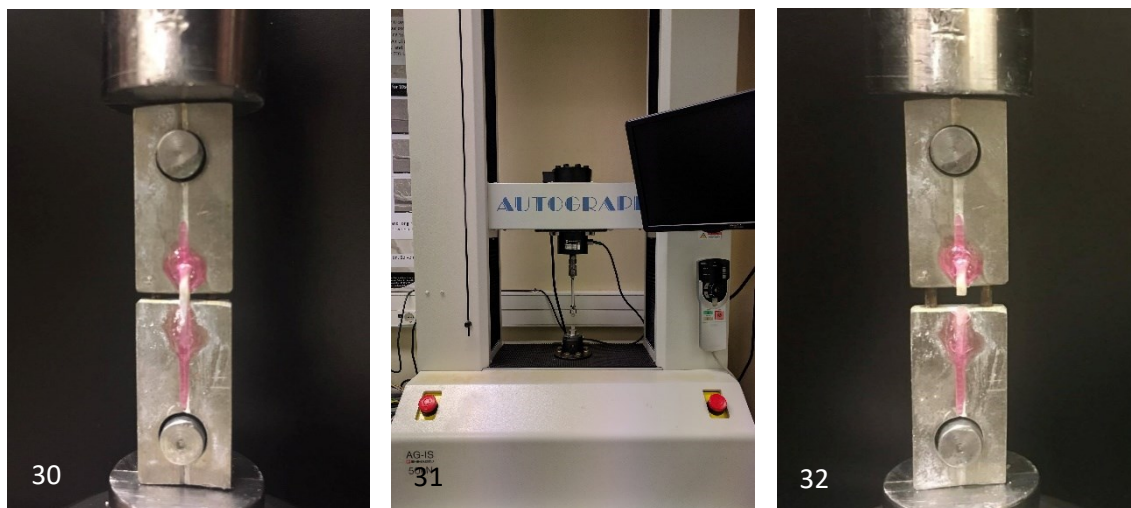


Figura 30 – Palito colado com cola de cianiacrilato ao *jig* de aço inoxidável.

Figura 31 – Máquina de testes universal (Shimadzu Autograph AG-IS, Kyoto, Japão).

Figura 32 – Palito fraturado após ter sido submetido ao teste de microtração.

Após a fratura, os palitos foram medidos com uma craveira digital (StormTM, Central Tools Inc., Cranston, USA) nos sentidos x e y . A medição foi feita na zona mais próxima da interface dentina-resina, de forma a calcular a área da interface adesiva.

No tempo decorrente das medições, os palitos ficaram sobre uma compressa humedecida com água desionizada, disposta numa caixa de Petri, para evitar a sua desidratação (Fig. 33).



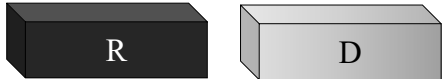
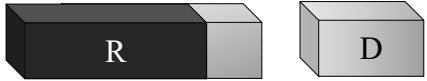
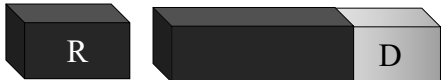
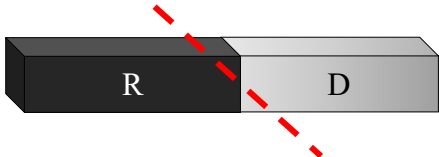
Figura 33 – Palitos sobre compressa embebida em água desionizada.

Numa folha de cálculo registaram-se os valores da área da interface adesiva e calculou-se a sua área em mm^2 . A resistência adesiva, expressa em MPa, de cada palito submetido

ao teste é igual ao quociente da força aplicada no momento da fratura (kN) pela área da superfície aderida em N/mm².

As interfaces de fratura de cada palito foram analisadas numa lupa estereoscópica (Leica MZ6; Leica Microsystems GmbH, Wetzlar, Alemanha), com uma magnificação de 20x. As falhas foram classificadas em falha adesiva, quando a fratura sucede na interface dentina-resina, em falha coesiva, quando a fratura sucede unicamente na dentina ou na resina, e falha mista, quando as duas formas de falha sucedem em concomitância. Na Tabela 4 está esquematizado os tipos de falhas possíveis.

Tabela 4 – Esquema dos tipos de falhas possíveis (R, resina composta; D, dentina).

TIPOS DE FALHAS	IMAGEM ILUSTRATIVA
<p style="text-align: center;">Adesiva Interface resina-dentina</p>	
<p style="text-align: center;">Coesiva em dentina Exclusiva na dentina</p>	
<p style="text-align: center;">Coesiva em resina Exclusiva na resina composta</p>	
<p style="text-align: center;">Mista Ocorre na interface adesiva, na dentina e na resina composta</p>	

Os resultados obtidos neste estudo foram validados estatisticamente ($p < 0.05$) no programa de estatística SPSS versão 22.0.

As amostras pré-falhas foram excluídas da análise estatística.

IV. RESULTADOS

Para facilitar a exposição dos dados obtidos recorreu-se a siglas com o seguinte significado:

- FL – Optibond™ FL;
- EB – Ena Bond SE;
- OC – One Coat 7.0;
- XS – Xeno Select;
- SE – Self-etch;
- ER – Etch-and-rinse;
- 24h – 24 horas;
- 3m – 3 meses.

1. ANÁLISE ESTATÍSTICA

Neste estudo, mediu-se uma variável, a resistência adesiva à microtração (μ TBS) em diferentes unidades de observação (palitos de resina-dentina) provenientes da mesma unidade experimental (dente). A medição é repetida de modo sistemático, pelo que os efeitos de eventuais correlações não nulas e de variâncias heterogêneas, introduzidas pelos resultados obtidos nas diferentes unidades de observação, devem ser controlados na análise de dados. Para tal, ajustou-se um modelo linear misto (MM) aos dados, o qual combina o efeito fixo dos fatores considerados (tipo de adesivo, técnica adesiva aplicada ou envelhecimento em estufa) e os efeitos aleatórios na estrutura de covariância dos resíduos.

A utilização de MM requer que a estrutura de covariância entre as observações repetidas seja conhecida. A seleção da melhor estrutura baseou-se na análise prévia de gráficos de dispersão nas três comparações, a seguir indicadas, a qual sugeriu uma matriz de covariância homogênea. Assim, foram consideradas as seguintes estruturas de covariância homogênea: Autorregressiva de 1ª ordem (AR1); Autorregressiva de média móvel (ARMA), Simetria Composta (CS), Identidade (SI) e Toeplitz. A qualidade do ajustamento obtido com as diferentes matrizes foi avaliada usando os critérios de informação de Akaike (AIC), Hurvich e Tsai (AICC), Bozdogan (CAIC) e de Bayes e Schwarz (BIC), em que valores mais baixos denotam melhor ajustamento.

Foram consideradas as seguintes comparações:

1. Para o adesivo XS, resistência adesiva à microtração em amostras sujeitas às técnicas adesivas ER e SE e a envelhecimento em estufa de 24h e 3m;
2. Para a técnica adesiva ER, resistência adesiva à microtração em amostras de adesivos XS e FL sujeitas a envelhecimento em estufa de 24h e 3m;
3. Para a técnica adesiva SE, resistência adesiva à microtração em amostras dos adesivos XS, OC e EB sujeitas a envelhecimento em estufa de 24h e 3m.

1.1 Resistência adesiva à microtração (μ TBS)

1.1.1 Comparação para o adesivo XS, em amostras sujeitas às técnicas adesivas ER e SE e a envelhecimento em estufa de 24h e 3m

O gráfico de dispersão (Fig. 34) ilustra a ausência de heterogeneidade dos valores da força adesiva e justifica a opção por uma matriz de covariância homogênea. A Tabela 5 mostra os valores dos critérios de avaliação para os diferentes tipos de estruturas, sugerindo que o melhor ajustamento é obtido com uma matriz de covariância Autorregressiva de 1ª ordem.

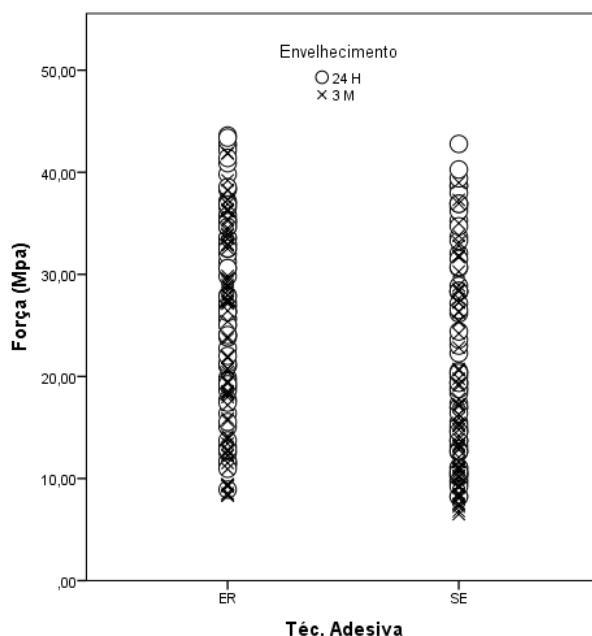


Figura 34 – μ TBS em XS, sob técnicas ER e SE, às 24h e 3m.

Tabela 5 – Informação sobre diversas estruturas de covariâncias.

	AR(1)	ARMA(1,1)	CS	SI
-2 Restricted Log Likelihood	2152,293	2152,278	2221,676	2223,371
Akaike's Information Criterion (AIC)	2156,293	2158,278	2225,676	2225,371
Hurvich and Tsai's Criterion (AICC)	2156,334	2158,360	2225,716	2225,385
Bozdogan's Criterion (CAIC)	2165,694	2172,380	2235,077	2230,072
Schwarz's Bayesian Criterion (BIC)	2163,694	2169,380	2233,077	2229,072

Os resultados obtidos mostram que a resistência adesiva é significativamente mais elevada sob a técnica adesiva ER ($p = 0,004$), não se verificando diferenças significativas entre amostras sujeitas a envelhecimentos diferentes ($p = 0,065$), embora valores mais elevados de resistência adesiva sejam sugeridos às 24h (Fig. 35).

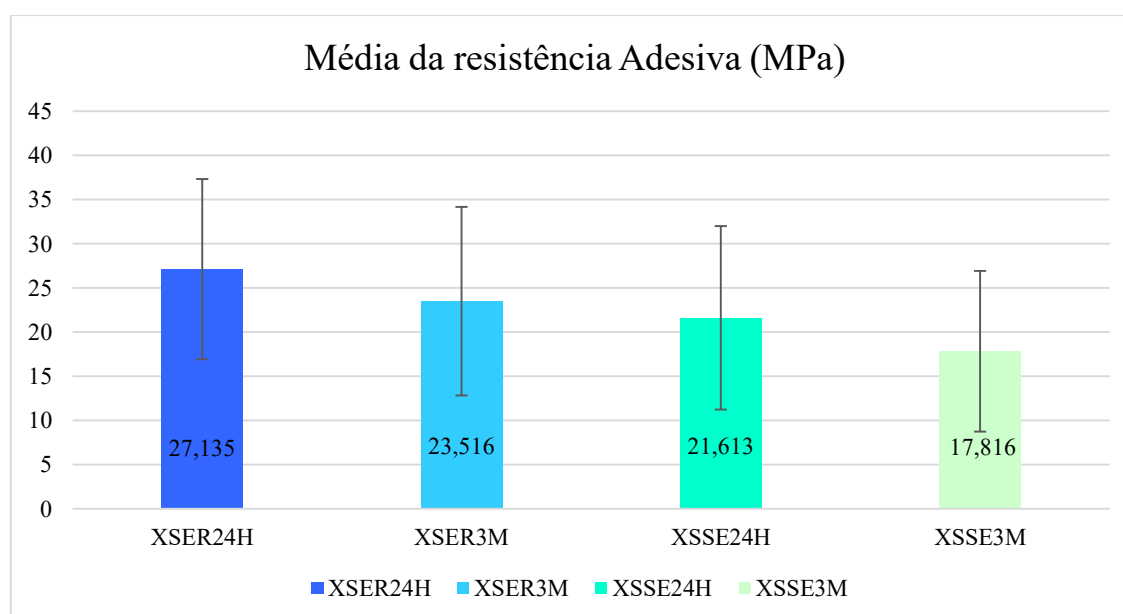


Figura 35 – Gráfico da média da resistência adesiva (MPa) e desvio-padrão dos grupos testados. Letras iguais indicam que não existem diferenças estatísticas entre grupos, para $p < 0,05$, nas diferentes técnicas adesivas.

1.1.2 Comparação para a técnica adesiva ER, resistência à microtração em amostras dos adesivos XS e FL sujeitas a envelhecimento em estufa de 24h e 3m

Analogamente, uma estrutura de covariância homogênea foi sugerida neste caso, tal como ilustra a Figura 36. A Tabela 6 mostra os valores dos critérios de avaliação para os diferentes tipos de estruturas, sugerindo uma matriz de covariância Autorregressiva de 1ª ordem para melhor ajustamento.

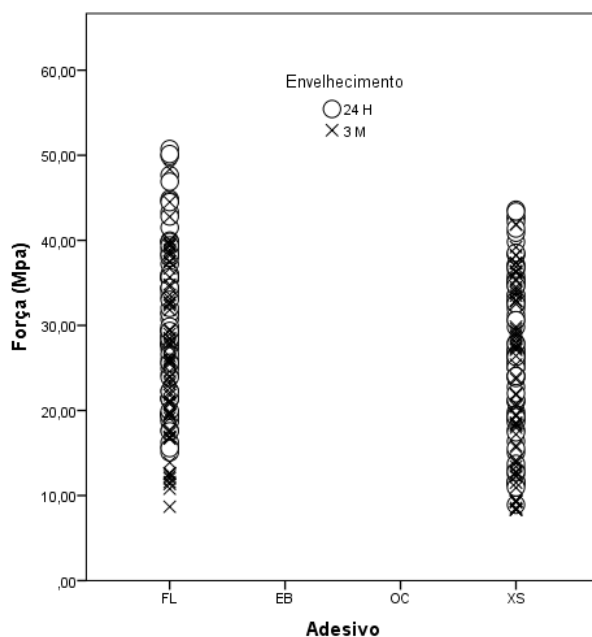


Figura 36 – μ TBS em FL e XS, sob técnica ER, a 24h e 3m.

Tabela 6 – Informação sobre diversas estruturas de covariâncias.

	AR(1)	ARMA(1)	CS	SI
-2 Restricted Log Likelihood	2258,205	2258,071	2281,944	2282,155
Akaike's Information Criterion (AIC)	2262,205	2264,071	2285,944	2284,155
Hurvich and Tsai's Criterion (AICC)	2262,244	2264,150	2285,983	2284,168
Bozdogan's Criterion (CAIC)	2271,665	2278,261	2295,404	2288,885
Schwarz's Bayesian Criterion (BIC)	2269,665	2275,261	2293,404	2287,885

Neste caso, os valores da resistência adesiva à microtração observados para o adesivo FL ($p = 0,037$) foram significativamente mais elevados, comparativamente ao adesivo XS, e para o envelhecimento a 24h ($p = 0,018$), comparativamente a 3m (Fig.37).

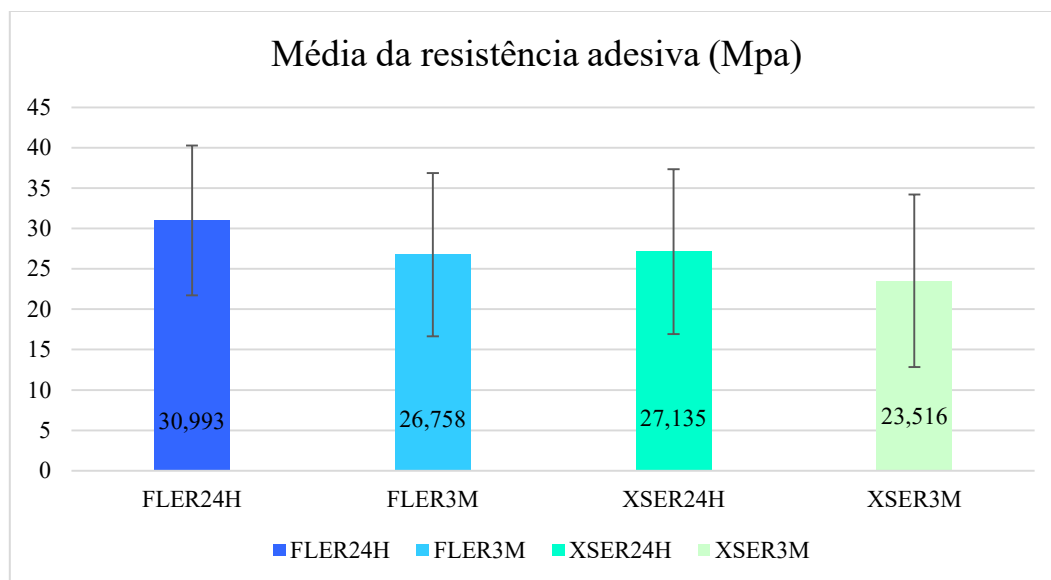


Figura 37 – Gráfico da média da resistência adesiva (MPa) e desvio-padrão dos grupos testados. Letras iguais indicam que não existem diferenças estatísticas entre grupos, para $p < 0.05$, relativamente ao tempo de envelhecimento.

1.1.3 Comparação para a técnica adesiva SE, resistência à microtração em amostras dos adesivos XS, OC e EB sujeitas a envelhecimento em estufa de 24h e 3m

Novamente, a matriz de covariância Autorregressiva 1ª ordem é a que proporciona um melhor ajustamento aos dados observados (Fig. 38 e Tabela 7).

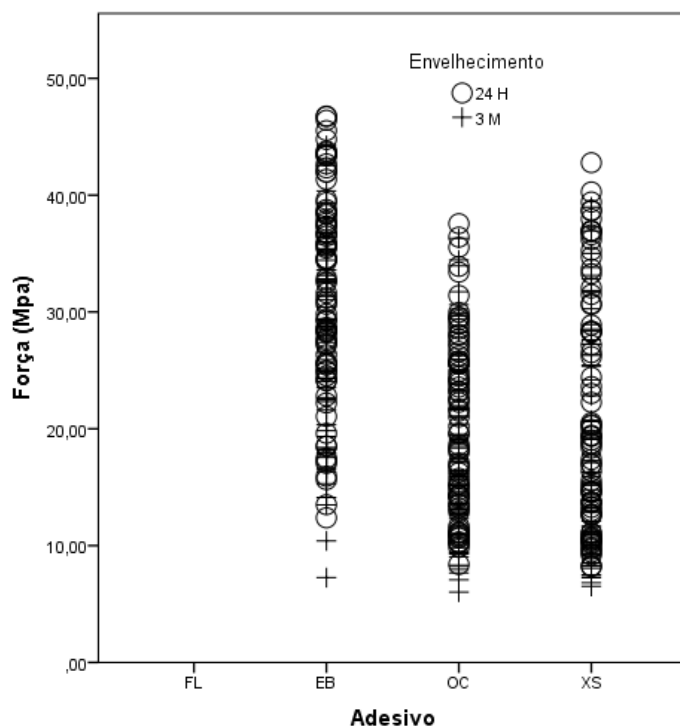


Figura 38 – µTBS em XS, OC e EB sob técnica SE, a 24h e 3m.

Tabela 7 – Informação sobre diversas estruturas de covariâncias.

	AR(1)	ARMA(1,1)	CS	SI	Toeplitz
-2 Restricted Log Likelihood	3240,208	3237,352	3265,983	3268,302	3217,671
Akaike's Information Criterion (AIC)	3244,208	3243,352	3269,983	3270,302	3275,671
Hurvich and Tsai's Criterion (AICC)	3244,234	3243,405	3270,010	3270,311	3279,756
Bozdogan's Criterion (CAIC)	3254,453	3258,719	3280,228	3275,425	3424,223
Schwarz's Bayesian Criterion (BIC)	3252,453	3255,719	3278,228	3274,425	3395,223

São observados valores de resistência adesiva à microtração significativamente mais elevadas às 24h ($p = 0,002$). Estes valores de µTBS são significativamente mais elevados no adesivo EB, comparativamente ao adesivo XS ($p = 0,012$) e ao adesivo OC ($p < 0,001$), sem diferenças entre XS e OC ($p = 0,689$) (Fig. 39).

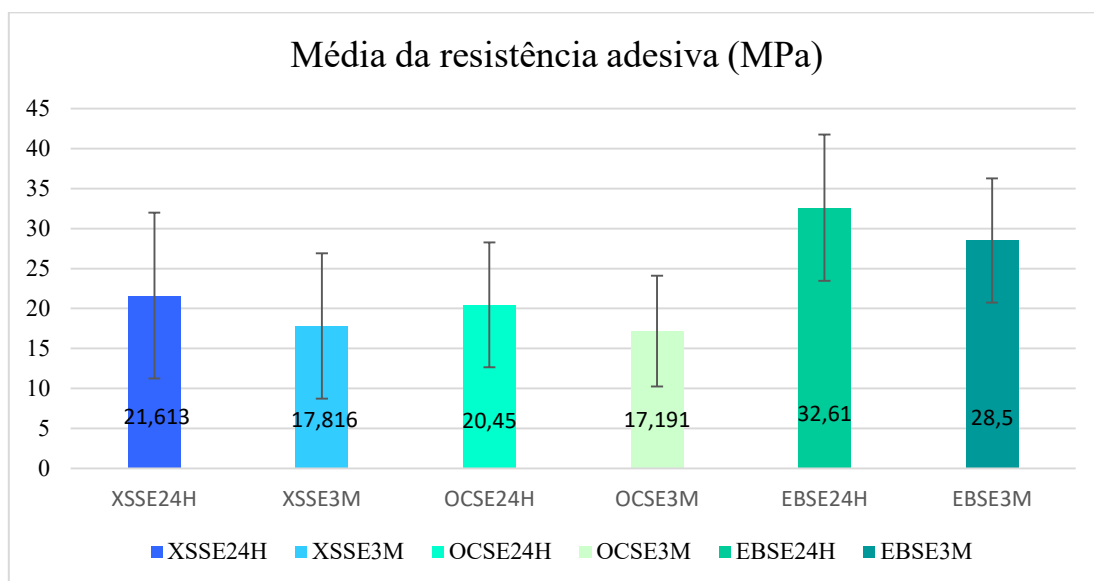


Figura 39 – Gráfico da média da resistência adesiva (MPa) e desvio-padrão dos grupos testados. Letras iguais indicam que não existem diferenças estatísticas entre grupos, para $p < 0.05$, relativamente ao tempo de envelhecimento.

1.2 Análise dos modos de falha

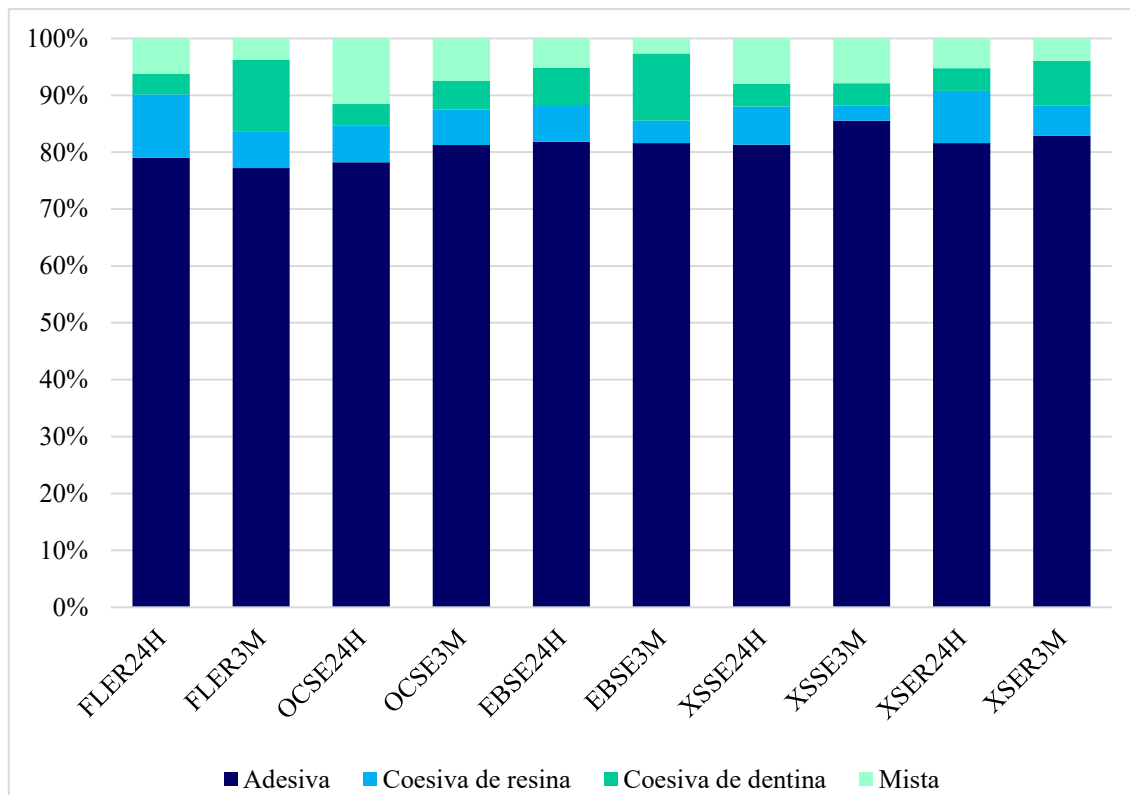


Figura 40 – Gráfico com o tipo e a frequência de falhas, segundo o grupo.

Analisando o gráfico (Fig. 40) verifica-se que em todos os grupos quer após as 24 horas quer após os 3 meses de envelhecimento, as fraturas que ocorreram em maior número foram as adesivas.

Nos grupos FLER24H e XSER24H as falhas adesivas ocorreram em maior quantidade, seguindo-se as coesivas de resina, as mistas e, por último, as coesivas de dentina. Já nos grupos XSSE24H e OCSE24H, após as fraturas adesivas, as mistas são as que ocorreram com maior frequência, seguindo-se as coesivas na resina e, por último, as coesivas na dentina. Por fim, no grupo EBSE24H, após as fraturas adesivas, ocorreram tantas fraturas coesivas na dentina como na resina, sendo as fraturas mistas as ocorridas em menor número.

Nos grupos FLER3M, XSER3M e EBSE3M, sucedendo às fraturas adesivas encontram-se as coesivas na dentina, as coesivas na resina e, com menor frequência, as fraturas mistas. Nos grupos XSSE3M e OCSE3M, depois das fraturas adesivas, as fraturas mistas são as que ocorreram com maior frequência. No grupo XSSE3M as fraturas coesivas na dentina surgem em penúltimo e as coesivas na resina em último. Já no grupo OCSE3M as fraturas coesivas na resina ocorreram em maior número sendo as coesivas na dentina menos frequentes.

V. DISCUSSÃO

A tecnologia adesiva está em constante desenvolvimento. O mercado de materiais dentários está incessantemente a receber novos sistemas adesivos com formulações novas ou reformulações das anteriormente lançadas pelos fabricantes para aumentar os valores de resistência adesiva, principalmente na dentina. Como resultado, muitos dos materiais não possuem validação clínica necessária para serem utilizados (Sarr *et al.*, 2010; Bortolatto *et al.*, 2011).

Com a realização de ensaios laboratoriais é possível avaliar a resistência adesiva e prever o comportamento clínico dos sistemas adesivos dependendo do desenho do teste e das variáveis utilizadas.

De forma a conseguir estabelecer uma correlação entre os resultados *in vitro* e o desempenho clínico, os procedimentos laboratoriais têm de ser padronizados. Assim, esta investigação laboratorial foi realizada de acordo com a norma ISO/TS 11405:2015. Esta norma possui diretrizes específicas sobre a seleção, armazenamento e manipulação do substrato, bem como, as características essenciais dos diferentes testes que avaliam a qualidade da adesão entre o material restaurador e o substrato dentário.

O teste escolhido para avaliar a resistência adesiva à dentina foi a microtração. Como já foi referido, este permite avaliar a adesão em áreas muito pequenas (espécimes com 1 mm²) e em diferentes regiões dentinárias. Assim, a partir de um só dente obtêm-se diversas amostras da interface adesiva e, dada a reduzida dimensão, a interface adesiva apresenta menos defeitos (bolhas ou *cracks*), obtendo-se valores mais elevados e aproximados da realidade (Rangel *et al.*, 2013). Além disto, o teste à microtração permite obter um elevado número de falhas adesivas traduzindo-se em valores de adesão propriamente ditos ao invés da resistência coesiva no substrato dentário ou no material restaurador (Bortolatto *et al.*, 2011).

Em concordância com a literatura, as fraturas das amostras que são classificadas como coesivas ou mistas devem ser rejeitadas. As fraturas coesivas ocorrem em consequência de erros de alinhamento da amostra na máquina de teste ou devido à introdução de pequenos *cracks* durante o corte da amostra. As fraturas mistas são um dos principais problemas desta classificação, pois não são conclusivas e não permitem saber com rigor o tipo de fratura ocorrido (Scherrer *et al.*, 2010). Na presente investigação classificaram-

se as fraturas em adesivas, coesivas ou mistas. De acordo com a informação supramencionada, excluíram-se as amostras cujas fraturas não foram adesivas.

Quando os modelos da investigação são constantes é de esperar que os resultados da microtração de um determinado material aderido a um determinado substrato, embora os resultados sejam de diferentes laboratórios, deverão estar em concordância. No entanto, os resultados da resistência adesiva dificilmente podem ser comparados entre os diferentes laboratórios distribuídos pelo mundo porque utilizam métodos e parâmetros variados. Diversos fatores contribuem para esta variabilidade de resultados interlaboratoriais (Armstrong *et al.*, 2010).

Os valores da resistência adesiva obtidos dependem das propriedades dos materiais utilizados na investigação e na preparação do substrato dentário que antecede a aplicação do sistema adesivo (Armstrong *et al.*, 2010).

O módulo de elasticidade da resina composta utilizada na preparação das amostras pode ter influência nos resultados. Sabe-se que quanto maior o módulo de elasticidade, maiores serão as forças de adesão. (Cardoso *et al.*, 2011). As resinas microhíbridas são a escolha indicada porque apresentam melhores valores de resistência adesiva e uma quantidade reduzida de fraturas coesivas (Andrade *et al.*, 2010). Perante estas informações, embora de lotes diferentes, todos os grupos experimentais foram restaurados com a resina Filtek Z250 na cor A2.

O sucesso laboratorial e clínico dos sistemas adesivos depende da composição química (Perdigão, 2015). Assim, a variabilidade da *performance* adesiva está relacionada com a composição química, nomeadamente o grau de acidez, a capacidade de interação química dos monómeros funcionais com o substrato e, ainda, com a estabilidade hidrolítica (Van Landuyt *et al.*, 2007).

O Optibond FL é um sistema adesivo *etch-and-rinse* de três passos. Este é uma referência e é considerado o *gold standard*, pois apresenta-se no mercado como um dos mais eficazes (Sarr *et al.*, 2010; Delbons *et al.*, 2015; Perdigão, 2015). Por estes motivos escolheu-se este sistema adesivo como controlo positivo na presente investigação.

No estudo de Loguercio e colaboradores, 2014, foram comparados quatro adesivos *etch-and-rinse*, nomeadamente o Scotchbond Multi-Purpose (3M ESPE), o All-Bond 3 (Bisco Inc.), o Fusion Duralink (Angelus) e o Optibond FL (Kerr), concluindo-se que o Optibond FL teve uma melhor *performance* com valores de resistência à tração superiores, menor

nanoinfiltração e alto grau de conversão. No referido estudo é sugerido que os elevados valores de resistência adesiva deste material poderão estar relacionados com a presença do glicerol fosfato dimetacrilato (GPDM) que interage quimicamente com a hidroxiapatite, assim como, com a elevada percentagem de partículas de carga presente na camada de resina hidrofóbica aplicada em separado (Loguercio *et al.*, 2014). Estas partículas conferem melhores propriedades mecânicas e reduzem a contração de polimerização da fotopolimerização da resina composta, funcionando como uma parede elástica que absorve o choque da contração (Van Landuyt *et al.*, 2007; Loguercio *et al.*, 2014).

Na referida investigação de Loguercio *et al.*, 2014, os valores de resistência adesiva após 24 horas em estufa foram superiores. O protocolo laboratorial apresenta aspetos distintos, nomeadamente, o armazenamento das amostras realizado em cloramina tri-hidratada a 0,5%, a resina composta utilizada para o *build-up* foi a Filtek Z350 (3M ESPE), o tempo de fotopolimerização foi de 40 segundos e as falhas prematuras foram incluídas nos valores da média da resistência adesiva.

No estudo efetuado por Sarr *et al.*, 2010, os resultados da resistência adesiva à microtração após 24 horas em estufa foram superiores ao nosso. No entanto, o protocolo deste ensaio laboratorial variou em relação ao nosso. Pois, o armazenamento das amostras foi realizado em cloramina tri-hidratada a 0,5%. A resina composta utilizada para o *build-up* e dimensão dos incrementos diferiu, assim como o tempo de fotopolimerização (40 segundos) e a velocidade de tração no teste de microtração foi de 1 mm/min.

Na investigação de Farias *et al.*, 2016, à semelhança dos estudos referidos anteriormente, também obtiveram resultados de resistência adesiva à dentina por microtração após 24 horas em estufa a 37°, superiores aos nossos. Também neste estudo, o armazenamento das amostras foi realizado em cloramina tri-hidratada a 0,5%. A resina utilizada para os *build-up* foi uma nanohíbrida.

Na investigação de De Munck *et al.*, 2011, pretendeu-se avaliar a eficácia adesiva da dentina central e periférica ao final de uma semana, três, seis e doze meses de armazenamento em estufa. Embora o protocolo laboratorial tenha diferido discriminando as diferentes localizações da dentina, o grão para a reprodução da *smear layer* e a velocidade do teste de microtração, as amostras submetidas a três meses de armazenamento em água desionizada, à semelhança do nosso estudo, obtiveram uma diminuição estatisticamente significativa da resistência adesiva.

Os adesivos *etch-and-rinse* são tecnicamente muito sensíveis. Deve-se ter especial atenção ao tempo de aplicação do ácido na dentina uma vez que um condicionamento excessivo, ou seja, superior a 15 segundos, leva a uma discrepância entre a profundidade de desmineralização e a profundidade de impregnação da resina adesiva nas fibras de colagénio. Como consequência, há um risco acrescido de nanoinfiltração (Delbons *et al.*, 2015). Outra dificuldade na aplicação destes adesivos encontra-se na manutenção da humidade dentinária ideal após a lavagem do gel ácido, pois a dentina não pode ficar nem desidratada porque a rede de colagénio colapsa e não há infiltração dos monómeros mas, o excesso de água compromete a eficácia adesiva uma vez que é promotora da degradação hidrolítica (Sarr *et al.*, 2010; Sezinando, 2014). Estes poderão ser os motivos pelos quais o nosso estudo obteve valores de resistência adesiva mais baixos relativamente aos estudos mencionados.

A introdução no mercado do sistema adesivo *self-etch* Ena Bond SE é muito recente, pelo que não existem estudos disponíveis para que possamos fazer comparações com os nossos resultados.

De acordo com a informação disponível na *material safety data sheet* (MSDS) do Ena Bond SE relativamente à composição química deste adesivo, ele é constituído por 10-MDP, HEMA e possui um pH 2,5.

O Ena Bond SE caracteriza-se por ser um *self-etch* de acidez fraca (pH = 2,5) com uma profundidade de desmineralização entre os 0,5 e 1 μ m. Esta desmineralização superficial forma uma camada híbrida pouco densa, praticamente sem formação de *resin tags* e, ainda, permite manter uma parte de hidroxiapatite unida ao colagénio. Desta forma, a hidroxiapatite está disponível para a formação de ligações químicas com monómeros funcionais (Van Meerbeek *et al.*, 2003, 2011).

Os sistemas adesivos fracos apresentam a adesão química como uma grande vantagem face aos restantes sistemas adesivos presentes no mercado. O facto de haver muito cálcio disponível após a desmineralização da dentina aliado à presença do 10-MDP permite a formação de uma ligação quimicamente estável com a hidroxiapatite. Esta interação química, clinicamente, mantém as margens da restauração seladas prevenindo a microinfiltração e degradação hidrolítica da interface adesiva (Sarr *et al.*, 2010; Sezinando, 2014).

O HEMA é outro dos monómeros que se encontra na constituição do sistema adesivo testado. Este é um monómero hidrofílico responsável pelo aumento da humidade da dentina que melhora a miscibilidade dos monómeros hidrofóbicos e hidrofílicos presentes nos componentes dos sistemas adesivos (Sánchez-Ayala *et al.*, 2013). Porém não é hidroliticamente estável devido à sua componente hidrofílica (Van Landuyt 2007, 2008). A simplificação dos sistemas adesivos torna-os menos sensíveis à técnica e previnem a introdução de erros na aplicação do protocolo. Em contrapartida, obtêm-se resultados de força adesiva inferiores (Bortolatto *et al.*, 2011; Rangel *et al.*, 2013).

Os valores da resistência adesiva do grupo das 24 horas do sistema adesivo One Coat 7.0 são semelhantes aos dos estudos de Bortolatto *et al.*, 2011, e Setién *et al.*, 2011, embora os protocolos laboratoriais difiram em relação ao nosso.

O estudo de Bortolatto e colaboradores, 2011, foi realizado em incisivos bovinos conservados numa solução de timol a 1%. O tempo de fotopolimerização do sistema adesivo foi de 30 segundos. A resina composta utilizada, o tempo de fotopolimerização dos incrementos (40 segundos), assim como, a velocidade do teste de tração (1mm/min) também foram diferentes.

Relativamente ao estudo de Sétien *et al.*, 2011 pretendia-se determinar o efeito do uso da clorhexidina a 2% sobre a dentina na resistência à microtração. O protocolo diferia na formação de smear layer padronizada, sendo utilizada uma lixa SiC de grão 120, 260 e 320 (3M ESPE). Diferiu também no tempo de fotopolimerização dos incrementos (40 segundos) e na velocidade de tração (1 mm/min).

Não existem estudos com envelhecimento do sistema adesivo One Coat 7.0. No nosso estudo, os valores de resistência adesiva dos grupos submetidos a envelhecimento por 3 meses sofreram degradação hidrolítica da interface adesiva. Este facto poderá estar relacionado com a elevada suscetibilidade à absorção de água características dos *self-etch* de um passo. Pois, estes adesivos comportam-se como membranas semipermeáveis que permitem a passagem de água na interface adesiva acabando por comprometer a longevidade do sistema adesivo (Sétien *et al.*, 2011; Bortolatto *et al.*, 2011).

Decorrente da análise estatística, verificou-se que o desempenho do sistema adesivo universal Xeno Select, usado no nosso estudo, depende da estratégia adesiva aplicada, obtendo-se valores mais elevados de resistência adesiva para a aplicação como *etch-and-rinse*.

Esta situação também se verificou no estudo realizado por Fernández *et al.*, 2014, que tinha como objetivo avaliar a força adesiva e a nanoinfiltração de dois sistemas adesivos universais usando diferentes estratégias adesivas na dentina coronária em comparação com um adesivo *self-etch*. O protocolo laboratorial apenas diferiu no armazenamento das amostras em estufa, por 24 horas, numa solução de azida de sódio. No nosso estudo, os valores de resistência adesiva foram mais elevados.

No estudo de Lopes *et al.*, 2016, aplicaram o adesivo Xeno Select de diferentes modos sobre lesões cervicais não cariosas. Concluíram que este adesivo quando aplicado na dentina após condicionamento ácido, as microporosidades criadas no substrato garantem um padrão adesivo com bons resultados. Porém, quando o mesmo adesivo é aplicado na dentina sob a estratégia adesiva *self-etch*, os monómeros funcionais contidos no sistema adesivo (um “inverso” de éster de ácido fosfórico funcional e o ácido alquilsulfónico acriloilamino) embora adiram inicialmente à hidroxiapatite, a união não é estável. Os autores deste estudo concluíram que o sistema adesivo em questão não deveria ser utilizado como um *self-etch*.

Os sistemas adesivos universais foram introduzidos recentemente no mercado pelo que não há nenhum estudo com envelhecimento de amostras onde o Xeno Select tenha sido aplicado. Na presente investigação, existem valores mais elevados de força adesiva às 24 horas em relação aos 3 meses de envelhecimento em estufa, porém estes valores não têm significado estatístico.

O motivo que poderá estar relacionado com este facto é a presença do butanol terciário como solvente porque possui maior estabilidade nas reações químicas com os monómeros (Cardoso *et al.*, 2011). De acordo com o fabricante, o butanol tem a capacidade de reexpandir as fibras de colagénio colapsadas promovendo a penetração dos monómeros (Lopes *et al.*, 2016).

Perante os resultados obtidos, rejeita-se as hipóteses nulas 1, 2 e 3, aceitando-se as hipóteses alternativas 1, 2 e 3.

1. RELEVÂNCIA CLÍNICA

Embora haja uma vasta panóplia de sistemas adesivos disponíveis no mercado, a avaliação da resistência adesiva, bem como, a estabilidade da restauração no substrato dentário estão relacionadas com o sucesso clínico. No consultório há uma procura incessante de sistemas adesivos simplificados e com uma boa *performance* adesiva. No seguimento desta linha de pensamento, esta investigação, dentro das suas limitações, tem como objetivo avaliar a resistência adesiva de sistemas adesivos introduzidos no mercado há relativamente pouco tempo como o One Coat 7.0, o Ena Bond SE e o Xeno Select em comparação com um sistema adesivo bastante estudado, o Optibond FL que possui bom desempenho *in vitro* e *in vivo*, sendo possível compará-lo com os sistemas adesivos em análise.

VI. CONCLUSÃO

Com base nos resultados obtidos nesta investigação é possível concluir que:

1. O Xeno Select na estratégia adesiva *etch-and-rinse* apresentou valores de resistência adesiva significativamente mais elevados que na estratégia *self-etch*;
2. O Optibond FL apresentou valores de resistência adesiva significativamente mais elevados que o Xeno Select quando aplicado na vertente *etch-and-rinse*;
3. O Ena Bond SE apresentou valores significativamente mais elevados comparativamente com os sistemas adesivos One Coat 7.0 e Xeno Select na estratégia adesiva *self-etch*;
4. Os sistemas adesivos One Coat 7.0 e Xeno Select na vertente *self-etch* não apresentaram diferenças estatisticamente significativas entre si nos valores de resistência adesiva;
5. Todos os sistemas adesivos apresentaram uma diminuição significativa da resistência adesiva das 24 horas para os 3 meses com exceção do Xeno Select que apenas apresenta uma redução das forças adesivas, não exibindo alterações significativas.

1. Perspetivas futuras

Considerando os resultados da presente investigação e tendo em conta a escassez de publicações relativas aos adesivos estudados, é importante a:

- Comparação da resistência adesiva à microtração do sistema adesivo Ena Bond SE com outros sistemas adesivos.
- Verificação da integridade da interface adesiva dos sistemas adesivos utilizados nesta investigação, recorrendo a testes de microinfiltração e nanoinfiltração.
- Avaliação comparativa da resistência adesiva de diversos substratos dentários, com ou sem cárie, tal como ocorre clinicamente.
- Avaliação, por microtração, da resistência adesiva de amostras sujeitas a diferentes métodos de envelhecimento, como exemplo a termociclagem, e diversos tempos de envelhecimento.

VII. BIBLIOGRAFIA

- Alex, G. (2015). Universal adhesives: the next evolution in adhesive dentistry. *Compend Contin Educ Dent*, 36(1), 15-26.
- Amaral, F. L., Colucci, V., Palma-Dibb, R. G., & Corona, S. A. (2007). Assessment of in vitro methods used to promote adhesive interface degradation: a critical review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 19(6), 340-353.
- Andrade, A. M. D., Moura, S. K., Reis, A., Loguercio, A. D., Garcia, E. J., & 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), 591-598.
- Armstrong, S., Geraldeli, S., Maia, R., Raposo, L. H. A., Soares, C. J., & Yamagawa, J. (2010). Adhesion to tooth structure: a critical review of “micro” bond strength test methods. *Dental Materials*, 26(2), e50-e62.
- Berkovitz, B. K., Holland, G. R., & Moxham, B. J. (2009). *Oral Anatomy, Histology and Embryology* (4th Edition). Mosby Elsevier.
- Bispo, L. B. (2010). Adesivos dentinários: interações com a smear layer. *Revista Dentística on-line*, 9(19).
- Bortolatto, J. F., Takatsui, F., Oliveira Júnior, O. B., Andrade, M. F. D., Kuga, M. C., & Campos, E. A. D. (2011). Efeitos da aplicação de resina hidrofóbica sobre a resistência de união de adesivos autocondicionantes de frasco único. *Revista de Odontologia da UNESP*, 113-117.
- Boushell, L. W., & Sturdevant, J. R. (2013). Clinical Significance of Dental Anatomy, Histology, Physiology, and Occlusion. In H. O. Heymann, E. J. Jr Swift, & A. V. Ritter (Eds.) *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry* (6th Edition, pp. 1-40). St. Louis, Missouri: Elsevier Mosby.
- Breschi, L., Ferracane, J. L., Cadenaro, M., Mazzoni, A., & Hilton, T. J. (2013). Adhesion to Enamel and Dentin. In T. J. Hilton, J. L. Ferracane, & J. C. Broome (Eds.), *Summit's Fundamentals of Operative Dentistry: A Contemporary Approach* (4th Edition, pp. 207–242). Carol Stream, Illinois: Quintessence Publishing Company.
- Buonocore, M. G. (1955). A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *Journal of Dental Research*, 34(6), 849–853.

- Cardoso, M. V., de Almeida Neves, A., Mine, A., Coutinho, E., Van Landuyt, K., De Munck, J., & Van Meerbeek, B. (2011). Current aspects on bonding effectiveness and stability in adhesive dentistry. *Australian dental journal*, 56(s1), 31-44
- Carvalho, R. M., Carrilho, M. R. O., Pereira, L. C. G., Garcia, F. C. P., Marquezini Jr., L., Silva, S. M. A., Kussmaul, A. P. M. (2004). Sistemas adesivos: fundamentos para aplicação clínica. *Bio Odonto – Publicações científicas*, 2(1), 6-86.
- Chen, C., Niu, L. N., Xie, H., Zhang, Z. Y., Zhou, L. Q., Jiao, K., Chen, J. H., Pashley, D. H. & Tay, F. R. (2015). Bonding of universal adhesives to dentine – Old wine in new bottles? *Journal of dentistry*, 43(5), 525-536.
- Coelho, A., Canta, J. P., Martins, J. N. R., Oliveira, S. A., & Marques, P. (2012). Perspetiva histórica e conceitos atuais dos sistemas adesivos amelodentinários – revisão da literatura. *Revista Portuguesa de Estomatologia, Medicina Dentária E Cirurgia Maxilofacial*, 53(1), 39-46.
- De Munck, J., Mine, A., Cardoso, M. V., Neves, A. D. A., Van Landuyt, K. L., Poitevin, A., & Van Meerbeek, B. (2011). Effect of dentin location and long-term water storage on bonding effectiveness of dentin adhesives. *Dental materials journal*, 30(1), 7-13.
- Delbons, F. B., Perdigão, J., Araujo, E., Melo Freire, C. A., Caldas, D. D., Cardoso, J. L., Pagani, M., Borges, G. A., & Lima, R. B. (2015). Randomized clinical trial of four adhesion strategies in posterior restorations – 18-month results. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 27(2), 107-117.
- Farias, D. C., De Andrada, M. A. C., Boushell, L. W., & Walter, R. (2016). Assessment of the initial and aged dentin bond strength of universal adhesives. *International Journal of Adhesion and Adhesives*, 70, 53-61.
- Fernández, M. A., Cura, M., Gómez, E. P., Fuentes, M.V. & Ceballos, L. (2014). Immediate adhesive properties to dentine of two multi-mode adhesives with different adhesion strategies. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, S19, 20.
- Ferraris, M., & Muñoz, A. (2009). *Histología, Embriología e Ingeniería Tisular Bucodental* (3th Edition). Editorial Médica Panamericana.
- Fruits, T. J., Khajotia, S. S., & Nicholson, J. W. (2013). Biologic considerations. In T. J. Hilton, J. L. Ferracane, & J. C. Broome, *Summitt's Fundamentals of Operative Dentistry: A Contemporary Approach* (4th Edition, pp. 1-36). Quintessence books.

- Hilton, T. J. & Summitt, J. B. (2013). Pulpal considerations. In T. J. Hilton, J. L. Ferracane, & J. C. Broome (Eds.), *Summit's Fundamentals of Operative Dentistry: A Contemporary Approach* (4th Edition, pp. 131-153). Carol Stream, Illinois: Quintessence Publishing Company.
- Garcia F., D'Alpino, P., Terada, R., Carvalho, R. (2002). Testes mecânicos para a avaliação laboratorial da união resina/dentina. *Rev Fac Odontol Bauru*, 10(3), 118-127.
- ISO 11405:2015. Dentistry – testing of adhesion to tooth structure. *Requisitos*. (2015).
- Loguercio, A. D., Luque-Martinez, I., Muñoz, M. A., Szesz, A. L., Cuadros-Sánchez, J., & Reis, A. (2014). A comprehensive laboratory screening of three-step etch-and-rinse adhesives. *Operative dentistry*, 39(6), 652-662.
- Lopes, L. D. S., Malaquias, P., Calazans, F. S., Reis, A., Loguercio, A. D., & Barceleiro, M. D. O. (2016). Protocolo das possibilidades técnicas de aplicação dos sistemas adesivos universais: revisão de literatura com relato de caso. *Revista Brasileira de Odontologia*, 73(2), 173-177.
- Margvelashvili, M., Goracci, C., Beloica, M., Papacchini, F., & Ferrari, M. (2010). In vitro evaluation of bonding effectiveness to dentin of all-in-one adhesives. *Journal of Dentistry*, 38(2), 106-112.
- Matsui, N., Takagaki, T., Sadr, A., Ikeda, M., Ichinose, S., Nikaido, T., & Tagami, J. (2015). The role of MDP in a bonding resin of a two-step self-etching adhesive system. *Dental materials journal*, 34(2), 227-233.
- McLean, D. E., Meyers, E. J., Guillory, V. L., Vandewalle, K. S. (2015). Enamel bond strength of new universal adhesive bonding agents. *Operative dentistry*, 40(4), 410-417.
- Mescher, A. L. (2013). *Junqueira's Basic Histology Text and Atlas* (13th Edition). McGraw-Hill Education.
- Miyazaki, M., Tsujimoto, A., Tsubota, K., Takamizawa, T., Kurokawa, H., & Platt, J. A. (2014). Important compositional characteristics in the clinical use of adhesive systems. *Journal of oral science*, 56(1), 1-9.
- Nagem Filho, H., Fiuza, C. T., Fares, N. H., Nagem, H. D., & Couto, M. G. P. (2014). Sistemas adesivos – classificação. *Full dentistry in science*, 5(20), 641-646.
- Nakabayashi, N., Kojima, K., & Masuhara, E. (1982). The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *Journal of Biomedical Materials Research*, 16(3), 265-7.

- Nanci, A. (2013). Enamel: composition, formation, and structure; Dentin-pulp complex. In A. Nanci, *Ten Cate's. Oral histology: development, structure, and function* (8th Edition, pp. 122-204). St. Louis, Missouri: Elsevier Mosby.
- Pashley, D. H., Tay, F. R., Breschi, L., Tjäderhane, L., Carvalho, R. M., Carrilho, M., & Tezvergil-Mutluay, A. (2011). State of the art etch-and-rinse adhesives. *Dental materials*, 27(1), 1-16.
- Perdigão, J. (2002). Dentin bonding as a function of dentin structure. *Dental Clinics of North America*, 46(2), 277-301.
- Perdigão, J. (2007). New Developments in Dental Adhesion. *Dental Clinics of North America*, 51(2), 333–357.
- Perdigão, J. (2015). Adesão aos tecidos dentários. In Baratieri, L. N., Junior, S. M. & Colaboradores, *Odontologia restauradora: fundamentos e possibilidades* (2nd Edition, pp. 89-145). São Paulo: Santos.
- Perdigão, J., & Swift, E. J. (2015). Universal adhesives. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 27(6), 331-334.
- Perdigão, J., Jr Swift, E. J., & Walter, R. (2013). Fundamental Concepts of Enamel and Dentin Adhesion. In H. O. Heymann, E. J. Jr Swift, & A. V. Ritter (Eds.), *Studivant's Art and Science of Perative Dentistry* (6th Edition, pp. 114-140). St. Louis, Missouri: Elsevier Mosby.
- Proença, J. P., Polido, M., Osorio, E., Erhardt, M. C. G., Aguilera, F. S., García-Godoy, F., Osorio, R. & Toledano, M. (2007). Dentin regional bond strength of self-etch and total-etch adhesive systems. *Dental materials*, 23(12), 1542-1548.
- Rangel, J., Pellegrini, A., & Orellana, N. G. (2013). Efecto de la fecha de caducidad en la fuerza de adhesión de dos sistemas adhesivos autograbantes aplicados a dentina (estudio in vitro). *Revista Venezolana de Investigación Odontológica*, 1(2), 74-85.
- Rawls, H. R., Teixeira, E. C., & Wang, Q. (2013). Bonding and bonding agents. In K. J. Anusavice, C. Shen, & H. R. Rawls, *Phillips' science of dental materials* (12th Edition, pp. 257-274). St. Louis, Missouri: Elsevier/Saunders.
- Rosa, W. L., Piva, E., & Silva, A. F. (2015). Bond strength of universal adhesives: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Dentistry*, 43(7), 765-776.
- Salvio, L. A., Di Hipólito, V., Martins, A. L., & de Goes, M. F. (2013). Hybridization quality and bond strength of adhesive systems according to interaction with dentin. *European Journal of Dentistry*, 7(3), 315-326.

- Sánchez-Ayala, A., Farias-Neto, A., Vilanova, L. S. R., Gomes, J. C., & Gomes, O. M. (2013). Marginal microleakage of class V resin-based composite restorations bonded with six one-step self-etch systems. *Brazilian oral research*, 27(3), 225-230.
- Sarr, M., Kane, A. W., Vreven, J., Mine, A., Van Landuyt, K. L., Peumans, M., Lambrechts, P., Van Meerbeek, B., & De Munck, J. (2010). Microtensile bond strength and interfacial characterization of 11 contemporary adhesives bonded to bur-cut dentin. *Operative Dentistry*, 35(1), 94-104.
- Scherrer, S. S., Cesar, P. F., & Swain, M. V. (2010). Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: a critical literature review. *Dental Materials*, 26(2), e78-e93.
- Setién, V. J., Bosetti, T., Orellana, N. G., Ramírez, R., & Pérez, J. P. (2011). Efecto de la clorhexidina en la resistencia microtensional de adhesivos autograbadores. *Revista Odontológica de Los Andes*, 6(1), 16-22.
- Sezinando, A. (2014). Looking for the ideal adhesive—a review. *Revista Portuguesa de Estomatologia, Medicina Dentária e Cirurgia Maxilofacial*, 55(4), 194-206.
- Sirisha, K., Rambabu, T., Ravishankar, Y., & Ravikumar, P. (2014a). Validity of bond strength tests: A critical review-Part II. *Journal of conservative dentistry: JCD*, 17(5), 420-426.
- Sirisha, K., Rambabu, T., Ravishankar, Y., & Ravikumar, P. (2014b). Validity of bond strength tests: A critical review-Part I. *Journal of conservative dentistry: JCD*, 17(4), 305-311.
- Souza, L. C., Apolonio, F. M., Souza, L. P., Carrilho, R. O., & Saboia, P. A. (2015). Stability of the adhesive interface after different artificial aging techniques. *Journal of Dental Applications*, 2(2), 153-157
- Ting, S., Chowdhury, A. A., Pan, F., Fu, J., Sun, J., Kakuda, S., Hoshika, S., Matsuda, Y., Ikeda, T., Nakaoki, Y., Abe, S., Yoshida, Y., & Sano, H. (2015). Effect of remaining dentin thickness on microtensile bond strength of current adhesive systems. *Dental Materials Journal*, 34(2), 181-188.
- Tjäderhane, L. (2015). Dentin bonding: can we make it last? *Operative dentistry*, 40(1), 4-18.
- Turkun, S. L. (2005). The clinical performance of one-and two-step self-etching adhesive systems at one year. *The Journal of the American Dental Association*, 136(5), 656-664.

- Van Landuyt, K. L., Snauwaert, J., De Munck, J., Peumans, M., Yoshida, Y., Poitevin, A., Van Meerbeek, B. (2007). Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials*, 28(26), 3757-3785.
- Van Landuyt, K. L., Snauwaert, J., Peumans, M., De Munck, J., Lambrechts, P., & Van Meerbeek, B. (2008). The role of HEMA in one-step self-etch adhesives. *Dental Materials*, 24(10), 1412-1419.
- Van Meerbeek, B., De Munck, J., Yoshida, Y., Inoue, S., Vargas, M., Vijay, P., Van Landuyt, K., Lambrechts, P. & Vanherle, G. (2003). Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Operative Dentistry-University of Washington*, 28(3), 215-235.
- Van Meerbeek, B., Peumans, M., Poitevin, A., Mine, A., Van Ende, A., Neves, A., & De Munck, J. (2010). Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dental Materials*, 26(2), e100-e121.
- Van Meerbeek, B., Yoshida, Y., Lambrechts, P., Vanherle, G., Duke, E. S., Eick, J. D., & Robinson, S. J. (1998). A TEM study of two water-based adhesive systems bonded to dry and wet dentin. *Journal of Dental Research*, 77(1), 50-59.
- Van Meerbeek, B., Yoshihara, K., Yoshida, Y., Mine, A. J. D. M. K. L. V. L., De Munck, J., & Van Landuyt, K. L. (2011). State of the art of self-etch adhesives. *Dental materials*, 27(1), 17-28.

VIII. ANEXOS

Anexo 1 – Parecer da Comissão de Ética do ISCSEM para a realização do estudo *in vitro*.

Comissão de Ética



Proc. Interno nº 574

Ex.ma Senhora
Inês Correia Farinha

Monte de Caparica, 24 de maio de 2017.

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 "**Estudo in vitro da resistência adesiva à dentina, por microtração de sistemas adesivos self-etch e universal**", foi aprovado por unanimidade.

Com os melhores cumprimentos,

A Presidente da Comissão de Ética da Egas Moniz

Profª. Doutora Maria Fernanda de Mesquita

Anexo 2 – Declaração da Direção Clínica da Clínica Universitária Egas Moniz a autorizar a cedência de dentes do Banco de Dentes Humanos para a realização do estudo *in vitro*.



Declaração da Direção Clínica para cedência de dentes do BDH para realização do trabalho de projeto final do Mestrado Integrado de Medicina Dentária

Código | IMP.CDEM.04_00

IDENTIFICAÇÃO DO ESTUDANTE: Inês Correia Farinha

TÍTULO DO TRABALHO: “Estudo *in vitro* da resistência adesiva à dentina, por microtração, de sistemas adesivos *self-etch* e universal”

Excelentíssima Professora Doutora Fernanda de Mesquita – Presidente da Comissão de Ética,

A aluna Inês Correia Farinha pode utilizar dentes multirradiculares 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, 5 de Maio de 2017

Direção Clínica

Anexo 3 – Consentimento informado para a doação de dentes ao Banco de Dentes Humanos do ISCSEM.



CONSENTIMENTO INFORMADO PARA EXODONTIA

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

_____, de _____ de _____

Assinatura do doente, _____

Assinatura do responsável pela recolha, _____