



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

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

**ESTUDO DAS PROPRIEDADES MECÂNICAS DO MATERIAL
RESTAURAÇÃO DE ORMOCER® - ADMIRA FUSION® E DA
RESISTÊNCIA ADESIVA DO SISTEMA ADESIVO DE
ORMOCER® - ADMIRA BOND®**

Trabalho submetido por
Ana Filipa Moringa Marques
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Setembro de 2016



INSTITUTO SUPERIOR DE CIÊNCIAS DA SAÚDE EGAS MONIZ

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

**ESTUDO DAS PROPRIEDADES MECÂNICAS DO MATERIAL
RESTAURAÇÃO DE ORMOCER® - ADMIRA FUSION® E DA
RESISTÊNCIA ADESIVA DO SISTEMA ADESIVO DE
ORMOCER® - ADMIRA BOND®**

Trabalho submetido por
Ana Filipa Moringa Marques
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Trabalho orientado por
Prof. Doutor Mário Cruz Polido

Setembro de 2016

Dedicatória

Para ser grande, sê inteiro: nada
Teu exagera ou exclui.
Sê todo em cada coisa. Põe quanto és
No mínimo que fazes.
Assim em cada lago a lua toda
Brilha, porque alta vive.

Fernando Pessoa

Agradecimentos

Ao meu orientador, Professor Doutor Mário Polido, por toda a incansável e inesgotável disponibilidade durante este percurso. O maior dos agradecimentos por ter aceitado estar ao meu lado nesta fase, foi uma honra poder partilhar este trabalho consigo.

Ao Professor Doutor Martins dos Santos, pela boa disposição e pela ajuda com o material necessário para a conclusão deste projeto.

Ao Professor José Brito, por toda a ajuda na análise estatística.

À Cooperativa de Ensino Superior Egas Moniz e à Direção Clínica da Clínica Dentária Egas Moniz, por estes anos de intensa aprendizagem e pela qualidade de ensino que nos proporcionam.

Aos meus pais, por me terem ensinado a lutar e trabalhar pelos meus sonhos, por terem acreditado sempre em mim, pelo apoio incondicional durante estes 5 anos, por todo o esforço que fizeram para que pudesse concluir esta etapa. O exemplo começa em casa, por isso, obrigada pelo grande exemplo que são.

Ao Bruno, Sandra e Margarida, pela paciência e tolerância em todos os momentos a que não pude assistir, pela presença, ainda que por vezes virtual mas ainda assim tão sentida. Foram um grande apoio.

Aos meus irmãos emprestados, Paula e Miguel, por tudo. Fizeram tanto e muito mais do que aquilo que vos é pedido. Obrigada pela motivação nos momentos mais difíceis. Sois imensamente bons. Espero conseguir ser para os vossos filhos aquilo que foram para mim.

Aos meus colegas e amigos, Bianca e José Pedro, pelos momentos partilhados. Foi um caminho longo, e por vezes difícil, mas quando é partilhado com pessoas como vós, é tão melhor.

Ao Joaquim, não há palavras que consigam exprimir tudo aquilo que tenho de te agradecer. Obrigada por estes quase 8 anos de um grande companheirismo e amizade. Nada teria sido assim se não estivesses a meu lado. Obrigada por estares neste momento, que para além de meu, é nosso.

Resumo

Objetivos: Avaliar a estabilidade de cor e a microinfiltração marginal do material de restauração Admira® Fusion e a resistência adesiva por microtração do sistema adesivo de Admira® Bond.

Materiais e métodos: 60 discos do material restaurador Admira® Fusion foram divididos em cinco grupos: G1 – Vinho tinto; G2 – Café; 3 – Coca-cola; G4 – Saliva artificial; G5 – Chá preto. Os discos foram submersos durante 15 dias e avaliada a alteração de cor com recurso à espectrofotometria. 20 dentes hígidos humanos foram divididos em dois grupos: G1 – Microinfiltração marginal às 24h; G2 – Microinfiltração marginal após 500 ciclos. Foram realizadas duas cavidades Classe V que foram restauradas utilizando o sistema adesivo Solobond Plus e o material restaurador Admira® Fusion. As amostras foram submersas em fucsina, seccionadas e analisado o nível de microinfiltração. 12 dentes hígidos humanos foram divididos em quatro grupos: G1 - Admira® Bond às 24h; G2 - Admira® Bond após 10000 ciclos; G3 – Solobond Plus às 24h; G4 – Solobond Plus após 10000 ciclos. Após preparação e envelhecimento das amostras, foram seccionadas em palitos e foi realizado o teste da microtração.

Resultados: No estudo da estabilidade de cor, os valores de ΔE_{ab} foram estatisticamente diferentes entre grupos ($p < 0,001$). Os resultados do estudo da microinfiltração marginal são estatisticamente semelhantes entre os dois grupos. No estudo da resistência adesiva, os valores desta, relativamente ao Solobond Plus são significativamente superiores aos do Admira® Bond ($p = 0,007$), bem como os resultados às 24h comparativamente àqueles após 10000 ciclos ($p < 0,001$).

Conclusões: Existe alteração da cor da resina Admira® Fusion quando submerso em soluções corantes e a microinfiltração marginal deste material não aumenta após termociclagem. A resistência adesiva do Solobond Plus é maior que a do Admira® Bond e existem diferenças entre esta às 24h e após termociclagem.

Palavras-chave: *ormocer*, resina composta, estabilidade de cor, microinfiltração, sistema adesivo, resistência adesiva, microtração

Abstract

Objective: To evaluate the color stability and marginal microleakage of Admira® Fusion restorative material and microtensile bond strength of Admira® Bond adhesive system.

Material and Methods: 60 disks of Admira® Fusion restorative material were divided into five groups: G1 – Red wine; G2 – Coffee; G3 – Coke; G4 – Artificial saliva; G5 – Black tea. The disks were submerged for 15 days and the color alteration was evaluated by spectrophotometry. 20 healthy human teeth were divided into two groups: G1 – Marginal microleakage at 24h; G2 – Marginal microleakage after 500 cycles. Two Class V cavities were made and restored using Solobond Plus adhesive system and Admira® Fusion restorative material. The samples were submerged into fucsin, sectioned and analyzed for microleakage level. 12 healthy human teeth were divided into four groups: G1 – Admira® Bond at 24h; G2 – Admira® Bond after 10000 cycles; G3 – Solobond Plus at 24h; G4 – Solobond Plus after 10000 cycles. After preparation and ageing of the samples, they were sectioned into sticks and the microtensile test was performed.

Results: In the color stability study, ΔE_{ab} values are statistically different between groups ($p < 0,001$). The results of microleakage study are statistically similar between both groups. In concern of microtensile strength, the values of Solobond Plus are significantly higher than Admira® Bond ($p = 0,007$), as well as the results at 24h comparably to those after 10000 cycles ($p < 0,001$).

Conclusions: There is color alteration of the composite resin Admira® Fusion when submerged into coloring solutions and the marginal microleakage does not increase after termocycling. Microtensile bond strength of Solobond Plus is higher than the one showed by Admira® Bond and there is a difference between this strength at 24h and after termocycling.

Key words: ormocer, composite resin, color stability, microleakage, adhesive system, bond strength, microtensile

Índice

1. Introdução.....	9
1.1. Dente.....	9
1.1.1. Complexo pulpo-dentinário	9
1.2. Adesão	11
1.2.1. História da adesão.....	11
1.2.2. Adesão dentária	13
1.2.2.1. <i>Smear Layer</i>	13
1.2.2.2. Camada Híbrida.....	14
1.2.3. Composição dos sistemas adesivos	15
1.2.4. Componentes dos sistemas adesivos	17
1.2.4.1. Condicionamento ácido	18
1.2.4.1.1. Esmalte	18
1.2.4.1.1. Dentina	19
1.2.4.2. <i>Primer</i>	20
1.2.4.2.1. Esmalte	20
1.2.4.2.2. Dentina	20
1.2.4.3. Adesivo.....	21
1.2.4.3.1. Esmalte	21
1.2.4.3.2. Dentina	21
1.2.5. Classificação dos sistemas adesivos.....	22
1.2.5.1. Sistemas Adesivos <i>Etch and Rinse</i>	22
1.2.5.2. Sistemas Adesivos <i>Self-etch</i>	23
1.2.5.3. Sistemas Adesivos Universais	24
1.2.6. Resistência adesiva	25
1.2.6.1. Importância da resistência adesiva	25
1.2.6.2. Fatores que influenciam a resistência adesiva.....	25

1.2.6.3. Testes à resistência adesiva	26
1.2.6.3.1. Teste da resistência adesiva por microtração (μ TBS)	27
1.3. Resinas Compostas	28
1.3.1. História das Resinas Compostas	28
1.3.2. Classificação das Resinas Compostas	29
1.3.3. Composição das Resinas Compostas	31
1.3.4. Propriedades das Resinas Compostas	35
1.3.5. Cor	35
1.3.5.1. Importância da cor	35
1.3.5.2. Propriedades da cor	36
1.3.5.3. Métodos de leitura da cor	37
1.3.5.4. Espectrofotômetro	38
1.3.5.4.1. SpectroShade Micro	38
1.3.5.4.2. Sistema CIELab*	38
1.3.5.5. Estabilidade de cor	39
1.3.6. Contração de polimerização	40
1.3.6.1. Importância da contração de polimerização	40
1.3.6.2. Fatores que influenciam a contração de polimerização	41
1.3.6.3. Redução da contração de polimerização	42
1.4. <i>Ormocers</i>	43
1.4.1. Conceito de <i>ormocer</i>	43
1.4.2. Síntese dos <i>ormocers</i>	44
1.4.3. Propriedades dos <i>ormocers</i>	45
2. Objetivos	47
2.1. Hipóteses de estudo	47
3. Materiais e Métodos	49
3.1. Estabilidade da cor do material restaurador Admira® Fusion	49

3.2. Microinfiltração do material restaurador Admira® Fusion.....	55
3.3. Resistência adesiva por microtração do sistema adesivo Admira® Bond	62
3.4. Análise estatística	70
4. Resultados	71
5. Discussão.....	77
6. Conclusão	87
7. Bibliografia.....	89

Índice de Figuras

Figura 1 – Classificação dos sistemas adesivos.....	22
Figura 2 – Testes à resistência adesiva.....	26
Figura 3 – Evolução ao longo do tempo das resinas compostas.....	29
Figura 4 – Estrutura química dos <i>ormocers</i>	44
Figura 5 – Material restaurador Admira® Fusion.....	49
Figura 6 – Disco de Admira® Fusion.....	49
Figura 7 – Esquema representativo da disposição da placa de vidro (1), matriz metálica (2) e folha de acetato (3).....	49
Figura 8 – Matriz metálica.....	49
Figura 9 – Base em silicone na caixa preta.....	52
Figura 10 – Frasco.....	52
Figura 11 – Frasco e base de silicone em caixa preta.....	52
Figura 12 – SpectroShade Micro Optic	53
Figura 13 – Calibração para a cor branca.....	53
Figura 14 – Calibração para a cor verde.....	53
Figura 15 – Medição no sistema CIE L*a*b.....	53
Figura 16 – Estufa Memmert INE 400.....	54
Figura 17 – Contorno da cavidade classe V desenhado no dente.....	55
Figura 18 – Broca diamantada esférica 025.....	55
Figura 19 – Vococid Gel.....	57
Figura 20 – Condicionamento ácido ao esmalte.....	57
Figura 21 – Condicionamento ácido à dentina.....	57
Figura 22 – Componente <i>primer</i> do sistema adesivo Solobond Plus.....	58
Figura 23 – Aplicação do <i>primer</i> na dentina.....	58
Figura 24 – Componente adesivo do sistema adesivo Solobond Plus.....	58
Figura 25 – Aplicação do adesivo no esmalte e dentina.....	58
Figura 26 – Cavidade classe V restaurada com Admira® Fusion.....	59
Figura 27 – Termociclador ARALAB.....	60
Figura 28 – Submersão em fucsina básica a 0,5%.....	60

Figura 29 – Micrótomo de tecidos duros Accutom-50.....	61
Figura 30 – Corte longitudinal na linha média da restauração.....	61
Figura 31 – Lupa Estereoscópica Leica ATC2000.....	62
Figura 32 – Corte transversal ao nível da furca.....	63
Figura 33 – Máquina de polir LaboPol-4.....	64
Figura 34 – Formação de <i>smear layer</i> com lixa de SiC.....	64
Figura 35 – Condicionamento ácido ao esmalte.....	66
Figura 36 – Condicionamento ácido à dentina.....	66
Figura 37 – Sistema adesivo Admira® Bond.....	66
Figura 38 – Aplicação do sistema adesivo no esmalte e dentina.....	66
Figura 39 – Sistema adesivo Solobond Plus.....	67
Figura 40 – Aplicação de <i>primer</i> na dentina.....	67
Figura 41 – Aplicação de adesivo no esmalte e dentina.....	67
Figura 42 – Resina Composta Filtek Z250.....	67
Figura 43 – Bloco de resina.....	67
Figura 44 – Cortes múltiplos distanciados 1 mm nos eixos X e Y.....	68
Figura 45 – Corte transversal.....	68
Figura 46 – Fixação dos palitos aos jigs com cola de cianoacrilato.....	69
Figura 47 – Máquina de testes universal.....	69
Figura 48 – Fratura do palito.....	69
Figura 49 – Gráfico dos valores de ΔE_{ab} nos cinco grupos sujeitos a tratamentos diferentes.....	71
Figura 50 – Gráfico da distribuição do ΔE_{ab} por grupos. Valores com diferentes letras apresentam diferenças estatísticas significativas ao nível de $p < 0,001$	73
Figura 51 – Gráfico da distribuição da microinfiltração marginal às 24h.....	74
Figura 52 – Gráfico da distribuição da microinfiltração marginal após 500 ciclos de termociclagem.....	75
Figura 53 – Gráfico da resistência adesiva dos diferentes adesivos utilizados e respetivo envelhecimento. Valores com diferentes números ($p = 0.007$) e letras ($p < 0.001$) apresentam diferenças estatísticas significativas.....	76

Índice de Tabelas

Tabela 1 – Classificação dos tipos de dentina.....	10
Tabela 2 – Diferentes padrões de desmineralização dos prismas de esmalte no condicionamento ácido.....	19
Tabela 3 – Vantagens e Desvantagens da utilização do teste μ TBS na avaliação da resistência adesiva.....	28
Tabela 4 – Classificação das resinas compostas.....	30
Tabela 5 – Monómeros mais frequentemente encontrados na composição das resinas compostas.....	32
Tabela 6 – Coordenadas do sistema CIELab*.....	39
Tabela 7 – Grupos do teste de estabilidade de cor.....	51
Tabela 8 – Instruções de preparação das soluções café e chá.....	54
Tabela 9 – Composição, lote e instruções de utilização dos materiais utilizados no teste da microinfiltração.....	56
Tabela 10 – Classificação do nível de penetração do corante.....	61
Tabela 11 - Composição, lote e instruções de utilização dos materiais utilizados no teste da resistência adesiva por microtração.....	65
Tabela 12 – Análise ANOVA da estabilidade de cor.....	71
Tabela 13 – Comparações múltiplas dos valores de ΔE_{ab} entre os cinco grupos – Tamhane.....	72
Tabela 14 – Teste de Mann-Whitney relativamente à microinfiltração marginal.....	74
Tabela 15 – Estatística descritiva por adesivo e tempo.....	75

1. Introdução

1.1. Dente

1.1.1. Complexo pulpo-dentinário

A polpa dentária apresenta na sua constituição células intimamente relacionadas com a dentina, os odontoblastos. Estas células emitem os seus prolongamentos para os túbulos dentinários e são as responsáveis pela formação da dentina. Devido à relação de proximidade e funcionalidade entre a polpa e a dentina, foi desenvolvido o conceito do complexo pulpo-dentinário (Kawashima & Okiji, 2016).

A dentina é composta por cristais de hidroxiapatite envoltos numa matriz de colagénio, sendo constituída em cerca de 50% por compostos minerais, 30% por colagénio tipo I e proteínas colagénicas e 20% por água (Tjäderhane et al., 2013).

A dentina é composta por estruturas tubulares preenchidas por fluído dentinário que vão desde a polpa até à junção amelo-dentinária (JAD), na porção coronária, e desde o canal radicular à junção cimento-dentinária (JCD), na porção radicular, fazendo dela um substrato de adesão dinâmico (Pashley & Carvalho, 1997; Perdigão, 2010).

Parte integrante da composição da dentina são enzimas que podem ser responsáveis pela degradação da mesma, após ativação, pela sua desmineralização. De acordo com (Tjäderhane et al., 2013), estas enzimas são:

- Metaloproteínases da matriz (MMP)- Endopeptidases dependentes do zinco e cálcio que normalmente se encontram em estado latente mas quando ativadas são responsáveis pela degradação dos componentes da matriz extracelular.
- Cisteína Catepsina – Protease capaz de degradar componentes da matriz extracelular como colagénio tipo IV e fibronectina estando presente em maior quantidade em dentina cariada, encontrando-se também em dentina sã.

Segundo Swift et al. (1995), a dentina pode ser classificada, consoante a sua localização, em:

- Peritubular – Dentina hipermineralizada que rodeia os túbulos dentinários.
- Intertubular – Dentina menos mineralizada que se encontra entre os túbulos dentinários.

Ainda tendo em conta a localização, a quantidade de túbulos é distinta consoante a proximidade à polpa. Assim, quando se trata da dentina próxima da JAD, a área ocupada pelos túbulos dentinários é de aproximadamente 1% e quando se trata da dentina próxima da câmara pulpar a área ocupada aumenta para aproximadamente 22% (Pashley, 1996). Segundo Swift et al. (1995), a área ocupada pelos túbulos dentinários próximos da polpa é de 45000 mm² e de 20000 mm² pelos túbulos próximos da JAD.

Tendo em conta os estímulos que levam à sua formação e a morfologia, a dentina pode ter várias classificações (tabela 1).

Tabela 1 – Classificação dos tipos de dentina – Adaptado de (Marshall et al, 1997) e Perdigão (2010)

Tipo de dentina		Formação	Morfologia
Primária		Fisiológica, até à formação radicular estar concluída	Estrutura tubular e regular
Secundária		Fisiológica, depositada lentamente ao longo da vida e após a formação radicular estar concluída. Deposita-se nas paredes da câmara pulpar, reduzindo a sua dimensão	Menos mineralizada, com um menor teor tubular mas estruturalmente semelhante à primária com os túbulos contínuos aos desta embora com uma diferente orientação
Terciária	Reaccional	Perante estímulos nocivos, formada por odontoblastos na parede pulpar adjacente ao estímulo	Hipermineralizada, com estrutura tubular continua com a dentina secundária
	Reparadora	Perante estímulos nocivos, formada por <i>odontoblast-like cells</i> na parede pulpar adjacente ao estímulo	Estrutura não continua com a dentina secundária

Existem fatores capazes de influenciar a adesão à dentina, tais como, a permeabilidade dentinária, fluido dentinário, dentina esclerótica e dentina cariada (Perdigão, 2010).

Uma vez que o fluido dentinário presente nos túbulos dentinários é em cerca de 95% constituído por água e sendo diretamente proporcional a quantidade de túbulos dentinários à profundidade da cavidade, é claro que também a quantidade de água aumenta com a profundidade (Pashley, 1996). Também após o condicionamento ácido, aumenta o fluxo de fluido à superfície. Assim, e tendo em conta a sensibilidade à humidade dos sistemas adesivos, a adesão está dificultada a uma maior profundidade e após o condicionamento ácido (Perdigão, 2010).

Quando ocorre um estímulo nocivo que leva à formação de dentina esclerótica, é mais difícil o condicionamento ácido. Nesta situação, os túbulos dentinários encontram-se muitas vezes ocluídos com dentina esclerótica, o que dificulta a formação de *resin tags* e da camada híbrida (Marshall et al., 1997; Perdigão, 2010).

Também perante uma situação de cárie, a dentina reage ocluindo totalmente os túbulos dentinários ou diminuindo a sua permeabilidade. Alterações na estrutura da dentina cariada fazem com que os valores de adesão sejam mais baixos nesta que em dentina sã, resultando numa camada híbrida que embora com uma maior espessura apresenta uma maior porosidade (Marshall et al., 1997; Perdigão, 2010).

1.2. Adesão

1.2.1. História da adesão

Segundo Söderholm (2007), a adesão aos tecidos dentários remonta aos anos 40, quando Hagger sugeriu a possibilidade de monómeros acídicos poderem fazer uma adesão ao esmalte e à dentina.

Desde 1955, quando Buonocore sugeriu que a aplicação de ácido fosfórico no esmalte o tornaria mais suscetível à adesão de restaurações que não fossem sujeitas a grandes forças (classes III e V e selantes de fissuras), que a adesão aos tecidos dentários e a preservação de estrutura dentária passou a ser uma realidade na prática clínica (Buonocore, 1955).

Seguindo o trabalho de Buonocore, Gwinnett e Matsui in Swift et al. (1995), sugeriram que a retenção primária das resinas se dava pela formação de prolongamentos da mesma nas porosidades criadas pelo ácido.

Após estas descobertas, começaram a ser desenvolvidos os sistemas adesivos. Primeiro, Bowen, em 1965, com uma tentativa falhada na incorporação de N-fenilglicina glicil metacrilato que promovia a adesão pela quelação ao íon cálcio. Em 1970, surge a segunda geração com a utilização do Bis-GMA e HEMA, também com pouco sucesso por apresentar uma elevada solubilidade quando exposto ao meio intra-oral (Söderholm, 2007; Coelho et al., 2012).

Primeiro sugerido por Fusayama, nos finais dos anos 70, o condicionamento ácido na dentina, melhorou a resistência adesiva à mesma. Esta descoberta não foi bem aceite por possíveis reações pulpares ao ácido. Assim, uma terceira geração de adesivos foi tentada, pela alteração ou remoção parcial da *smear layer* com um ácido fraco, trazendo uma melhoria da adesão (Söderholm, 2007).

Ainda considerados como *goldstandart* da adesão, os adesivos da quarta geração, combinam um tratamento mais agressivo à dentina comparativamente às gerações anteriores. Estes sistemas combinam a aplicação de ácido ortofosfórico no esmalte e dentina, aplicação de *primer* e de adesivo, num sistema em três passos separados, causando dificuldades aos clínicos na sua aplicação devido à sua complexidade (Söderholm, 2007; Coelho et al., 2012).

No seguimento da anterior, a quinta geração também se baseia na utilização do condicionamento ácido ao esmalte e dentina com uma aplicação combinada do *primer* e adesivo, ou seja, um sistema *etch and rinse* de dois passos (Anusavice et al., 2013).

A sexta geração, por sua vez, na esperança de reduzir o tempo e erros durante a sua aplicação, combina a aplicação de *primer* ácido (ácido + *primer*) e adesivo separado, num sistema auto-condicionante de dois passos. Mais recentemente, surge a sétima geração que combina numa única formulação *primers* ácidos e adesivo e que teve grande adesão por parte dos profissionais pela facilidade de aplicação (Coelho et al., 2012; Anusavice et al., 2013).

1.2.2. Adesão dentária

O desenvolvimento de materiais com capacidades adesivas trouxe inúmeras vantagens, tais como, um bom isolamento dos tecidos dentários e assim, a prevenção do aparecimento de cárie secundária, e a utilização de abordagens minimamente invasivas que permitem a preservação dos substratos (Zafar & Ahmed, 2015).

Segundo Rosa et al. (2015), “os mecanismos gerais que explicam a adesão ao esmalte e à dentina baseiam-se numa desmineralização superficial seguida de infiltração de monómeros que quando polimerizados formam uma interligação micromecânica nas porosidades criadas”.

A adesão à estrutura dentária tem como propósito uma dupla união que ocorre entre o dente e o adesivo e entre o adesivo e o material restaurador. A adesão entre os substratos dentários e o adesivo dá-se primariamente pela formação de microporosidades e pela infiltração da resina adesiva nos espaços deixados após a preparação dos substratos. A adesão entre o adesivo e o material restaurador dá-se pela co-polimerização entre os monómeros livres da camada de inibição pelo oxigénio do adesivo e os monómeros da resina composta (Van Landuyt et al., 2007).

Este fenómeno tem como objetivo suportar as forças mecânicas impostas ao dente durante a função, devendo ser capaz de suportar as forças a ele impostas durante a polimerização do material restaurador e promover uma boa continuidade entre os mesmos, impedindo a infiltração de microrganismos e outros infiltrantes (Van Landuyt et al., 2007).

1.2.2.1. Smear Layer

É uma camada de detritos orgânicos e inorgânicos formada pela instrumentação da dentina sendo essencialmente constituída por hidroxiapatite e colagénio desnaturado (Perdigão, 2010). Segundo Swift et al. (1995), esta camada tem uma espessura de 0,5-5 µm, podendo ser diferente consoante o substrato e o instrumento utilizado na preparação dentária. Devido ao calor e fricção existentes durante a instrumentação do dente, esta camada pode apresentar uma consistência gelatinosa (Miyazaki et al., 2014).

Quando a *smear layer* se encontra a preencher os túbulos dentinários toma o nome de *smear plugs*, diminuindo a permeabilidade dos mesmos em cerca de 86%. No entanto, as

microporosidades desta camada mantêm a permeabilidade ao fluido dentinário (Perdigão, 2010).

A adesão à *smear layer* é de fraca intensidade (cerca de 5 MPa) por isso a forma como esta camada é tratada influencia a adesão: num sistema *etch and rinse* a *smear layer* é removida enquanto que num sistema *self-etch* é modificada e incorporada, ocorrendo alguma permeabilidade da mesma (Marshall et al., 1997).

1.2.2.2. Camada Híbrida

No início dos anos 80, investigações conduzidas no Japão, mostraram que a infiltração de monómeros com características hidrófobas e hidrofílicas na dentina, previamente desmineralizada, levava a uma impregnação tubular e a uma interligação com as fibras de colagénio e que após a polimerização, podia ser observado um fenómeno de hibridização (Nakabayashi et al., 1982).

Por baixo da camada do adesivo, foi observada a formação de uma camada que revelou uma elevada rigidez, com capacidade de resistir ao *stress*, e com resistência à ação de ácido. A esta camada homogénea formada entre a dentina e os monómeros, seguida de penetração dos monómeros pela dentina intra e inter-tubular, foi atribuída a denominação de camada híbrida (Nakabayashi et al., 1982).

A camada híbrida foi definida por Coelho et al. (2012) como uma estrutura formada na dentina após a desmineralização da superfície dentária, seguida da infiltração e polimerização de monómeros na mesma.

Tjäderhane (2015) definiu a camada híbrida como uma “interface altamente orgânica que é relativamente hidrofóbica, resistente aos ácidos e rígida”.

A adesão à dentina dá-se através de uma interligação mecânica entre os monómeros do adesivo e as fibras de colagénio da dentina. Para que ocorra esta ligação, após um condicionamento ácido deste substrato, é necessária a penetração de *primer* e adesivo. A este fenómeno, descrito pela primeira vez em 1982 por Nakabayashi, dá-se o nome de camada híbrida (Perdigão, 2010).

No entanto, e devido às características morfológicas e fisiológicas da dentina, a formação da camada híbrida não depende unicamente do sistema adesivo utilizado, sendo pouco

previsível a repetibilidade e uniformidade desta (Tjäderhane, 2015). Para além disto e segundo Adebayo et al. (2008), fatores como a orientação dos túbulos dentinários podem influenciar, no caso dos adesivos *etch and rinse*, a formação da camada híbrida.

Existem fatores que podem condicionar a integridade desta camada a longo prazo, tais como, a degradação hidrolítica que esta sofre, tanto ao nível das fibras de colagénio como ao nível do sistema adesivo. Esta degradação compromete o selamento proporcionado pelo sistema adesivo, podendo levar à nanoinfiltração, de bactérias e nutrientes, e consequente desenvolvimento de cáries secundárias (De Munck et al., 2004; Tjäderhane, 2015).

1.2.3. Composição dos sistemas adesivos

Os sistemas adesivos apresentam na sua constituição monómeros, solventes orgânicos, iniciadores, inibidores e, por vezes, partículas de carga (Van Landuyt et al., 2007).

Sendo constituintes fundamentais, os monómeros encontrados nos adesivos são diversos, apresentando diferentes características e funções. Estes podem ser essencialmente de dois tipos: monómeros fundamentais (têm um grupo polimerizável) ou monómeros que promovem a formação de ligações cruzadas (têm dois grupos polimerizáveis). Os monómeros fundamentais formam polímeros lineares e os outros formam polímeros entrecruzados. Estes últimos são de grande importância ao nível das propriedades mecânicas dos adesivos (Van Landuyt et al., 2007; Miyazaki et al., 2014).

Alguns dos monómeros tipicamente encontrados nos sistemas adesivos são:

- HEMA - Utilizado como solvente, aumenta a molhabilidade do adesivo, uma vez que aumenta a impregnação do mesmo, contribuindo para a difusão dos monómeros e para a estabilização das fibras de colagénio. É um monómero de baixo peso molecular com características hidrofílicas, que faz com que absorva mais água, pondo em causa a sua estabilidade (Coelho et al., 2012; Miyazaki et al., 2014).
- Bis-GMA – É um monómero de elevado peso molecular e rígido que provoca pouca contração de polimerização (Van Landuyt et al., 2007).
- TEGMA – Normalmente utilizado associado ao monómero Bis-GMA para compensar a sua rigidez, atua como diluente (Van Landuyt et al., 2007).

- UDMA – Também utilizado como diluente, apresenta baixa viscosidade sendo, por isso, utilizado em associação com o Bis-GMA e com o TEGMA (Van Landuyt et al., 2007).
- 10-MDP – 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).

À semelhança das resinas compostas, os adesivos fotopolimerizáveis necessitam de luz para que a reação de polimerização seja iniciada. A quantidade de fotoiniciadores presentes nos adesivos é geralmente pequena (cerca de 0,1-1 % em peso). Ao contrário do que se passa nas resinas compostas, a polaridade do fotoiniciador utilizado é importante quando estes são adicionados a adesivos hidrofílicos, tendo influencia na homogeneidade da polimerização (Van Landuyt et al., 2007).

No que toca aos adesivos *self-etch*, também é importante a escolha do fotoiniciador uma vez que alguns, como são o caso das aminas, têm por base uma reação ácido-base que pode interferir com os monómeros ácidos disponíveis (Moszner et al., 2005).

De acordo com Van Landuyt et al. (2007), de entre os fotoiniciadores mais utilizados encontram-se:

- Canforoquinona – Sendo o mais frequentemente utilizado, tem características que fazem de um excelente fotoiniciador como é o caso do amplo espectro de ação. No entanto apresenta desvantagens como o facto de apresentar uma cor amarelada que interfere com a estabilidade de cor a longo prazo.
- PPD (1-fenil 1,2-propanediona) – Com uma cor amarelada menos intensa e baixa viscosidade, pode ser utilizado sinergicamente com a canforoquinona.
- Óxidos de acilfosfina (TPO e Irgacure 819) – Embora não apresentem cor (ao contrário da canforoquinona), são altamente hidrófobos dificultando a sua incorporação nos sistemas adesivos. O primeiro apresenta também a desvantagem de não poder ser ativado com recurso a luz LED.

O tipo de solvente influencia fortemente a forma de utilização dos adesivos e este componente tem como principal objetivo a penetração dos monómeros na matriz desmineralizada da dentina. Ainda de acordo com Van Landuyt et al. (2007) e também Miyazaki et al. (2014), também eles podem ser encontrados em várias formas, tais como:

- Água – Solvente fraco para componentes orgânicos pelo seu caráter hidrófobo. A sua capacidade como solvente está dependente da forma como cria ligações de hidrogénio. Uma vez que tem uma evaporação lenta, necessita de uma aplicação mais vigorosa de forma a que a difusão do monómero seja adequada.
- Álcool – À semelhança da água, forma ligações de hidrogénio com os solutos. Tem um efeito de fortalecimento das fibras de colagénio, sendo capaz de as manter em suspensão. Tem uma elevada volatilidade e evapora com facilidade quando exposto ao ar.
- Acetona – Tal como o anterior, é altamente volátil (cerca de quatro vezes mais que o álcool). Combina os componentes hidrófobos com os hidrofílicos impedindo a separação das fases do adesivo. É muito bom a evaporar a água residual tendo-lhe sido atribuída a característica *water-chasing*.

Normalmente os adesivos não possuem partículas de carga mas estas podem fazer parte, em pequenas quantidades, da sua composição com o objetivo de lhes conferir melhores propriedades mecânicas ou de aumentar a sua viscosidade. Dependendo das partículas que lhe são adicionadas, podem ainda ter a capacidade de libertar flúor ou conferir radiopacidade aos adesivos (Van Landuyt et al., 2007).

1.2.4. Componentes dos sistemas adesivos

O princípio básico da adesão ao esmalte é através da formação de *resin tags* (Swift et al., 1995). Após o condicionamento ácido, a adesão a este tecido dentário dá-se por interações micromecânicas que ocorrem entre a superfície desmineralizada deste substrato com a penetração dos monómeros do sistema adesivo nos poros criados entre os cristais de hidroxiapatite (Miyazaki et al., 2014).

Na dentina e embora com diferentes formas de ação, dependendo do tipo de adesivo utilizado, o principal objetivo da aplicação destes reside na infiltração adequada do mesmo na matriz de colagénio de forma a substituir a matéria mineral removida. A adesão é um processo que incorpora diferentes etapas e para que esta ocorra, têm de ser criados espaços na matriz de colagénio, tem de haver o transporte, realizado pelos solventes, dos monómeros até esses espaços e, por fim, haver uma polimerização desses monómeros de forma a ser criado um composto biológico constituído por polímeros e colagénio, a que se dá o nome de camada híbrida (Tjäderhane, 2015).

1.2.4.1. Condicionamento ácido




1.2.4.1.1. Esmalte

De acordo com Tsujimoto et al. (2016), o esmalte apresenta características que dificultam a adesão a este substrato. Segundo o autor, na sua superfície, está presente uma camada de *smear layer*, que reduz a sua molhabilidade e, comparativamente à dentina, apresenta-se como um substrato mais hidrófobo.

De forma a superar estas limitações e para que adesão seja adequada, é realizado o condicionamento ácido destas superfícies. Assim, no esmalte, o condicionamento ácido contribui para a remoção da *smear layer* superficial, aumentando a energia de superfície e a molhabilidade pela criação de uma superfície mais rugosa que facilita a aplicação do sistema adesivo (Zafar & Ahmed, 2015; Tsujimoto et al., 2016). Para além disso, este procedimento leva à exposição dos grupos hidroxilo presentes nos cristais de hidroxiapatite, alterando a afinidade à água, tornando-se hidrofílico (Tsujimoto et al., 2016).

Gwinnett e Silverstone descreveram que a forma como o ácido modifica a superfície dos prismas do esmalte pode ser de três tipos (tabela 2) (Swift et al., 1995).

Tabela 2 – Diferentes padrões de desmineralização dos prismas de esmalte no condicionamento ácido – Adaptado de Swift et al. (1995)

Tipo	Padrão de desmineralização	Aspetto
1	Alteração do núcleo dos prismas deixando a sua periferia intacta	
2	Alteração da periferia dos prismas deixando o seu núcleo intacto	
3	Amorfo, podendo ser uma combinação dos tipos 1 e 2	

1.2.4.1.1. Dentina

A forma como o ácido atua é diferente no esmalte e na dentina. Enquanto no esmalte a energia de superfície aumenta, na dentina diminui (Miyazaki et al., 2014).

Durante o processo de formação de dentina, os espaços existentes entre as fibras de colagénio vão sendo preenchidos por matéria mineral. Não é possível a infiltração de resina na dentina mineralizada uma vez que não existe espaço para tal. Assim, para que haja adesão à dentina é necessário que esta seja preparada com ácidos ou monómeros acídicos (Tjäderhane et al., 2013).

O ácido ortofosfórico, aplicado em concentrações entre 30 e 40 %, desmineraliza os cristais de hidroxiapatite da dentina, remove a *smear layer* e *smear plugs* até uma profundidade de 5 a 10 μm , e assim, aumenta a permeabilidade dos túbulos dentinários para posterior impregnação de adesivo e formação da camada híbrida (Coelho et al., 2012; Tjäderhane, 2015).

A remoção da *smear layer* e *smear plugs* pela ação de condicionamento ácido causa um maior fluxo de fluido dentinário, podendo ter um impacto na adesão (Perdigão, 2010).

1.2.4.2. Primer

1.2.4.2.1. Esmalte

Quando aplicado no esmalte, o *primer* tem como função molhar a superfície e penetrar nas microporosidades criadas pelo condicionamento ácido (Stangel et al., 2007).

A aplicação de *primer* no esmalte não prejudica a adesão ao esmalte, podendo mesmo aumentar a sua qualidade. A utilização deste componente no esmalte é mandatória quando é utilizada a *wet-bonding technique*, na medida em que pode auxiliar na eliminação de humidade residual pela evaporação dos solventes (Hilton et al., 2013).

1.2.4.2.2. Dentina

Com a exposição das fibras de colagénio e devido à diminuição da energia de superfície da dentina, consequência do condicionamento ácido, é necessária a aplicação de *primer*. Também como consequência da aplicação de ácido e da lavagem para a sua remoção, e como referido anteriormente, há um aumento de humidade à superfície devido ao aumento de fluxo de fluido dentinário, sendo este fator potencialmente prejudicial na adesão (Coelho et al., 2012).

No entanto, é aconselhada a presença de alguma humidade na dentina de forma a manter as fibras de colagénio em suspensão, uma vez que quando desidratadas encolhem e colapsam, impedindo uma correta difusão dos monómeros – *wet-bonding technique*. É de notar que também que a humidade excessiva é um fator prejudicial para a adesão, devendo ser encontrado um equilíbrio (Miyazaki et al., 2014).

O *primer* é constituído por monómeros bifuncionais que apresentam uma extremidade hidrófoba e uma extremidade hidrofílica. A primeira apresenta afinidade para os monómeros constituintes do adesivo e a última apresenta afinidade para a superfície dentinária (Swift et al., 1995).

A aplicação de *primer* na dentina tem como objetivo o molhamento da superfície, aumento da energia de superfície e a difusão dos monómeros capazes de reagir com o colagénio e com o adesivo (Stangel et al., 2007)

Estes monómeros encontram-se dissolvidos em solventes orgânicos, e por isso ajudam a eliminar a humidade excessiva devido à sua evaporação, tornando a superfície hidrofílica

da dentina numa superfície hidrofóbica, adequada à impregnação do adesivo (Coelho et al., 2012).

1.2.4.3. Adesivo

1.2.4.3.1. Esmalte

Seguindo a aplicação do *primer*, a aplicação do adesivo assegura a formação de *resin tags* nas microporosidades do esmalte levando à criação de uma ligação micromecânica (Stangel et al., 2007; Zafar & Ahmed, 2015).

De acordo com Van Meerbeek et al. (2003), existem dois tipos de *resin tags* presentes no esmalte:

- *Macro-tags* – Representam aqueles que se encontram nos espaços que rodeiam os prismas de esmalte.
- *Micro-tags* – São os que mais contribuem para a retenção no esmalte e representam aqueles que resultam da infiltração nos pequenos espaços criados no núcleo dos prismas de esmalte.

1.2.4.3.2. Dentina

Uma vez que a adesão permite uma continuidade entre o dente e a restauração e embora seja de grande importância a hidrofobicidade desta camada de forma a que não haja permeabilidade a solutos, o adesivo não pode ter características unicamente hidrófobas de forma a que seja possível a sua difusão pela dentina onde já havia sido aplicado *primer* – meio hidrofílico (Anusavice et al., 2013).

Assim, este apresenta maioritariamente na sua constituição monómeros hidrófobos, tais como o bis-GMA, TEGMA e UDMA, e, numa menor quantidade, monómeros hidrofílicos como o HEMA (Anusavice et al., 2013).

Os monómeros do adesivo têm a capacidade de co-polimerizar com os monómeros presentes no *primer* e com aqueles presentes na resina composta utilizada. Os monómeros constituintes do adesivo apresentam uma grande capacidade de polimerização cruzada e por isso, contribuem em grande parte para a resistência adesiva (Stangel et al., 2007).

1.2.5. Classificação dos sistemas adesivos

São diversas as possíveis classificações dos sistemas adesivos, quer pela forma como atuam na *smear layer* (em *etch and rinse* e *self-etch*), pelo número de passos clínicos que preconizam (um, dois ou três) ou pela geração a que pertencem (primeira a sétima). No entanto, estas classificações não são estanques e interrelacionam-se: os adesivos *etch and rinse* de três passos correspondem à 4ª geração, os *etch and rinse* de dois passos à 5ª geração, os *self-etch* de dois passos à 6ª geração e os *self-etch* de um passo à 7ª geração (Coelho et al., 2012).

Segundo Van Meerbeek et al. (2003), os sistemas adesivos podem ser classificados de acordo com a estratégia adesiva e o número de passos que preconizam, estando esta classificação representada na figura 1.

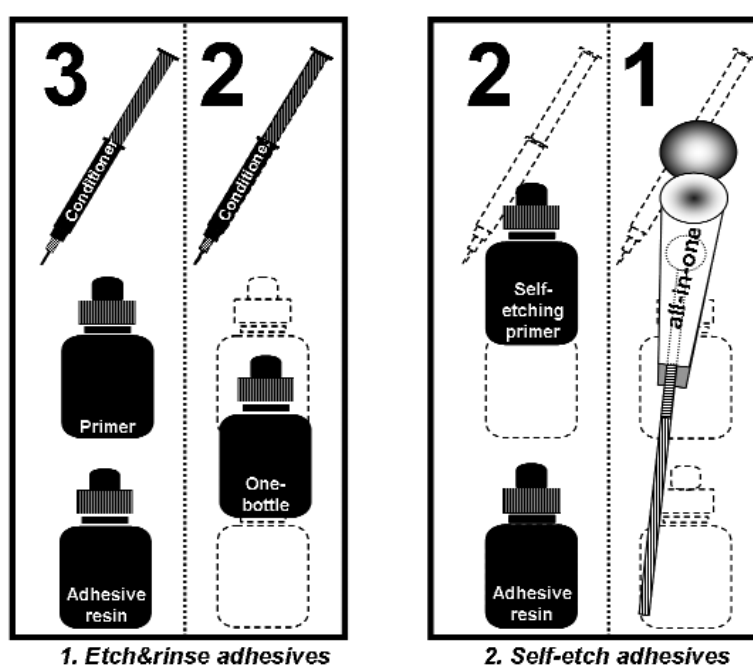


Figura 1 – Classificação dos sistemas adesivos – Adaptado de Van Meerbeek et al. (2003)

1.2.5.1. Sistemas Adesivos *Etch and Rinse*

A principal característica dos sistemas adesivos *etch and rinse* é o condicionamento ácido individualizado com recurso a ácido ortofosfórico tanto no esmalte como na dentina, que para além da sua ação já referida relativamente a cada tipo de substrato, atua como

antibacteriano (Pashley et al., 2011). Nestes sistemas o ácido tem capacidade de dissolução dos minerais a uma profundidade de cerca de 5-10 μm (Tjäderhane, 2015).

No esmalte, a aplicação dos restantes componentes que pode ser em dois ou um passos, tem como objetivo a formação de *resin tags*. A formação destes prolongamentos proporciona uma retenção micromecânica, na qual se baseia a resistência adesiva destes sistemas (Mallick et al., 2015).

Por outro lado, na dentina, após uma desmineralização que remove cerca de 50% do volume do conteúdo mineral deste substrato, o principal objectivo da aplicação do sistema adesivo passa pela formação da camada hídrida (Pashley et al., 2011; Van Meerbeek et al., 2003).

No entanto, e apesar de serem considerados como *goldstandart*, estes adesivos apresentam a desvantagem da elevada sensibilidade à humidade da dentina, elevados número de passos clínicos e tempo de aplicação que requerem, bem como a sensibilidade pós-operatória a eles associados (Mallick et al., 2015).

1.2.5.2. Sistemas Adesivos *Self-etch*

A principal diferença entre os sistemas adesivos *self-etch* e os anteriores reside no facto de nestes o condicionamento ácido não ocorrer num passo separado, mas sim pela incorporação de monómeros ácidos no *primer*, ocorrendo, portanto, o condicionamento ácido e o *priming* simultaneamente (Van Meerbeek et al., 2011).

Os sistemas adesivos *self-etch* podem ser de dois passos, combinando a utilização de *primer* ácido com a aplicação separada do adesivo, ou de um passo, combinando numa única solução *primers* ácidos e adesivo (Van Meerbeek et al., 2003; Coelho et al., 2012). Estes adesivos, por apresentarem na sua constituição ácidos com menor ação desmineralizante que aquele utilizado nos sistemas *etch and rinse*, apresentam a vantagem de causar menor sensibilidade pós-operatória (Van Meerbeek et al., 2011).

Outra diferença destes sistemas adesivos para os sistemas *etch and rinse* reside no facto de para além da retenção micromecânica, poder ocorrer uma ligação química entre os monómeros e a hidroxiapatite. Esta ligação pode ter um carácter primário (ligações covalentes e iónicas) baseada numa reação entre protões dos monómeros ácidos e o grupo hidroxilo da hidroxiapatite, quelação com os iões cálcio ou ligação às fibras colagénicas,

ou ligação de caráter secundário através da formação de ligações de Van der Waals (Coelho et al., 2012).

Este tipo de ligação não ocorre sempre e quando ocorre está dependente da ligação dos grupos carboxilo e/ou fosfato dos monómeros funcionais com os íons cálcio da hidroxiapatite. Os monómeros intervenientes nestas ligações são o 10-MDP, 4-MET e fenil-P (Van Meerbeek et al., 2011; Tjäderhane, 2015)

1.2.5.3. Sistemas Adesivos Universais

Recentemente, surgiu uma nova classe de sistemas adesivos, os denominados de universais. Este sistema baseia-se num adesivo *self-etch* de um passo que pode ser utilizado como tal ou como *etch and rinse* (Saikaew et al., 2016).

Na meta-análise realizada por Rosa et al. (2015), a estratégia que melhor resistência adesiva proporciona aos sistemas adesivos universais é a que realiza condicionamento ácido seletivo ao esmalte.

À semelhança dos adesivos *self-etch*, e quando na ausência de um condicionamento ácido separado, os monómeros ácidos não têm a capacidade de remover a *smear layer*, sendo esta incorporada na camada híbrida formada (Saikaew et al., 2016).

De acordo com Mine et al. (2014), nestes adesivos pode ser encontrada uma camada híbrida bifásica:

- Complexo resina-*smear layer* – Camada superficial, posicionada acima da verdadeira camada híbrida, com uma espessura maior que esta, apresentando na sua constituição *smear layer* com uma abundante composição em hidroxiapatite. É resultante da infiltração de resina na *smear layer* residual.
- Verdadeira camada híbrida – Camada mais estreita com cerca de 100 nm de espessura. Está localizada mais profundamente e na sua composição não pode ser observada a presença de *smear layer*.

1.2.6. Resistência adesiva

1.2.6.1. Importância da resistência adesiva

É sabido que quando mais forte for a força adesiva que une o dente ao material restaurador, melhor será o seu comportamento perante as forças impostas durante a sua polimerização e durante a função (De Munck et al., 2004).

Associada à adaptação marginal, a falha adesiva é das principais razões de falha das restaurações (De Munck et al., 2004). De acordo com (Van Meerbeek et al., 1998), o maior problema dos adesivos dentários assenta a sua durabilidade.

Os avanços efetuados no que toca à adesão dentária resultaram num aumento da resistência adesiva e torna-se imperativo conhecer essa resistência e a qualidade dos materiais adesivos, para que a sua estabilidade possa ser melhorada (Jin et al., 2016).

1.2.6.2. Fatores que influenciam a resistência adesiva

No meio oral são vários os fatores capazes de comprometer a resistência adesiva dos sistemas adesivos, tais como, humidade, temperatura, fadiga, bactérias e enzimas intrínsecas da dentina (Vanajasan et al., 2011).

Durante a preparação *in vitro* das amostras, as superfícies devem ser uniformemente lisas, devendo ser produzida uma camada de *smear layer* clinicamente significativa. Se estes parâmetros não se verificarem podem levar a que os resultados não sejam fiáveis (Armstrong et al., 2010).

Segundo Armstrong (2010), existem fatores capazes de influenciar tanto a resistência adesiva como o tipo de fratura causada pelo teste que a avalia:

- Falhas pré-existentes (intrínsecas dos materiais ou na interface destes)
- Tamanho da amostra
- Geometria da amostra
- Propriedades dos componentes
- Método de aplicação da carga.

De entre os parâmetros que são capazes de influenciar a resistência adesiva encontramos a origem, local e área de dentina a que foi realizada a adesão (Mallick et al., 2015).

Estudos preconizados por Øilo & Olsson (1990), mostraram que a profundidade da dentina tem impacto na adesão, na medida em que à medida que a proximidade à polpa aumenta, a resistência adesiva diminui devido a uma maior quantidade de túbulos dentinários presente.

A área de superfície aderida também tem influência na resistência adesiva, sendo esta tanto maior quanto menor for a área aderida, uma vez que em áreas maiores são maiores as falhas encontradas ao nível da interface (Vanajasan et al., 2011).

O impacto do envelhecimento das amostras por termociclagem, na resistência adesiva, é controverso, não havendo um consenso se esta a altera ou não. Já a resina composta utilizada no estudo parece não influenciar esta propriedade (Vanajasan et al., 2011).

1.2.6.3. Testes à resistência adesiva

Os testes de resistência adesiva são frequentemente utilizados em laboratório tendo como objetivo a medição da força necessária para provocar a fratura entre dois materiais aderidos (Mallick et al., 2015; Jin et al., 2016).

De forma a testar a resistência adesiva foram sendo desenvolvidos diferentes testes, que visam a avaliação de diferentes parâmetros, como demonstrado na figura 2.

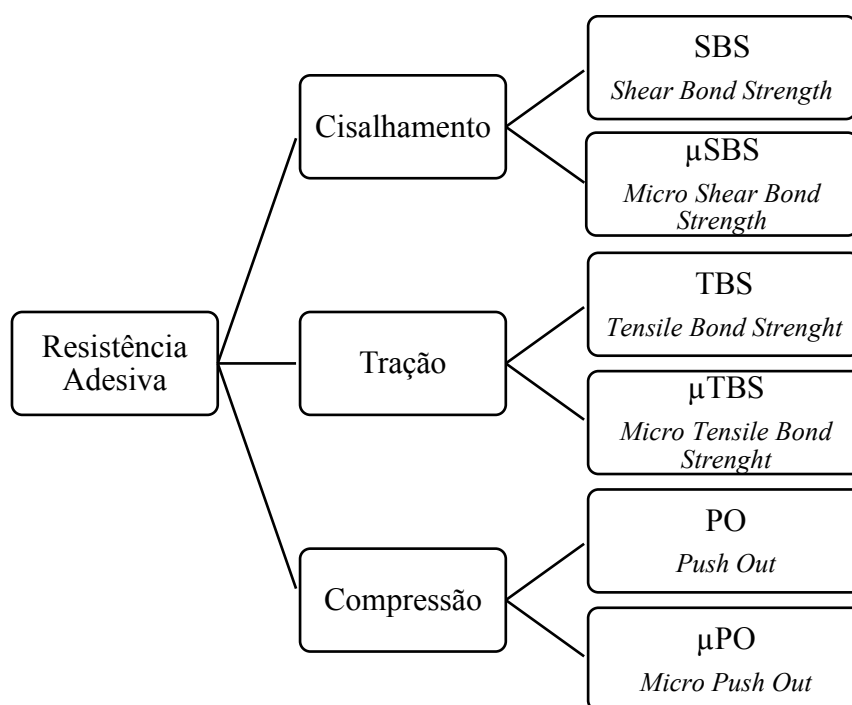


Figura 2 – Testes à resistência adesiva – Adaptado de Jin et al. (2016)

Embora os testes tradicionais (SBS, TBS, PO) que utilizam por apenas uma superfície dentária para cada amostra, sejam mais simples que os restantes, devido à elevada área de superfície em que é aplicada a força, pensa-se que esta não seja distribuída uniformemente, não permitindo a obtenção de resultados fiáveis (Armstrong et al., 2010; Mallick et al., 2015).

1.2.6.3.1. Teste da resistência adesiva por microtração (μ TBS)

De forma a ultrapassar as desvantagens dos testes tradicionais e com o objetivo de avaliar a força tensional e o módulo de elasticidade de dentina mineralizada e desmineralizada, Sano et al. (1994) cit in Armstrong et al. (2010) e Mallick et al. (2015), desenvolveram o teste da microtração aplicado à Medicina Dentária.

Neste teste as amostras são sujeitas a forças tensionais até que ocorra a fratura, sendo a força desse instante calculada tendo em conta a área seccional (Jin et al., 2016). É considerada como premissa, para que os valores obtidos sejam válidos, que a força aplicada seja uniforme, num único eixo, centralizada e homogeneamente distribuída ao nível da interface (Armstrong et al., 2010).

Assim, este teste apresenta vantagens ao nível da distribuição de *stress*, apresenta menor variação de resultados, permite um grande número de amostras por dente e apresenta um menor número de fraturas coesivas em dentina (Mallick et al., 2015). Estas e outras vantagens e desvantagens da utilização deste teste foram descritas por Armstrong et al. (2010) e estão descritas na tabela 3.

Tabela 3 – Vantagens e Desvantagens da utilização do teste μ TBS na avaliação da resistência adesiva – Adaptado de Armstrong et al. (2010)

Vantagens	Desvantagens
<ul style="list-style-type: none">• Mais fraturas adesivas e menos coesivas• Maior número de amostras por dente• Valores de resistência à tração mais elevados• Permite o cálculo da média e variância por dente e entre dentes• Permite testes em superfícies irregulares• Permite testes em pequenas áreas• Facilita a análise da falha em SEM/TEM	<ul style="list-style-type: none">• Processo trabalhoso• Processo tecnicamente exigente• Possível desidratação das amostras• Possível danificação das amostras• Díficil de avaliar resistências baixas (<5MPa)

1.3. Resinas Compostas

1.3.1. História das Resinas Compostas

Até meados do século XX, os materiais restauradores disponíveis apresentavam elevadas solubilidade e fragilidade e baixas resistência e estabilidade dimensional. Com o objetivo de aproximar as propriedades mecânicas das resinas existentes aos tecidos duros do dente, em meados dos anos 60, Bowen incorporou pó de vinilsilano tratado com sílica num polímero orgânico reforçado, introduzindo, assim, o Bis-GMA (Bowen, 1963).

Devido à elevada viscosidade do Bis-GMA, Foster & Walker (1974) cit in Ilie & Hickel (2011), começaram a desenvolver monómeros com menor viscosidade como o UDMA.

O desenvolvimento e evolução das resinas compostas foi rápido e em 2011, Ferracane, descreveu-o segundo a figura 3.

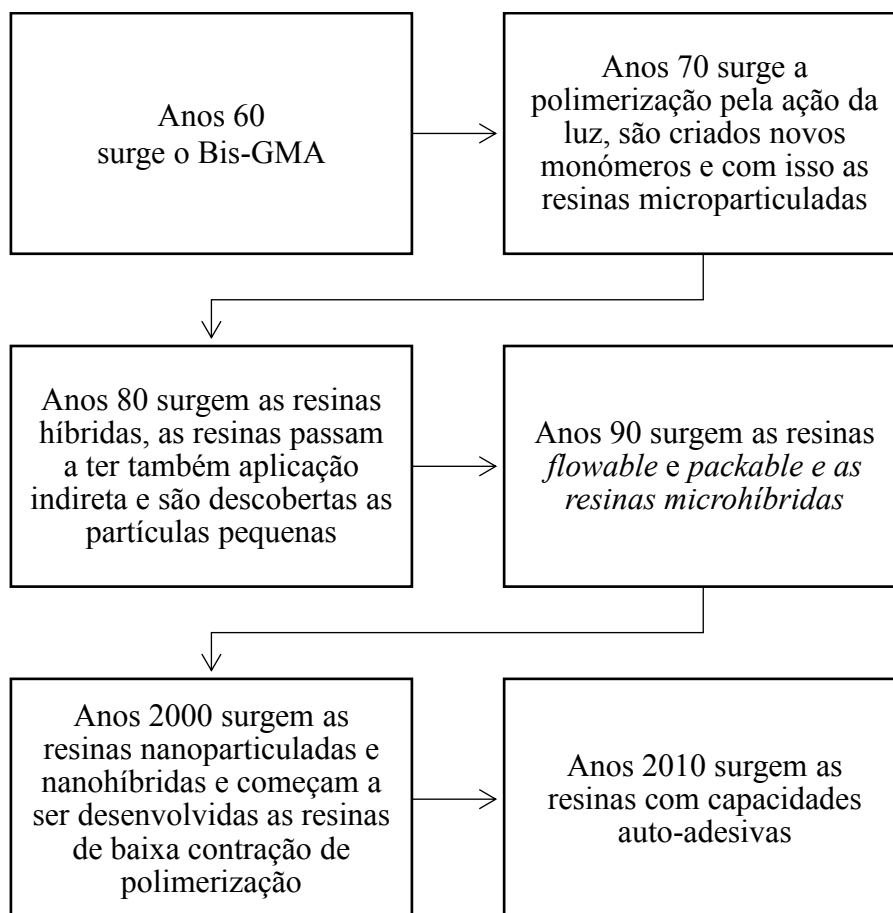


Figura 3 – Evolução ao longo do tempo das resinas compostas - Adaptado de Ferracane (2011)

1.3.2. Classificação das Resinas Compostas

A classificação dos materiais restauradores é baseada na composição dos mesmos bem como na função a que estes se destinam e está descrita na tabela 4 (Ferracane, 2011).

Tabela 4 – Classificação das resinas compostas – Adaptado de Ferracane (2011)

Denominação	Caraterística	Constituintes
Macroparticuladas	Elevada resistência Difícil polimento	Partículas com aproximadamente 10-50 μm
Microparticuladas	Baixa carga fazendo com que apresentem baixa resistência Elevado polimento de superfície	Partículas com aproximadamente 40-50 nm. Podendo ter partículas de resina pré-polimerizadas
Microhíbridas	Bom equilíbrio entre resistência e capacidade de polimento	Partículas com aproximadamente 0,4-1 μm combinadas com partículas com 40 nm
Nanoparticuladas	Boa resistência e polimento	Partículas com aproximadamente 5-100 nm
Nanohíbridas	Semelhantes às microhíbridas	Semelhantes às nanoparticuladas podendo incorporar partículas de resina pré-polimerizada
<i>Flowable</i>	Baixa viscosidade	Pouca carga inorgânica ou adição de componentes fluidificantes
<i>Packable</i>	Elevada viscosidade	Maior tamanho das partículas de carga ou adição de outros componentes como fibras

Numa perspectiva mais convencional, Lutz & Phillips (1983) classificaram as resinas compostas em tradicionais, híbridas e microparticuladas. Esta classificação tem em conta o tamanho, distribuição e quantidade de carga incorporada na resina.

Uma vez que praticamente todas as resinas usadas apresentavam partículas de vários tamanhos (híbridas), em 1998, foi criada outra classificação em que se distinguiam três tipos de resinas compostas: microparticuladas (0,01-0,1 μ m), miniparticuladas (0,1-1,0 μ m) e medioparticuladas (1,0-10,0 μ m) (Ilie & Hickel, 2011).

Mesmo perante a grande evolução que as resinas compostas sofreram, permaneceu o problema da contração de polimerização e os problemas associados a ela. Com o objetivo de superar essa limitação, foram desenvolvidas outras moléculas que possam reduzir o *stress* causado pela contração de polimerização. De acordo com Fonseca et al. (2013), exemplos dessas moléculas são:

- O silorano – Molécula resultante da combinação de siloxano e oxirano.
- O *ormocer* – Também conhecidas como cerâmicas organicamente modificadas.
- O ácido dímero – Pode ser usado como substituto do TEGMA tendo a capacidade de preencher os espaços causados pela contração de polimerização.

Ultimamente, os desenvolvimentos feitos têm sido no sentido de criar resinas compostas com capacidade de auto-adesão ao dente, pela incorporação de monómeros acídicos tipicamente encontrados em sistemas adesivos (Ferracane, 2011).

A evolução destes materiais ao longo do tempo tem sido enorme e é expectável que esta continue, sendo o mais promissor avanço do momento, o desenvolvimento de resinas com capacidade remineralizante pela incorporação de cálcio e fosfato (Ferracane, 2011).

1.3.3. Composição das Resinas Compostas

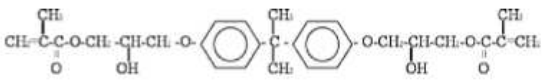
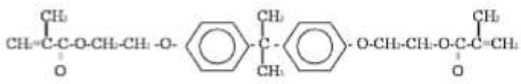
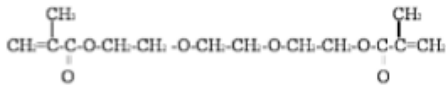
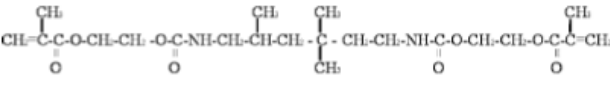
As resinas compostas têm como base da sua constituição uma matriz orgânica polimérica, partículas de carga, agente de união e aceleradores da reação de polimerização (Ferracane, 2011).

Da matriz orgânica, fazem parte os monómeros, fotoiniciadores, inibidores da polimerização, estabilizadores e outros componentes (Schneider et al., 2010).

Os monómeros normalmente encontrados nas resinas compostas são do tipo mono ou dimetacrilatos e apresentam na sua constituição átomos de oxigênio, carbono e nitrogênio. Podem ainda apresentar alguns grupos hidrofílicos (éster, uretano e hidroxilo) que permitem a penetração de água através dos poros e espaços intermoleculares, causando assim a expansão hidroscópica das resinas (Ferracane, 2006).

De entre os monómeros mais utilizados está o Bis-GMA, que normalmente tem o seu uso associado aos monómeros TEGMA e UDMA, devido à sua elevada viscosidade. Este e outros monómeros estão representados na tabela 5 (Ferracane, 2011).

Tabela 5 – Monómeros mais frequentemente encontrados na composição das resinas compostas – Adaptado de Ferracane (2006)

Sigla	Nome químico	Estrutura química
Bis-GMA	2,2 Bis [4- (2' hidroxipropoxi)fenilo] propano	
Bis-EMA	2,2 Bis [4- (2-metacrililoxietoxi)fenilo] propano	
TEGMA	Trietilenoglicol-dimetacrilato	
UDMA	Uretano-dimetacrilato	

Para além dos polímeros acima apresentados, existem outros:

- Bis-MA – 2,2 bis [4- (2metacrililoxi)fenil] propano
- Bis-PMA – 2,2 bis [4- (3metacrililoxipropoxi)fenil] propano
- EGDMA – Etilenoglicol dimetacrilato
- DEGDMA – Dietilenoglicol dimetacrilato
- TE-EGDMA – Tetraetilenoglicol dimetacrilato (Ferracane, 2006)

As partículas de carga têm como função reforçar e dar resistência às resinas que constituem. Estas são de grande importância para as propriedades mecânicas da resina que incorporam, influenciando direta e indiretamente (uma vez que influencia a quantidade de matriz orgânica) características como a contração de polimerização, a resistência, a radiopacidade, o polimento e a rugosidade de superfície e até mesmo a estética, no sentido em que os fenómenos óticos estão dependentes deste conteúdo (Ilie & Hickel, 2011).

Wang & Chiang (2016) afirmaram que as partículas de carga, que podem ocupar entre 20 a 70% de volume das resinas compostas, são um fator manipulável da sua constituição, alterando a *performance* das mesmas. Quando a quantidade destas partículas aumenta, a contração de polimerização diminui enquanto que o módulo de elasticidade aumenta.

Não é apenas o tamanho e a quantidade que influenciam as propriedades das resinas, mas também o formato das partículas incorporadas é de grande importância. As partículas podem mostrar-se no formato de lascas, esferas ou aglomerados. Um exemplo de como o formato das partículas influencia as propriedades das resinas é o facto das partículas esféricas resultarem num mais facilitado desgaste quando em função. O formato destas partículas influencia também a quantidade que é possível ser incorporada, na medida em que partículas irregulares podem ser incorporadas em menores quantidades comparativamente às esféricas (Ilie & Hickel, 2011)

São, assim, várias as possíveis combinações de partículas de carga presentes podendo apresentar-se em diversos tamanhos, formatos, quantidades, volumes, distribuições e composições químicas (Ferracane, 2011).

Segundo Schneider (2010), as partículas inorgânicas utilizadas podem ser, entre outros, o quartzo, o sílica, o zircónio, o estrôncio e o bário.

Os constituintes da matriz orgânica e as partículas de carga não têm afinidade entre si e para que atuem em conjunto e como um todo, é necessário que haja um elemento de união entre elas. Essa união é feita pela molécula γ -metacriloxipropil-trietoxisilano, um monómero bifuncional (Schneider et al., 2010; Yoshihara et al., 2016).

Para que haja uma interação e co-polimerização entre ambas as partes constituintes da resina, o silano aumenta a molhabilidade das partículas de carga (Schneider et al., 2010). De forma a que esta situação se verifique, a molécula de silano sofre uma reação de

hidrólise que faz com que se forme silanol, que por sua vez apresenta capacidade de adsorção e de ligação química às partículas de carga. Este monômero bifuncional apresenta na sua extremidade um metacrilato que permite a co-polimerização com aqueles presentes na fase orgânica (Yoshihara et al., 2016).

De acordo com Santini et al. (2013) e Schneider et al. (2010), o processo de polimerização das resinas compostas ocorre em quatro passos (ativação, iniciação, propagação e finalização):

- Para que ocorra a reação de polimerização, que normalmente é iniciada por ação da incidência de luz, é necessária a presença de um fotoiniciador. Quando a luz com uma intensidade suficiente para ativar o fotoiniciador incide, este interage com o co-iniciador para formar radicais livres – Ativação e iniciação;
- O radical livre interage com o monômero e provoca um estado excitatório, criando um centro ativo e iniciando uma reação de ligações em cadeia (que antes da reação eram fracas de van der Waals e passam a ter um caráter mais forte por passarem a ser do tipo covalentes) – Propagação;
- A conversão dá-se até que seja atingido o grau máximo de conversão, formando assim o polímero – Finalização.

A reação de polimerização está dependente do tipo e tamanho das partículas de carga presentes, profundidade da camada de resina, pigmentos presentes, eficácia do fotopolimerizador, bem como, do tempo e distância do mesmo ao material restaurador (Santini et al., 2013).

Apesar de apresentar uma cor amarelada que pode interferir com a estabilidade de cor da resina composta, o fotoiniciador mais utilizado é a canforquinona, introduzida em 1978 e com o pico de atividade nos 470 nm (Ferracane, 2011; Santini et al., 2013).

Assim, segundo Ferracane (2011) e de forma a superar esta desvantagem foram desenvolvidos outros fotoiniciadores:

- PPD ou 1-fenilo-1,2-propanediona
- Lucirin TPO ou óxido de monoacilfosfina
- Irgacure 819 ou óxido bisacilfosfina
- OPPI ou hexafluoroantimonato de p-octiloxifenilo-feniloiodoso.

1.3.4. Propriedades das Resinas Compostas

O crescente uso das resinas compostas como material de restauração faz com seja de grande importância conhecer o comportamento mecânico destas. As propriedades mecânicas destes materiais influenciam a sua longevidade. Por isso, devem apresentar elevada dureza e baixo desgaste, resistência à fratura, módulo de elasticidade semelhante ao dente, baixa expansão higroscópica, baixa degradação hidrolítica, baixa contração e *stress* de polimerização, boa adaptação marginal, causar pouca sensibilidade pós-operatória, boa estabilidade de cor e boa estética, no que diz respeito à capacidade de biomimetismo e polimento, devendo ainda ser radiopacos e biocompatíveis (Ilie & Hickel, 2011).

Relativamente ao módulo de Young, Ilie & Hickel (2011), afirma que para restaurações com grande carga mastigatória, como é o caso de restaurações de dentes posteriores, deve ser pelo menos igual ao da dentina.

Apesar de todos os avanços feitos no desenvolvimento de novas resinas, a cárie secundária seguida de fratura continua a ser a principal causa de necessidade de substituição de restaurações. Assim, as propriedades mecânicas que ainda requerem melhoria são a resistência, a dureza e a contração de polimerização (Ferracane, 2011).

1.3.5. Cor

1.3.5.1. Importância da cor

Com o impacto que atualmente a estética tem na sociedade, a escolha da cor e a capacidade dos materiais restauradores se assemelharem às complexas características óticas do dente natural, fazem com que este processo continue a ser um dos maiores desafios para os clínicos (Ishikawa-Nagai et al., 2009; Vichi et al., 2011).

De forma a que o resultado dos tratamentos seja esteticamente agradável, é necessário que a escolha da cor seja a melhor possível, quer pelo uso de escalas-guia de cor ou pelo uso de aparelhos eletrónicos de leitura da cor. Para isso é necessário que o operador seja conhecedor das propriedades da cor e de como as condições ambiente podem influenciar a sua perceção (Vichi et al., 2011).

No entanto, a integração estética das restaurações não depende apenas de uma boa escolha da cor mas também da capacidade dos materiais reproduzirem essa mesma cor (Vichi et al., 2011).

O tamanho, formato e posição do objeto, alterações de luz, ambiente envolvente e até a percepção individual da cor, leva a uma grande imprevisibilidade no que toca à escolha da cor (Ishikawa-Nagai et al., 2009). No sentido de facilitar esse processo, desde 1933 que se tem assistido a tentativas de organização e sistematização das cores dentárias (Vichi et al., 2011).

1.3.5.2. Propriedades da cor

A percepção da cor é um processo psicofísico de interação de luz entre um objeto e a sua visualização por um indivíduo. Assim, é um processo que depende de fenómenos de reflexão/transmissão de luz (Ishikawa-Nagai et al., 2009).

Munsell foi o primeiro a categorizar a cor como tridimensional (Da Silva et al., 2008). De acordo com Vichi et al. (2011), as propriedades óticas primárias podem ser avaliadas pelo matiz, pelo valor e pelo croma de um objeto:

- Matiz – Trata a cor básica de um objeto podendo ser vermelha, verde ou azul.
- Valor – Trata a quantidade de luz refletida por um objeto, permitindo a distinção entre objetos brancos e cinzentos ou objetos claros e escuros.
- Croma – Trata o grau de saturação de cor presente num objeto, permitindo avaliar a variação de cinzentos sob uma mesma iluminação.

Ainda de acordo com Vichi et al. (2011), as propriedades óticas secundárias dependem do grau de dispersão da luz quando esta incide num objeto e podem ser avaliadas pela opacidade, pela transparência e pela translucidez:

- Opacidade – Trata um objeto que não permite a passagem da luz e que por isso consegue esconder o que por trás dele se encontrar.
- Transparência – Trata um objeto que permite a total passagem de luz em que apenas uma ínfima parte desta luz é refletida.

- Translucidez – É definida pela quantidade de luz que passa por um objeto. Trata uma situação intermédia entre opacidade e transparência.

A percepção da cor, segundo Vichi et al. (2011), pode ainda depender de jogos de luz que criam fenómenos óticos, tais como a opalescência, a fluorescência e o metamerismo:

- A opalescência – Trata a forma como um objeto aparece em tons amarelo-alaranjado quando está sob luz transmitida (direta) e em tons azuis quando está sob luz refletida (indireta).
- A fluorescência – Trata a capacidade dos objetos absorverem a energia ultravioleta e posteriormente emitirem energia no espectro visível.
- O metamerismo – Trata o fenómeno que ocorre quando dois objetos de cores diferentes se apresentam da mesma cor num determinado ambiente e de cores diferentes noutra ambiente.

1.3.5.3. Métodos de leitura da cor

Nos anos 70, Sproull in Vichi et al. (2011) realizou vários estudos acerca da natureza tridimensional da cor e a sua relação com as cores dentárias e concluiu que as escalas de cor existentes não correspondiam à complexidade dos dentes naturais tendo publicado diversos artigos científicos que foram considerados como o *goldstandart* na escolha da cor durante vários anos.

A escala de cor mais utilizada é a Vita que foi proposta em 1956 e consiste em quatro grupos com diferentes matizes em que cada elemento está numerado crescentemente, sendo proporcional ao croma e inversamente proporcional ao valor (Vichi et al., 2011).

De forma a superar as limitações do método visual, nomeadamente a subjetividade do observador, desde o final dos anos 90 têm vindo a ser desenvolvidos aparelhos eletrónicos de leitura da cor, que segundo Da Silva et al. (2008) se dividem, fundamentalmente, em duas categorias:

- Colorímetros – Aparelhos simples e de baixo custo que medem a cor pela utilização de um filtro semelhante ao olho humano.

- Espectrofotômetros – Aparelhos mais complexos que medem com maior precisão a luz transmitida e refletida. Permitem a avaliação individual dos parâmetros da cor e a sua extrapolação para os sistemas disponíveis.

Os métodos eletrônicos de medição de cor, nomeadamente os colorímetros e espectrofotômetros, não substituem o método visual que continua a ser considerado o melhor. Fatores como a textura e polimento superficial, a opacidade, a transparência, a translucidez, o metamerismo, a opalescência e a fluorescência influenciam fortemente a percepção da cor e os métodos eletrônicos são incapazes de os avaliar (Vichi et al., 2011).

1.3.5.4. Espectrofotómetro

No que diz respeito à escolha da cor, o uso de espectrofotómetro é um método preciso que representa uma melhoria de 33% relativamente à observação direta ou com recurso a métodos convencionais de determinação de cor (Chu et al., 2010).

As partes constituintes de um espectrofotómetro são a fonte de emissão de radiação e dispersão de luz, o sistema de medição ótica, o sensor e o sistema de processamento da luz num sinal (Chu et al., 2010).

São vários os espectrofotómetros disponíveis no mercado, entre os quais: o ClearMatch, o CrystalEye, o Easyshade Compact, o Shade-X, o ShadeVision e o SpectroShade Micro (Chu et al., 2010).

1.3.5.4.1. SpectroShade Micro

O SpectroShade Micro é um espectrofotómetro de imagem que combina uma câmara digital com um espectrofotómetro. A iluminação deste aparelho é emitida a um ângulo de 45° e o sensor recebe-a a um ângulo de 0° (45/0), tendo ainda na sua constituição um filtro polarizado que evita a reflexão. Uma vez que tem a capacidade de analisar o dente por inteiro, permita o mapeamento colorimétrico (Chu et al., 2010; Vichi et al., 2011)

*1.3.5.4.2. Sistema CIELab**

Com o aparecimento dos novos modos eletrônicos de medição de cor surgiram também sistemas para essa mesma medição, tais como o CIELuv, o XYZ, o Lch, o RGB, o HSB/HSV e o CIELab*. O sistema CIELab* é muito utilizado para calcular diferenças

de coloração apresentando como desvantagem o facto de não permitir uma comunicação facilitada. Já o sistema HSB/HSV é o eleito no que toca à comunicação da cor. Assim, e embora todos se diferenciem matematicamente, existem fórmulas de conversão entre eles (Vichi et al., 2011; Yamamoto et al., 2012).

Segundo Vichi et al. (2011), o sistema CIELab*, é atualmente considerado como a referência no campo científico. Foi desenvolvido entre 1976 e 1978 e permitiu pela primeira vez a expressão da cor em números, bem como o cálculo de diferença entre duas cores. Para o cálculo desta diferença está estabelecida uma fórmula matemática:

$$\Delta E_{ab} = [(L_1 - L_2)^2 + (a_1 - a_2)^2 + (b_1 - b_2)^2]^{\frac{1}{2}}$$

Este sistema apresenta três coordenadas (Vichi et al., 2011):

Tabela 6 - Coordenadas do sistema CIELab* - Adaptado de Vichi et al. (2011)

Coordenada	Correspondência
L*	Grau de brilho de um objeto
a*	Grau de vermelho/verde
b*	Grau de amarelo/azul

1.3.5.5. Estabilidade de cor

Os materiais restauradores podem sofrer alteração da cor original, quer por descoloração intrínseca quer extrínseca. A estabilidade de cor dos materiais restauradores está dependente da composição desses materiais, do acabamento e do polimento final após a restauração, bem como de hábitos alimentares e de higiene dos doentes, sendo conhecido o potencial de pigmentação de certos alimentos e bebidas (Manojlovic et al., 2016).

Relativamente à descoloração extrínseca, são vários os possíveis fatores causadores da mesma, tais como, o grau de polimerização, o calor, a radiação ultravioleta, a expansão higroscópica ou a pigmentação causada por bebidas e alimentos (Arocha et al., 2013). É sabido que quanto mais hidrofílica for uma determinada resina, maior a sua capacidade de absorver líquidos e os seus solventes (Llena et al., 2016).

Por outro lado, a descoloração intrínseca pode dever-se ao tipo de matriz, à carga e ao tamanho das partículas de carga do material e até ao fotoiniciador incorporado. A descoloração química também tem sido associada à oxidação da amina do acelerador ou da matriz do polímero e à existência dos monómeros de metacrilato livres (Barutçigil & Yildiz, 2012; Arocha et al., 2013; Manojlovic et al., 2016)

1.3.6. Contração de polimerização

1.3.6.1. Importância da contração de polimerização

“O *stress* resultante da reação de polimerização é considerado um dos mais importantes determinantes da falha das restaurações de resina composta” (Bacchi et al., 2015).

De acordo com Ferracane & Hilton (2016), a contração de polimerização foi descrita pela primeira vez em 1967 por Bowen tendo sido mais estudada nos anos 80 por Davidson e Feilzer.

Segundo Ilie & Hickel (2011), complicações como discrepância e pigmentação das margens, fratura e deflexão das cúspides, microinfiltração e cáries secundárias bem como sensibilidade pós-operatória, são problemas possivelmente associados à contração e *stress* de polimerização que ocorre aquando do uso de resinas compostas como material de restauração.

Quando se inicia a reação de polimerização, os monómeros, inicialmente livres, começam a ligar-se entre si, havendo uma diminuição do volume (Bacchi et al., 2015; Nedeljkovic et al., 2015). Segundo Schneider (2010) enquanto estão mantidas as ligações de van der Waals, a distância entre os monómeros é de 4Å e quando estas passam a ligações covalentes o que distancia os monómeros passa a ser 1,5Å, explicando assim a diminuição de volume. À medida que se vão formando as ligações, o módulo de elasticidade aumenta, diminuindo a capacidade de deformação plástica (Schneider et al., 2010; Bacchi et al., 2015).

O *stress* causado por esta redução volumétrica é transferido para as paredes dentárias adjacentes e quando este excede os limites da força adesiva ou da resistência das paredes, pode ocorrer fratura dentária. Por outro lado, este *stress* pode ser continuado, através da tensão residual, que aplica forças ao nível da interface adesiva, que pode também levar à ocorrência de falhas (Ferracane & Hilton, 2016).

A contração de polimerização encontrada na maioria das resinas compostas é cerca de 1 a 6% (Schneider et al., 2010). Idealmente, e devido à hidrofília e conseqüente expansão hidros cópica inerente às resinas compostas, o grau de contração de polimerização não deve ser zero mas sim entre 0,5 e 1% (Ferracane, 2011; Ferracane & Hilton, 2016).

1.3.6.2. Fatores que influenciam a contração de polimerização

Segundo Bacchi et al. (2015), determinados fatores como a reação de polimerização, a composição do material e condições como a integridade da camada adesiva, o fator C e a deformação das paredes da cavidade, são importantes para o *stress* existente na periferia da restauração.

A composição da resina influencia o *stress* causado por esta uma vez que tem um impacto na contração que esta sofre. O peso molecular dos monómeros presentes tem um papel nesta propriedade, uma vez que quando este é maior, a contração é menor. Também os r ácios matriz orgânica/carga e fotoiniciador/resina têm um impacto na contração de polimerização. Para além destes fatores, o tipo de fotoiniciador pode implicar alterações (Schneider et al., 2010).

Segundo Schneider et al. (2010), a combinação da canforoquinona com o fotoiniciador PPD representa uma redução do *stress* da resina. A aplicação do inibidor da polimerização BHT (2,6- di-tert-butil-4-metilfenol) também mostra ter vantagens a este nível.

A inter-relação das propriedades volume de contração, módulo de elasticidade e grau de conversão é notória ao nível do *stress* causado aquando da polimerização (Schneider et al., 2010).

Feilzer et al. (1987), definiram o fator C como sendo o r ácio de paredes aderidas para paredes livres, sendo este proporcional ao *stress* existente, uma vez que havendo maior quantidade de paredes livres, o *stress* de polimerização ocorreria nessas paredes.

Sendo um fator manipulável pela adição de mais ou menos partículas de carga, a contração de polimerização, não depende apenas das características intrínsecas do material mas também da adaptação marginal da restauração (Wang & Chiang, 2016).

1.3.6.3. Redução da contração de polimerização

Dada a importância que uma boa adaptação entre a restauração e o dente tem, as tentativas de reduzir a contração de polimerização têm passado pela modificação da constituição do material e do mecanismo de ativação da reação de polimerização (Schneider et al., 2010).

São conhecidas algumas técnicas que, segundo alguns autores, reduzem o *stress* causado pela contração de polimerização. A polimerização com recurso a intensidades crescentes de luz, a técnica incremental e o uso de materiais *flowable* como *liner* das cavidades são algumas das técnicas que aparentam reduzir o *stress* causado são neste fenómeno (Bacchi et al., 2015).

A técnica incremental tem sido associada a uma redução do *stress* e de deflexão de cúspides, uma vez que o fator C é menor e a polimerização é assegurada em toda a espessura de resina (Schneider et al., 2010).

As resinas *flowable* apresentam um módulo de elasticidade menor e quando utilizadas como *liner* podem atuar absorvendo o *stress* de polimerização de modo a que este não se sinta nas paredes dentárias. Contudo, este conceito é controverso uma vez que também as resinas fluídas têm uma elevada contração de polimerização (Schneider et al., 2010).

A forma de aplicação de luz pode influenciar a contração de polimerização. Têm sido propostos métodos de polimerização com um início lento. No entanto, e uma vez que o *stress* libertado na fase fluída, previamente à vitrificação, não tem impacto nas propriedades do polímero, sendo relevante durante a fase vitrificante, a redução de *stress* final é limitada (Charton et al., 2007).

Segundo Schneider et al. (2010), o recurso ao aquecimento das resinas aumenta a sua viscosidade, aumentando a mobilidade dos radicais livres, potenciando, assim, a polimerização e o grau de conversão.

Perante as desvantagens associadas à contração causada pela polimerização das resinas compostas, têm sido introduzidas novas moléculas na tentativa de a reduzir. Entre essas moléculas encontram-se monómeros como espiro-ortocarbonatos, que levam a uma contração quase nula, resinas à base de epóxi como os siloranos, ácido dímico, que é um monómero de elevado peso molecular, monómeros à base de uretano triciclodecano (TCD) e *ormocers* (Ilie & Hickel, 2011).

- Siloranos - Com origem a partir da reação entre oxiranos (molécula de anel aberto que proporciona baixa polimerização) e siloxanos (molécula hidrofóbica), combina as vantagens de ambas as moléculas que os constituem (Ilie & Hickel, 2011). Schneider (2010) refere ainda que estas moléculas têm a capacidade de se “abrir” de forma a compensar a contração de polimerização.
- Ácido Dímero - Com origem a partir do ácido linoléico, o ácido dímero caracteriza-se por ser um monómero de elevado peso molecular, com poucas ligações duplas e baixa viscosidade. Quando associado a monómeros, estes apresentam um elevado grau de conversão, baixa contração de polimerização, baixa absorção de água, elevada flexibilidade e baixo módulo de elasticidade (Ilie & Hickel, 2011).
- Monómeros à base de Uretano Triciclodecano - Com origem numa reação química de ésteres de ácido de hidroxialquilo(meta)acrílico com disocianatos, mostra-se como um monómero estruturalmente rígido e semelhante ao bisfenol A. Segundo o fabricante, e devido à sua baixa viscosidade, dispensa o uso de solventes que podem causar contração de polimerização (Ilie & Hickel, 2011).
- *Ormocers* - Com origem numa reação sol-gel a partir de alcoxisilanos de uretano e tioeter metacrilatos, são cerâmicas organicamente modificadas com expansão térmica semelhante ao dente, que reduzem a contração de polimerização (Schizas & Karalekas, 2011).

1.4. *Ormocers*

1.4.1. Conceito de *ormocer*

Na tentativa de melhorar o comportamento das resinas compostas relativamente à contração de polimerização e resistência ao desgaste, foram incorporados estes compostos cerâmicos organicamente modificados denominados por *ormocers* (figura 4). Nestes compostos constituídos por longas cadeias, o carbono, normalmente encontrado nos monómeros convencionais, encontra-se substituído por silício (Bottenberg et al., 2009)

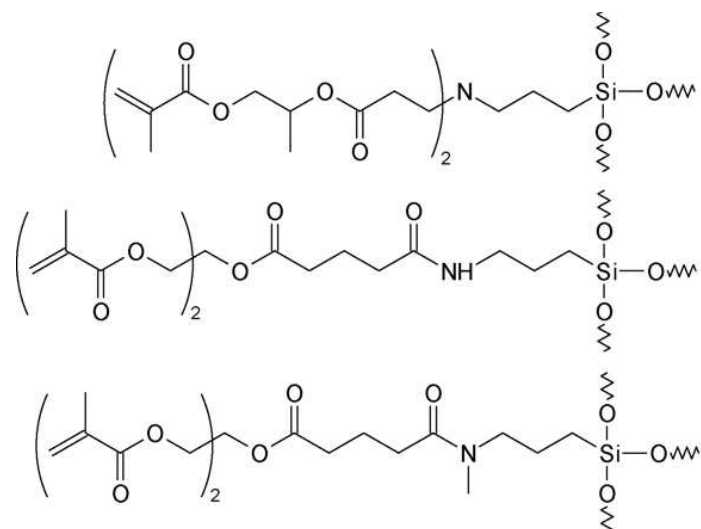


Figura 4 – Estrutura química dos *ormocers* – Retirado de Moszner et al. (2008)

Schmidt (1984) cit in Moszner et al. (2008) introduziu o termo *ormosils* (referente a silicatos organicamente modificados) que foi posteriormente substituído pelo termo *ormocers*.

Os *ormocers* traduzem uma combinação molecular de componentes orgânicos: fase polimérica orgânica e componentes inorgânicos (vidros inorgânicos) através de um processo de solução-gelificação, conhecido por sol-gel, a partir de alcóxidos de metais organofuncionais (Moszner et al., 2008).

Como constituintes estruturais básicos destes compostos fazem parte grupos funcionais, rede de sílica inorgânica, estruturas inorgânicas heteroatómicas e ligações cruzadas orgânicas (Haas & Wolter, 1999).

1.4.2. Síntese dos *ormocers*

Os monómeros precursores para a síntese dos *ormocers* são alcóxidos de silicone, alcóxidos de silicone organicamente modificados, alcóxidos de metais e monómeros orgânicos (Haas & Wolter, 1999).

O processo de síntese destes materiais híbridos tem por base um processo sol-gel a partir da utilização de alcóxissilanos de uretano ou carboxi-metacrilatos (Moszner et al., 2008).

A reação sol-gel responsável pela formação dos componentes inorgânicos dos *ormocers* ocorre primeiro por hidrólise ($\text{SiOR} + \text{H}_2\text{O} \rightarrow \text{SiOH} + \text{ROH}$) seguida de policondensação

($\text{SiOH} + \text{OH} - \text{Si} \rightarrow \text{Si} - \text{O} - \text{Si} + \text{H}_2\text{O}$ e $\text{SiHO} + \text{RO} - \text{Si} \rightarrow \text{Si} - \text{O} - \text{Si} + \text{ROH}$). Numa segunda fase, que ocorre durante a polimerização, ocorre a formação de ligações cruzadas, que dependendo do precursor orgânico utilizado, pode levar à formação de ligações lineares ou tridimensionais (Haas & Wolter, 1999).

1.4.3. Propriedades dos *ormocers*

Segundo Ovsianikov et al. (2007) cit in Schizas & Karalekas (2011), as propriedades dos *ormocers* são altamente influenciáveis pela sua estrutura química.

Os *ormocers* apresentam-se como compostos transparentes, com propriedades duroplásticas, sem porosidades, com uma muito baixa contração de polimerização, resistentes à abrasão, elevada resistência à flexão e biocompatibilidade (Haas & Wolter, 1999).

Autores afirmam que as ligações cruzadas entre os grupos orgânicos e inorgânicos levam a que os *ormocers* apresentem propriedades fantásticas ao nível da estabilidade tanto química como térmica. (Schizas & Karalekas, 2011).

De acordo com Haas & Wolter (1999), os *ormocers* combinam as propriedades dos silicones, polímeros orgânicos, vidros e cerâmicas. Assim, as propriedades de superfície dos elastómeros inerente aos silicones, a resistência dos polímeros e a dureza, estabilidades química e térmica dos vidros e cerâmicas são características atribuídas a estes materiais híbridos.

A redução da contração de polimerização parece estar relacionada com a reação que se dá aquando da polimerização destes materiais: ao mesmo tempo que através de reações de hidrólise e policondensação, os grupos alcoxissilanos dos silanos formam uma cadeia inorgânica Si-O-Si, os grupos metacrilato induzem a polimerização orgânica (Mahmoud et al., 2014).

Segundo Schizas & Karalekas (2011), o coeficiente de expansão térmica dos *ormocers* é muito semelhante àquele apresentado pelo dente, sendo essa a razão apontada pelos autores para a baixa contração de polimerização.

Combinando as características dos seus componentes orgânicos e inorgânicos, os *ormocers* apresentam um elevado potencial quando incorporados nas resinas compostas pela

melhoria que podem apresentar ao nível da contração de polimerização, adaptação marginal e biocompatibilidade (Moszner et al., 2008).

2. Objetivos

O presente estudo tem como objetivos:

1. Avaliar a estabilidade de cor do material de restauração deOrmocer® - Admira® Fusion através do estudo da espectrofotometria.
2. Avaliar a contração de polimerização do material de restauração deOrmocer® - Admira® Fusion, através do estudo da microinfiltração marginal.
3. Avaliar a resistência adesiva do sistema adesivo deOrmocer® - Admira® Bond através do teste de microtração.

2.1. Hipóteses de estudo

Hipótese nula 1 – Não existe uma alteração significativa da cor do material de restauração deOrmocer® - Admira® Fusion quando submetido a soluções corantes.

Hipótese nula 2 – Não existe microinfiltração marginal significativa do material de restauração deOrmocer® - Admira® Fusion.

Hipótese nula 3 – Não existem diferenças significativas da resistência adesiva por microtração do sistema adesivo deOrmocer® - Admira® Bond e o Solobond Plus.

Hipótese alternativa 1 – Existe uma alteração significativa da cor do material de restauração deOrmocer® - Admira® Fusion quando submetido a soluções corantes.

Hipótese alternativa 2 – Existe microinfiltração marginal significativa do material de restauração deOrmocer® - Admira® Fusion.

Hipótese alternativa 3 – Existem diferenças significativas da resistência adesiva por microtração do sistema adesivo deOrmocer® - Admira® Bond e o Solobond Plus.

3. Materiais e Métodos

3.1. Estabilidade da cor do material restaurador Admira® Fusion

Foram utilizadas 60 amostras do material restaurador Admira® Fusion cor A2 (VOCO GmbH, Cuxhaven, Alemanha) (figura 5) em forma de disco com uma dimensão de 10 mm de diâmetro e 2 mm de espessura (figura 6).



Figura 5 – Material Restaurador Admira® Fusion



Figura 6 - Disco de Admira® Fusion

Para a realização das amostras foi utilizada uma matriz metálica interposta em placas de vidro e folhas de acetato (figura 7). Deve ser colocada uma placa de vidro sobreposta por uma folha de acetato na qual assenta a matriz metálica (figura 8). Aplicar o material restaurador Admira® Fusion (VOCO GmbH, Cuxhaven, Alemanha) com recurso a uma espátula de inserção e brunidor esférico, sobrepondo uma nova folha de acetato e placa de vidro, pressionando. As amostras foram fotopolimerizadas individualmente com o fotopolimerizador Optiluz 501 (Kerr, Middleton, WI, EUA), verificando a cada 10 utilizações se a intensidade do aparelho se encontra nos 600 mW/cm^2 com um radiómetro Demetron 100 (Demetron Research Corporation, Danbury, EUA). Após a remoção das amostras da matriz, foram removidos os excessos utilizando um disco de polimento.



Figura 7 – Esquema representativo da disposição da placa de vidro (1), matriz metálica (2) e folha de acetato (3)



Figura 8 – Matriz metálica

As amostras foram divididas, aleatoriamente, em cinco grupos com doze discos cada, n=12, e colocadas em frascos individuais (tabela 7):

Grupo A – Submersão em vinho tinto






Grupo B – Submersão em café

Grupo C – Submersão em coca-cola

Grupo D – Submersão em saliva artificial

Grupo E – Submersão em chá preto

Tabela 7 – Grupos do teste de estabilidade de cor

	
<p>Grupo A – Vinho Tinto (Cruzes, S. A., Espanha)</p>	<p>Grupo B – Café (Delta, Campo Maior, Portugal)</p>
	
<p>Grupo C – Coca-cola (The Coca-Cola Company, Atlanta, EUA)</p>	<p>Grupo D – Saliva Artificial (Fusayama et al., 1963)</p>
	
<p>Grupo E – Chá Preto (Tetley, Greenford Middlesex, Inglaterra)</p>	

Para a medição inicial da cor, foi criada uma base em silicone Elite HD+ (Zhermack Clinical, Rovigo, Itália) (figura 9) que mantém o frasco na mesma posição permitindo, assim, condições de medição semelhantes (luz, inclinação e meio envolvente) entre amostras. As condições no frasco devem recriar aquelas presentes na cavidade oral, nomeadamente, no que diz respeito à gengiva, pontos de contacto e dentes adjacentes. Para esse efeito e de forma a fixá-las, as amostras foram colocadas no frasco utilizando plasticina da cor da gengiva (figura 10). As medições foram feitas com o frasco e a base numa caixa preta evitando alterações de luz (figura 11).



Figura 9 – Base em silicone na caixa preta



Figura 10 – Frasco



Figura 11 – Frasco e base de silicone na caixa preta

Entre cada leitura o aparelho de medição da cor SpectroShade Micro Optic (MHT Optic Research, Niederhasli, Suíça) (figura 12) foi calibrado para a cor branca (figura 13) e para a cor verde (figura 14), utilizando os controlos na base do mesmo.



Figura 12 – SpectroShade Micro Optic



Figura 13 – Calibração para a cor branca



Figura 14 – Calibração para a cor verde

Para realizar a leitura da cor, o aparelho foi aproximado da amostra, podendo surgir uma linha horizontal de cor vermelha, laranja ou verde. O registo foi feito quando a linha horizontal se apresentou de cor verde.

Foi realizada uma medição por amostra e seleccionados os dados referentes ao sistema CIE L^*a^*b (figura 15). Após a recolha das medições, as amostras foram armazenadas em água destilada à temperatura ambiente até submersão nas soluções.

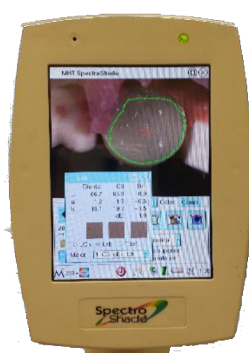


Figura 15 – Medição no sistema CIE L^*a^*b

As soluções foram preparadas segundo as instruções do fabricante (tabela 8) e as amostras foram submersas de acordo com os seguintes grupos: Grupo A - Vinho tinto; Grupo B -

Café; Grupo C - Coca-cola; Grupo D - Saliva artificial e Grupo E - Chá preto, e armazenadas durante 15 dias numa estufa Memmert INE 400 (Memmert GmbH, Schwabach, Alemanha) a 37°C (figura 16). As soluções foram trocadas diariamente. Na tabela 8 estão indicadas as instruções de preparação das soluções café e chá.

Tabela 8 – Instruções de preparação das soluções café e chá

Solução	Fabricante	Preparação segundo as instruções do fabricante
Café	Delta (Campo Maior, Portugal)	Dissolver uma ou duas colheres de café por cada chávena de café
Chá preto	Tetley (Greenford Middlesex, Inglaterra)	Colocar uma saqueta numa chávena de chá de água à temperatura de 100° C



Figura 16 – Estufa Memmert INE 400

Após este período, as amostras foram lavadas com água destilada e foi realizada nova medição da cor utilizando a mesma metodologia que na medição inicial.

3.2. Microinfiltração do material restaurador Admira® Fusion

Foram utilizados 20 dentes hígidos humanos, sem cáries e/ou restaurações, extraídos por motivos periodontais e/ou ortodônticos e cedidos pelo Banco de Dentes Humanos (BDH) da Clínica Dentária Universitária Egas Moniz (CDUEM). Todos os doentes assinaram o consentimento informado aprovado pela Comissão de Ética da Cooperativa de Ensino Superior Egas Moniz (Anexo 2).

Após a exodontia, os dentes foram limpos, utilizando 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).

Até à sua utilização, as amostras foram armazenadas em água destilada a uma temperatura de 4°C. Apenas foram utilizados dentes com data de extração anterior a 6 meses.

Foram efetuadas duas preparações cavitárias de classe V de Black em cada dente, nas suas faces vestibular e lingual, com as dimensões de 4 mm no sentido cervico-oclusal, 3 mm no sentido mesio-distal e 2,5 de profundidade. De forma a calibrar as dimensões das cavidades, inicialmente foi desenhado, nas superfícies dentárias, o contorno da cavidade com caneta de acetato (figura 17) e de seguida foram efetuadas as cavidades com broca diamantada esférica FG 025 (Komet Dental, Lemgo, Alemanha) (figura 18), de forma a controlar a profundidade das mesmas. Todas as cavidades foram executadas pelo mesmo operador.



Figura 17 – Contorno da cavidade classe V desenhado no dente



Figura 18 – Broca diamantada esférica 025

Na tabela 9 está indicada a composição, lote e instruções do fabricante dos materiais utilizados no estudo.

Tabela 9 – Composição, lote e instruções de utilização dos materiais utilizados no teste da microinfiltração

Produto	Composição	Lote	Instruções do fabricante	
Admira® Fusion (VOCO GmbH, Cuxhaven, Alemanha)	Matriz orgânica: ormocer, Bis-GMA, UDMA, TEGMA Carga (56% em volume e 79% em peso): micropartículas vítreas SiO ₂	1548352	<ul style="list-style-type: none"> • Aplicar em camadas com uma espessura máxima de 2 mm, adaptar com instrumentos adequados • Fotopolimerizar durante 20 segundos a uma intensidade de 600 mW/cm² 	
Solobond Plus (VOCO GmbH, Cuxhaven, Alemanha) (<i>Etch and Rinse</i> de três passos)	Vococid Gel	Ácido ortofosfórico a 35%	<ul style="list-style-type: none"> • Aplicar no esmalte durante 30 segundos e na dentina durante 15 segundos • Lavar com jato de água e secar o excesso de água com jato de ar 	
	<i>Primer</i>	Ácido maleico, metacrilatos hidrofílicos, monómeros polifuncionais, acetona, água	1524452	<ul style="list-style-type: none"> • Aplicar ativamente na superfície da dentina humedificada durante 30 segundos utilizando um <i>microbrush</i> descartável • Secar os excessos com jato de ar
	Adesivo	HEMA, monómeros polifuncionais	1524453	<ul style="list-style-type: none"> • Aplicar ativamente no esmalte e dentina durante 15 segundos utilizando um <i>microbrush</i> descartável • Uniformizar com jato de ar leve • Fotopolimerizar durante 20 segundos a uma intensidade de 600 mW/cm²

Após a preparação das amostras, foi aplicado o sistema adesivo, segundo as instruções do fabricante (tabela 9). Foi aplicado o ácido ortofosfórico a 35% Vococid Gel (VOCO GmbH, Cuxhaven, Alemanha) (figura 19) no esmalte (figura 20) e na dentina (figura 21). Passado o tempo estipulado ao condicionamento ácido, foi lavado com jato ar-água e eliminado o excesso de água com jato de ar.



Figura 19 – Vococid Gel



Figura 20 – Condicionamento ácido ao esmalte



Figura 21 – Condicionamento ácido à dentina

Aplicar, com *microbrush*, o *primer* do sistema adesivo Solobond Plus (VOCO GmbH, Cuxhaven, Alemanha) (figura 22) na dentina (figura 23).



Figura 22 – Componente *primer* do sistema Solobond Plus



Figura 23 – Aplicação do *primer* na dentina

Aplicar, com microbrush, o adesivo do sistema adesivo Solobond Plus (VOCO GmbH, Cuxhaven, Alemanha) (figura 24) no esmalte e na dentina (figura 25).



Figura 24 – Componente adesivo do sistema adesivo Sobobond Plus



Figura 25 – Aplicação do adesivo no esmalte e dentina

As cavidades foram restauradas de acordo com as instruções descritas na tabela 9 com incrementos de 2 mm de material restaurador de Ormocer® Admira® Fusion (VOCO GmbH, Cuxhaven, Alemanha) (figura 5), tendo o material sido condensado com brunidor esférico. O material foi fotopolimerizado durante 20 segundos com uma intensidade de 600 mW/cm², utilizando o fotopolimerizador Optiluz 501 (Kerr, Midleton, WI, EUA) (figura 26). A intensidade do fotopolimerizador foi controlada com recurso ao radiômetro Demetron 100 (Demetron Research Corporation, Danbury, EUA), a cada 10 utilizações.



Figura 26 – Cavidade classe V restaurada com Admira® Fusion

Após finalizadas, todas as restaurações foram polidas com discos de polimento e borracha de polimento de compósito.

As amostras foram divididas, aleatoriamente, em dois grupos com dez dentes, n=10:

Grupo A – Microinfiltração marginal após as 24h

Grupo B – Microinfiltração marginal após 500 ciclos de termociclagem

As amostras foram armazenadas, em água destilada, durante 24 horas a uma temperatura de 37°C na estufa Memmert INE 400 (Memmert GmbH, Schwabach, Alemanha) (figura 16).

Passadas as 24 horas na estufa, as amostras do grupo B foram sujeitas a 500 ciclos de termociclagem de 30 segundos a 5°C e 55°C no termociclador (ARALAB, Parede, Portugal) (figura 27).



Figura 27 – Termociclador ARALAB

Após o período de espera correspondente a cada grupo, as amostras foram secas com jato de ar e cobertas de verniz em todas as suas superfícies, exceto na área da restauração e 1 mm em redor desta.

As amostras foram submersas em fucsina básica a 0,5% durante 24 horas e armazenadas na estufa Memmert INE 400 (Mettler GmbH, Schwabach, Alemanha), a 37°C (figura 28). Passadas as 24 horas, as amostras foram lavadas em água corrente.



Figura 28 – Submersão em fucsina básica a 0,5%

Após serem fixados ao suporte acrílico com cera colante (Sticky Wax, Kemdent, Wiltshire, Inglaterra) os dentes foram seccionados com recurso ao micrótomo de tecidos duros Accutom-50 (Struers, Ballerup, Dinamarca) (figura 29) com um único corte no sentido longitudinal. Foi efetuado um corte ao nível da linha média da restauração (figura 30).



Figura 29 – Micrótomo de tecidos duros Accutom-50

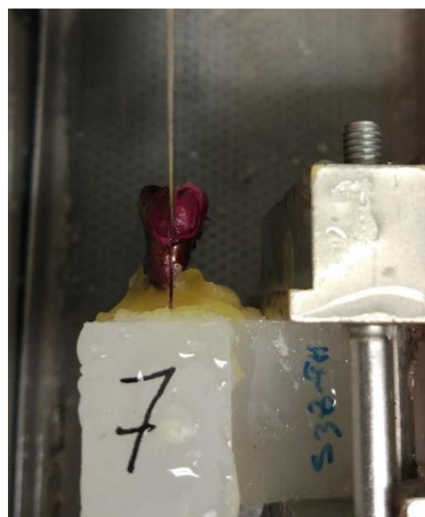


Figura 30 – Corte longitudinal na linha média da restauração

As amostras foram, individualmente, analisadas em lupa estereoscópica Leica ATC2000 (Leica Microsystems, Buffalo, EUA) (figura 31) em ampliação de 20x e classificadas consoante o nível de penetração do corante, segundo a norma ISO/TS 11405 (2015) em (tabela 10):

Tabela 10 – Classificação do nível de penetração do corante

Classificação	Descrição
0	Não existiu penetração do corante
1	Existiu penetração do corante ao nível do esmalte
2	Existiu penetração do corante ao nível da dentina sem atingir a parede pulpar da restauração
3	Existiu penetração do corante incluindo a parede pulpar da restauração



Figura 31 – Lupa Estereoscópica Leica ATC2000

3.3. Resistência adesiva por microtração do sistema adesivo Admira® Bond

Foram utilizados 12 dentes hígidos humanos, sem cáries e/ou restaurações, extraídos por motivos periodontais e/ou ortodônticos e cedidos pelo Banco de Dentes do ISCSEM. Todos os doentes assinaram o consentimento informado aprovado pela Comissão de Ética da Cooperativa de Ensino Superior Egas Moniz (Anexo 2).

Após a exodontia, os dentes foram limpos, utilizando 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).

Até à utilização das amostras, estas foram armazenadas em água destilada a uma temperatura de 4°C. Apenas foram utilizados dentes com data de extração anterior a 6 meses.

De forma a preparar as amostras e após os dentes serem fixados ao suporte acrílico com cera colante (Sticky Wax, Kemdent, Wiltshire, Inglaterra), foram efetuados dois cortes com recurso ao micrótomoto de tecidos duros Accutom-50 (Struers, Ballerup, Dinamarca) (figura 29), perpendiculares ao longo eixo do dente, um ao nível das cúspides, expondo a dentina superficial, e o outro ao nível da furca, separando as raízes da coroa e expondo a câmara pulpar (figura 32).

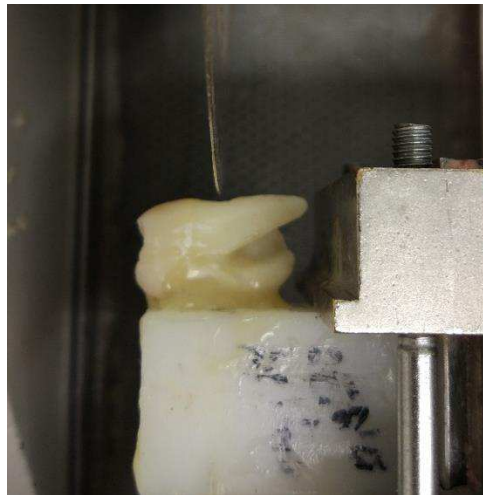


Figura 32 – Corte transversal ao nível da furca

Em seguida, foi removido o tecido pulpar da câmara pulpar com recurso a um escavador de dentina cujo espaço foi preenchido com cola de cianoacrilato (Würth, Künzelsau, Alemanha).

De seguida, e de forma a simular a formação de *smear layer* (figura 34) e remover as ilhotas de esmalte remanescentes, as amostras foram polidas com lixa de carboneto de silício (SiC) de 600-grit (Buehler Ltd, Lake Bluff, IL, EUA), na máquina de polir LaboPol-4 (Struers, Ballerup, Dinamarca) (figura 33) durante 60 segundos sob água corrente.



Figura 33 – Máquina de polir LaboPol-4

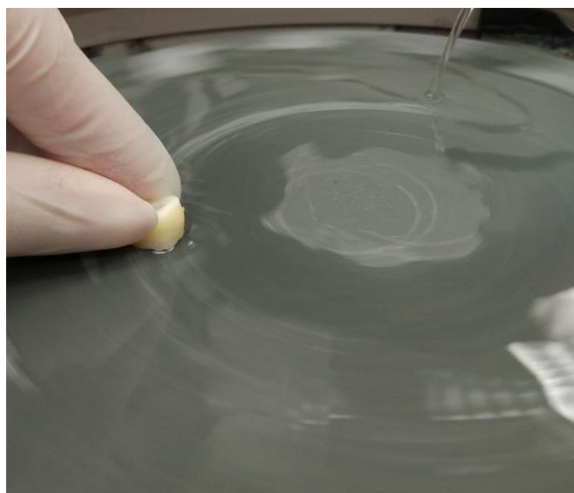


Figura 34 – Formação de *smear layer* com lixa de SiC

Terminada esta fase, as amostras foram, aleatoriamente, divididas em quatro grupos com três dentes cada, $n=3$, correspondentes aos adesivos estudados e ao tipo de envelhecimento efetuado:

Grupo A - Resistência adesiva do sistema adesivo Admira® Bond após 24h

Grupo B - Resistência adesiva do sistema adesivo Admira® Bond após 10 000 ciclos de termociclagem

Grupo C - Resistência adesiva do sistema adesivo Solobond Plus após 24h

Grupo D - Resistência adesiva do sistema adesivo Solobond Plus após 10 000 ciclos de termociclagem

Após a preparação das amostras, foi aplicado o sistema adesivo designado para cada grupo seguindo as instruções do fabricante (tabelas 9 e 11).

Tabela 11 - Composição, lote e instruções de utilização dos materiais utilizados no teste da resistência adesiva por microtração

Produto		Composição	Lote	Instruções do fabricante
Admira® Bond (VOCO GmbH, Cuxhaven, Alemanha) <i>(Etch and Rinse de dois passos)</i>	Vococid Gel	Ácido ortofosfórico a 35%	1532531	<ul style="list-style-type: none"> • Aplicar no esmalte durante 30 segundos e na dentina durante 15 segundos • Lavar com jato de água e secar o excesso de água com jato de ar
	Admira Bond	Acetona, ormocer, dimetacrilatos, metacrilato polifuncional, iniciadores, estabilizador	1546541	<ul style="list-style-type: none"> • Aplicar ativamente no esmalte e dentina durante 30 segundos utilizando um <i>microbrush</i> descartável • Uniformizar com jato de ar leve • Fotopolimerizar durante 20 segundos a uma intensidade de 600 mW/cm²
Filtek Z250 (3M, St. Paul, MN, EUA)		Matriz orgânica: bis-GMA, UDMA, TEGMA, bis-EMA Carga: zircônio, sílica	N564756	<ul style="list-style-type: none"> • Aplicar em camadas com uma espessura máxima de 2,5 mm, adaptar com instrumentos adequados • Fotopolimerizar durante 20 segundos a uma intensidade de 600 mW/cm²

Foi aplicado o ácido ortofosfórico a 35% Vococid Gel (VOCO GmbH, Cuxhaven, Alemanha) (figura 19) no esmalte (figura 35) e na dentina (figura 36).



Figura 35 – Condicionamento ácido ao esmalte



Figura 36 – Condicionamento ácido à dentina

Nas amostras dos grupos A e B, foi aplicado, segundo as instruções do fabricante (tabela 11), o sistema adesivo Admira®Bond (VOCO GmbH, Cuxhaven, Alemanha) (figura 37 e figura 38). Foi utilizado o fotopolimerizador Optiluz 501 (Kerr, Midleton, WI, EUA) verificando a cada 10 utilizações se a intensidade deste se encontrava nos 600 mW/cm² com um radiômetro Demetron 100 (Demetron Research Corporation, Danbury, EUA).



Figura 37 – Sistema adesivo Admira® Bond

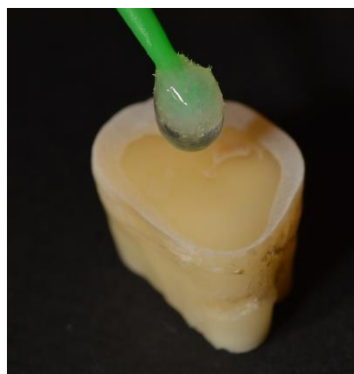


Figura 38 – Aplicação do sistema adesivo no esmalte e dentina

Nas amostras dos grupos C e D, foi aplicado o sistema adesivo Solobond Plus (VOCO GmbH, Cuxhaven, Alemanha) (figura 39) começando pela aplicação do *primer* na dentina (figura 40), seguida pela aplicação do adesivo no esmalte e na dentina (figura 41). Foi utilizado o fotopolimerizador Optiluz 501 (Kerr, Midleton, WI, EUA) verificando a

cada 10 utilizações se a intensidade deste se encontrava nos 600 mW/cm² com um radiómetro Demetron 100 (Demetron Research Corporation, Danbury, EUA).



Figura 39 – Sistema adesivo Solobond Plus



Figura 40 – Aplicação de primer na dentina

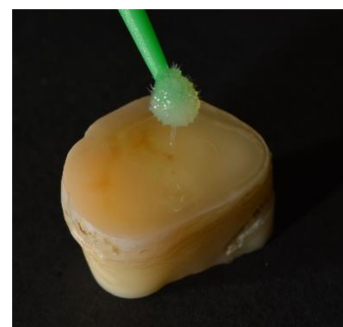


Figura 41 – Aplicação de adesivo no esmalte e dentina

Foram construídos blocos de resina, sobre o sistema adesivo utilizando de resina composta Filtek Z250 (3M, St. Paul, MN, EUA) (figura 42) até ser atingida uma altura de 6 a 8 mm (figura 43). Cada incremento foi fotopolimerizado durante 20 segundos com o fotopolimerizador Optiluz 501 (Kerr, Midleton, WI, EUA) verificando a cada 10 utilizações se a intensidade deste se encontrava nos 600 mW/cm² com um radiómetro Demetron 100 (Demetron Research Corporation, Danbury, EUA) (tabela 11).



Figura 42 – Resina composta Filtek Z250



Figura 43 – Bloco de resina

As amostras dos grupos A e C foram armazenadas em água destilada a 37°C durante 24 horas numa estufa Memmert INE 400 (Mettler GmbH, Schwabach, Alemanha) (figura 16).

As amostras dos grupos B e D foram colocadas no termociclador (ARALAB, Parede, Portugal) (figura 27) tendo sido efetuados 10000 ciclos de 30 segundos a 5°C e 55°C.

Após o tempo de envelhecimento, as amostras foram fixadas ao suporte acrílico utilizando cera colante (Sticky Wax, Kement, Wiltshire, Inglaterra) e colocadas no micrótopo de tecidos duros Accutom-50 (Struers, Ballerup, Dinamarca) (figura 29) onde foram sujeitas a cortes múltiplos, nos eixos X e Y (figura 44), de forma a obter palitos com secção transversal de $1\pm 0,2\text{ mm}^2$. De forma a individualizar os palitos, foi efetuado um corte único transversal (figura 45).

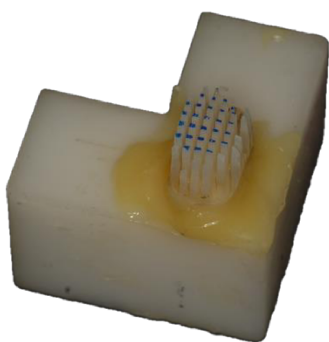


Figura 44 – Cortes múltiplos distanciados 1 mm nos eixos X e Y



Figura 45 – Corte transversal

Os palitos foram medidos na zona de interface resina/dente com recurso a uma craveira digital (Maachi, Digital Caliper, BS Pyromatic, Índia), em ambos os sentidos de forma a determinar a área de interface adesiva. Entre procedimentos, os palitos foram guardados sobre uma compressa humedecida com água destilada para evitar a desidratação.

As amostras foram, então, coladas pelas suas extremidades a jigs de aço inoxidável utilizando cola de cianoacrilato (Zapit, Dental Ventures of America, Corona, CA, EUA) (figura 46) e efetuados os testes de microtração a uma velocidade de 0,5 mm/minuto até ocorrer fratura.

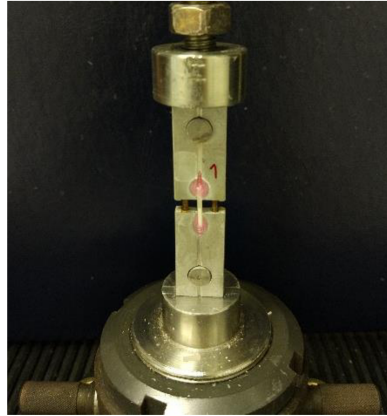


Figura 46 – Fixação dos palitos aos jigs com cola de cianoacrilato

Os resultados correspondentes às forças das fraturas foram registados para cálculo da força adesiva em MPa e imediatamente após a fratura, as amostras foram analisadas na lupa estereoscópica Leica ATC2000 (Leica Microsystems, Buffalo, EUA) (figura 31) em ampliação de 40x e classificadas segundo o tipo de fratura em fratura adesiva, fratura coesiva em dentina, fratura coesiva em resina ou fratura mista.



Figura 47 – Máquina de testes universal

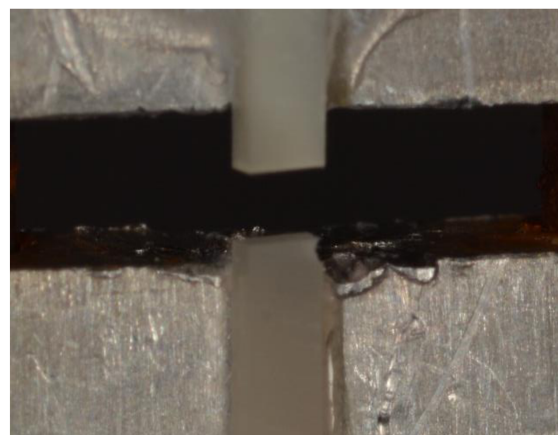


Figura 48 – Fratura do palito

3.4. Análise estatística

Os resultados obtidos foram submetidos a análise estatística através do programa estatístico SPSS® versão 22 (IBM Corporation, Nova Iorque, EUA), de forma a verificar se as diferenças entre os grupos em estudo se revelavam estatisticamente significativas.

No que respeita à estabilidade de cor, compararam-se os cinco grupos sujeitos a tratamentos diferentes (códigos 1 a 5) mediante aplicação da ANOVA one-way. Previamente, validou-se o pressuposto da normalidade da distribuição da variável dependente (ΔE_{ab}) em cada um dos cinco subgrupos, mediante aplicação do teste de Shapiro-Wilk ($p > 0.05$), constatando-se heterogeneidade de variâncias, de acordo com o teste de Levene ($p < 0.001$). No entanto, esta heterocedasticidade não impede a aplicação da ANOVA porque os grupos têm igual dimensão. Posteriormente, foram realizadas comparações post-hoc pela aplicação do teste de Tamhane's para casos de heterocedasticidade.

Para a comparação dos resultados obtidos no teste da microinfiltração marginal, foi aplicado o teste de Mann-Whitney.

Relativamente à resistência adesiva, aplicou-se a ANOVA two-way para avaliar o efeito do tipo de adesivo e do tempo na resistência adesiva do material. Previamente à ANOVA, validou-se o pressuposto da homogeneidade de variâncias mediante aplicação do teste de Levene ($p = 0.079$).

4. Resultados

No gráfico da figura 49 estão representados os resultados do teste ANOVA one-way, comparando os cinco grupos sujeitos a diferentes tratamentos.

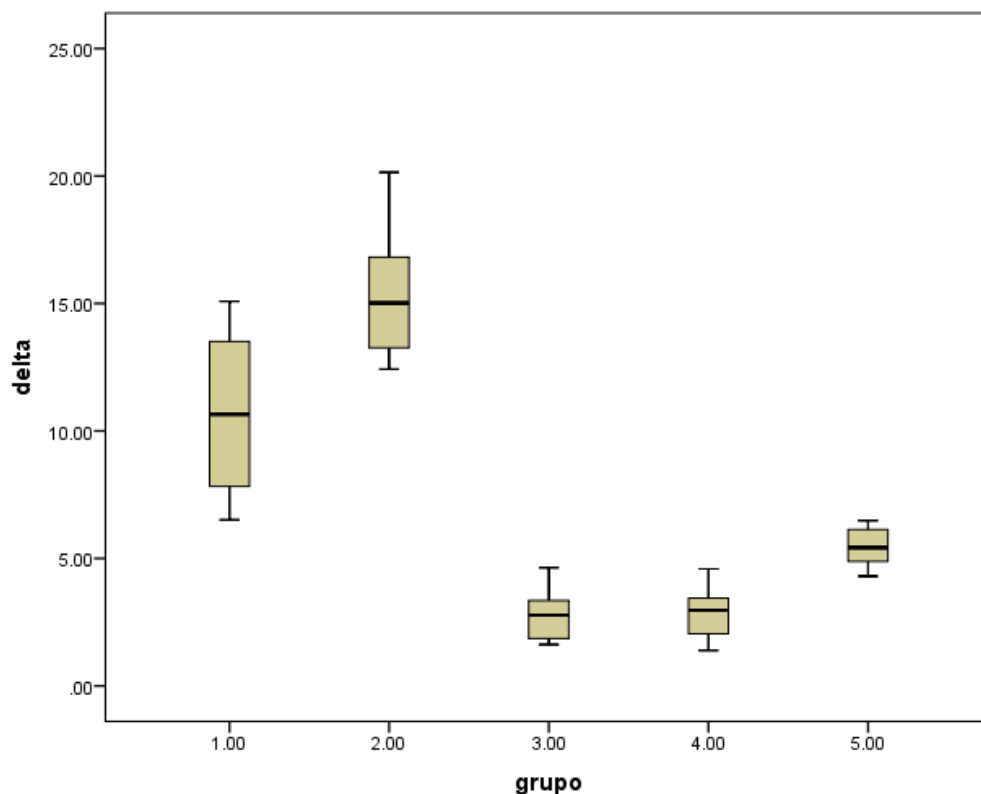


Figura 49 – Gráfico dos valores de ΔE_{ab} nos cinco grupos sujeitos a tratamentos diferentes

A ANOVA mostra existirem diferenças significativas na estabilidade de cor, tal como medida pela variável ΔE_{ab} , entre os 5 grupos considerados ($p < 0.001$), tendo-se procedido às comparações post-hoc mediante aplicação do teste de Tamhane's para casos de heterocedasticidade (Tabelas 12 e 13).

Tabela 22 – Análise ANOVA da estabilidade de cor

	Soma dos quadrados	df	Médias quadradas	F	Sig.
Entre grupos	1440.017	4	360.004	105.971	.000
Dentro do grupo	186.846	55	3.397		
Total	1626.863	59			

Tabela 13 – Comparações múltiplas dos valores de ΔE_{ab} entre os cinco grupos – Tamhane

(I) Grupo	(J) Grupo	Diferença das médias (I-J)	Desvio padrão	Sig.
1.00	2.00	-4.72646*	1.10197	.003
	3.00	7.85478*	.89532	.000
	4.00	7.80856*	.88700	.000
	5.00	5.20772*	.87191	.001
2.00	1.00	4.72646*	1.10197	.003
	3.00	12.58124*	.76440	.000
	4.00	12.53502*	.75464	.000
	5.00	9.93418*	.73685	.000
3.00	1.00	-7.85478*	.89532	.000
	2.00	-12.58124*	.76440	.000
	4.00	-.04622	.39591	1.000
	5.00	-2.64706*	.36084	.000
4.00	1.00	-7.80856*	.88700	.000
	2.00	-12.53502*	.75464	.000
	3.00	.04622	.39591	1.000
	5.00	-2.60084*	.33967	.000
5.00	1.00	-5.20772*	.87191	.001
	2.00	-9.93418*	.73685	.000
	3.00	2.64706*	.36084	.000
	4.00	2.60084*	.33967	.000

*A diferença das médias é significativa ao nível de 0,05.

Como se pode ver na figura 50, verificou-se que:

- Os valores de ΔE_{ab} do grupo 1 (Vinho tinto) são estatisticamente semelhantes aos dos grupos 2 (Café) e 5 (Chá preto).
- Os valores de ΔE_{ab} são significativamente mais elevados no grupo 2 (Café) do que nos grupos 3 (Coca-cola), 4 (Saliva artificial) e 5 (Chá preto).
- Os grupos 3 (Coca-cola) e 4 (Saliva artificial) são estatisticamente semelhantes entre si e diferentes dos restantes grupos.
- No grupo 5 (Chá preto), este parâmetro está também significativamente aumentado relativamente aos grupos 3 (Coca-cola) e 4 (Saliva artificial).

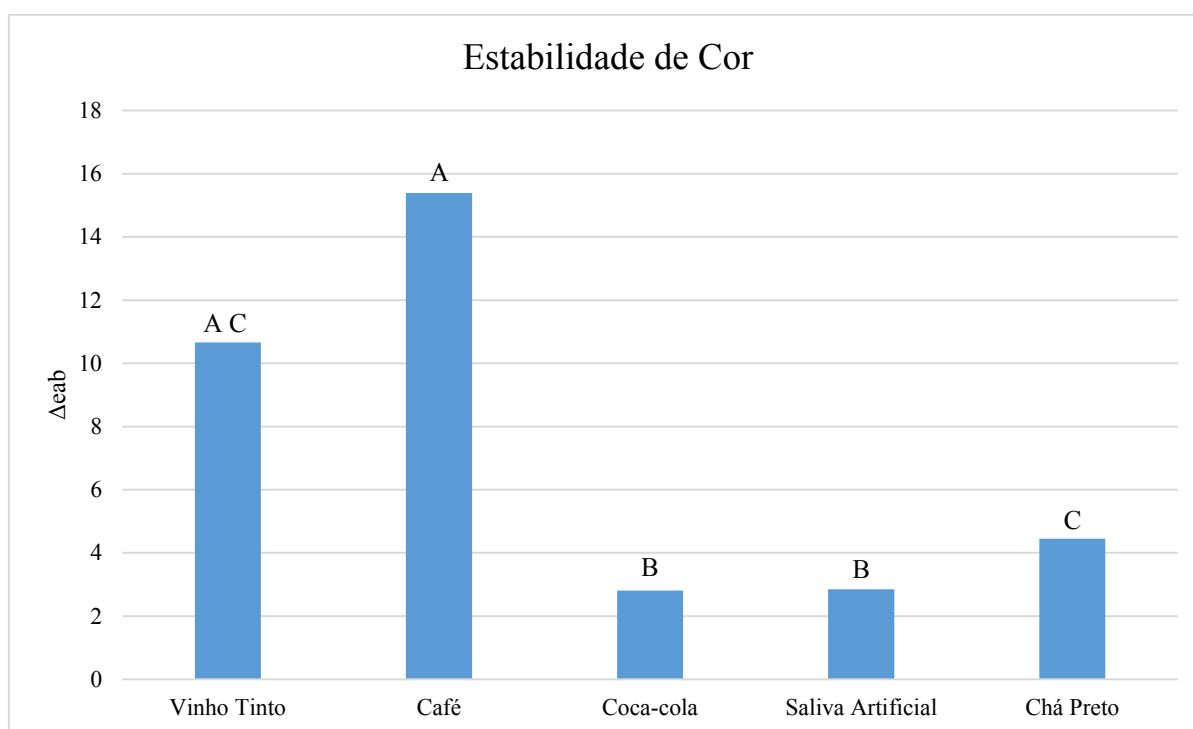


Figura 50 – Gráfico da distribuição do ΔE_{ab} por grupos. Valores com diferentes letras apresentam diferenças estatísticas significativas ao nível de $p < 0,001$

Relativamente à microinfiltração marginal, compararam-se os 2 grupos sujeitos a tratamentos diferentes (1 - 24h; 2 - 500 ciclos) no que respeita ao nível de infiltração, sendo esta definida como uma variável ordinal no teste de Mann-Whitney aplicado. De acordo com os resultados obtidos (tabela 14) não se detetam diferenças significativas entre grupos no que respeita ao nível de microinfiltração.

Tabela 14 – Teste de Mann-Whitney relativamente à microinfiltração marginal

	Microinfiltração marginal
Mann-Whitney U	32.000
Wilcoxon W	47.000
Z	-1.109
Asymp. Sig. (2-tailed)	.267
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	.363

A distribuição dos níveis de microinfiltração dos grupos 1 (microinfiltração às 24h) e 2 (microinfiltração após 500 ciclos) estão representadas nos gráficos das figuras 51 e 52, respetivamente.

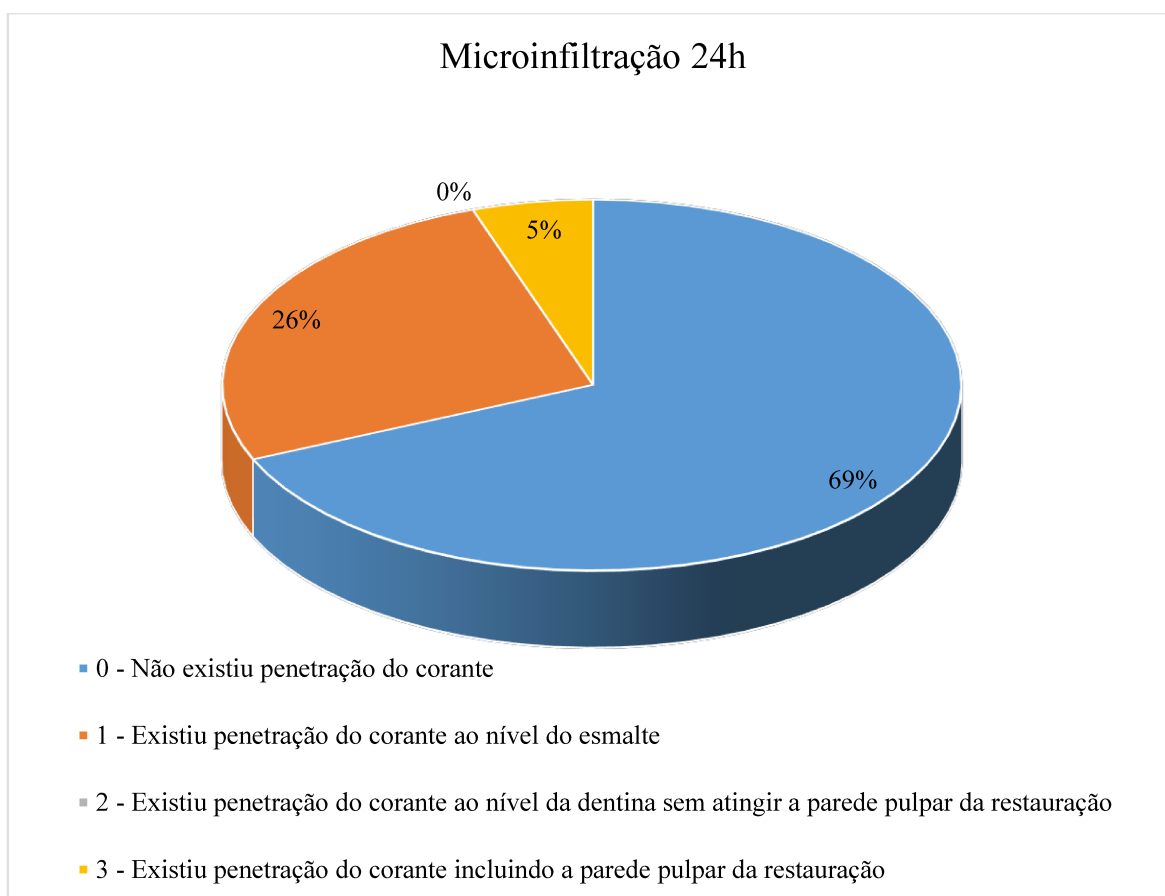


Figura 51 – Gráfico da distribuição da microinfiltração marginal às 24h

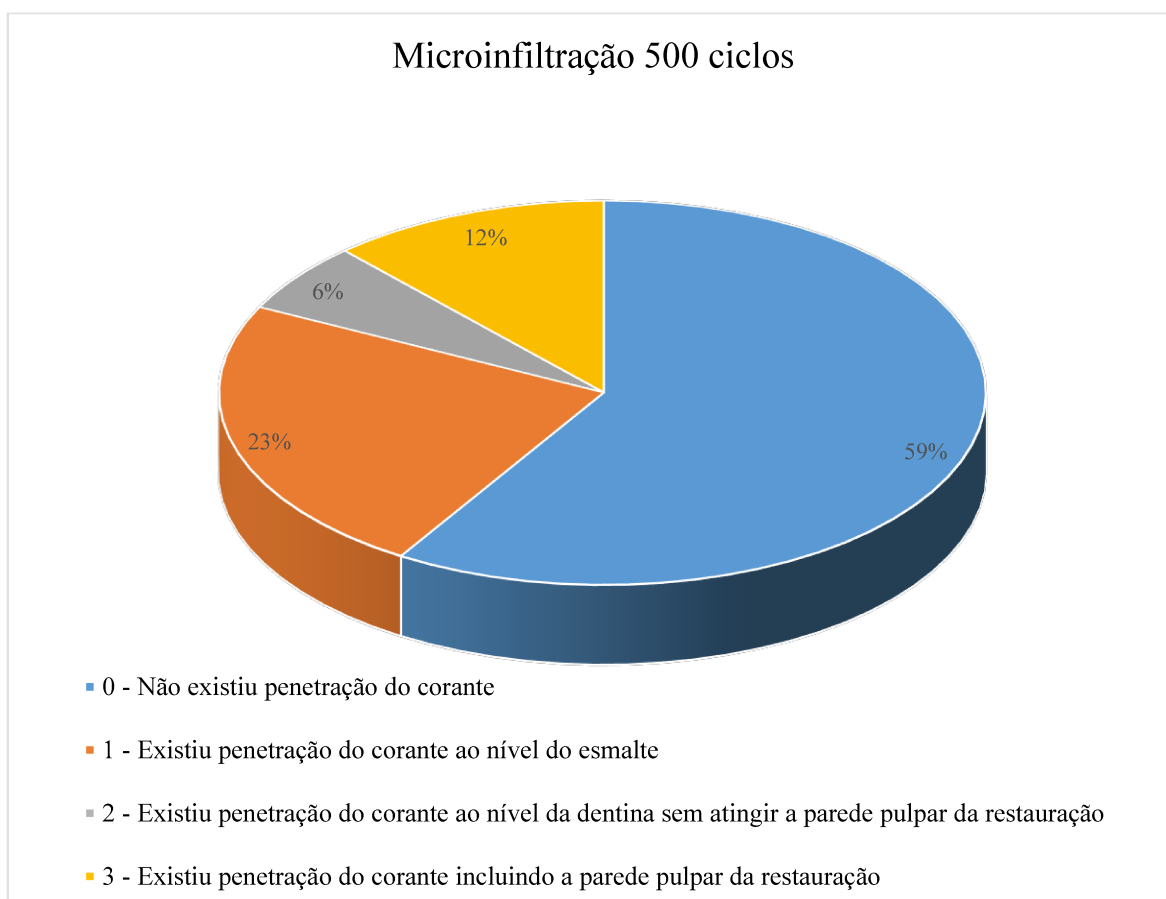


Figura 52 – Gráfico da distribuição da microinfiltração marginal após 500 ciclos de termociclagem

Os valores médios da resistência (MPa) são os que constam na tabela 15.

Tabela 15 – Estatística descritiva por adesivo e tempo

Adesivo	Tempo	Média	Desvio padrão	Intervalo de confiança 95%	
				Limite inferior	Limite superior
1.00	1.00	26.201	1.141	23.953	28.449
	2.00	21.626	1.116	19.428	23.824
2.00	1.00	29.737	1.208	27.357	32.117
	2.00	24.423	1.169	22.121	26.725

Os resultados da ANOVA estão representados na figura 53 e mostram o seguinte:

- Não existe interação entre o tipo de adesivo e o tempo ($p = 0.750$), pelo que os efeitos de cada um destes fatores sobre a resistência são independentes.
- O adesivo Solobond Plus apresenta resistência adesiva significativamente superior à do adesivo Admira® Bond ($p = 0.007$).
- A resistência adesiva às 24h é significativamente superior àquela apresentada após termociclagem ($p < 0.001$).

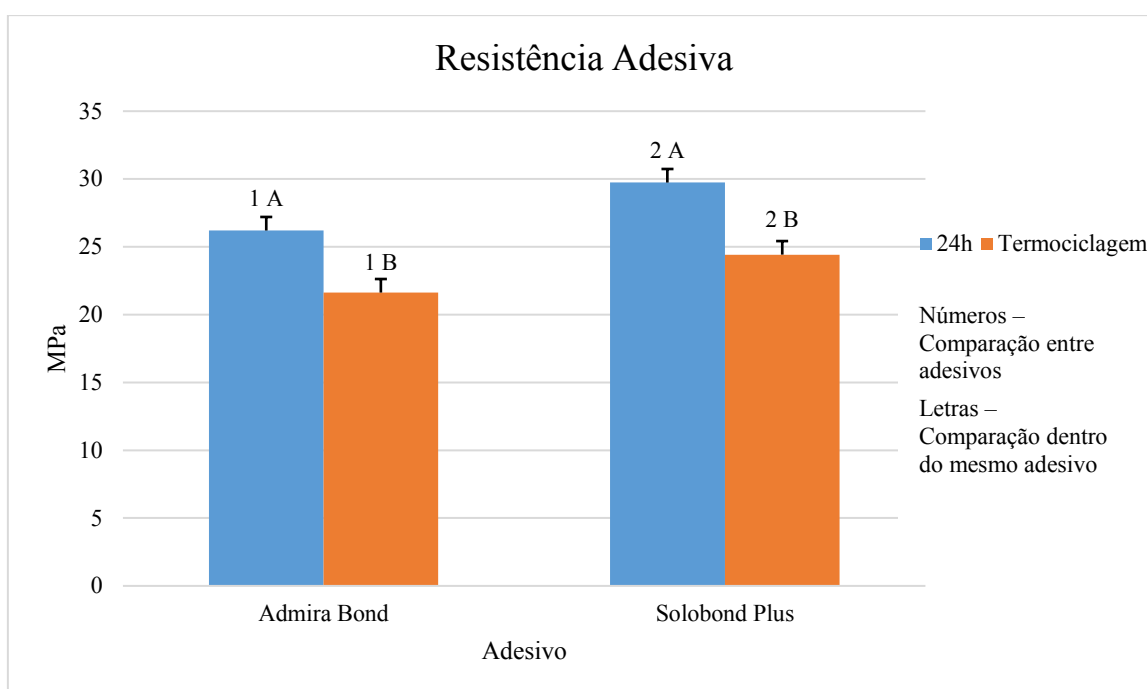


Figura 53 – Gráfico da resistência adesiva dos diferentes adesivos utilizados e respetivo envelhecimento. Valores com diferentes números ($p = 0.007$) e letras ($p < 0.001$) apresentam diferenças estatísticas significativas.

5. Discussão

Cada vez mais são utilizadas as resinas compostas como material restaurador, não só pela estética que apresentam como pela relação custo-efetividade no que toca à reparação dos tecidos dentários, acrescentando o facto de serem utilizadas associadas a técnicas adesivas minimamente invasivas que conferem resistência e boa retenção a essas restaurações (Ferracane & Hilton, 2016).

Bergen (1985) cit in Paravina (2009) afirmou que “a cor não é importante no sucesso fisiológico de uma restauração dentária sendo, no entanto, um fator preponderante na aceitação geral por parte do doente”. O desejo dos doentes tem crescido cada vez mais no sentido da estética e não apenas na funcionalidade, fazendo com que a estabilidade da cor dos materiais de restauração perante as condições da cavidade oral seja um fator preponderante na durabilidade das restaurações (Ardu et al., 2016; Manojlovic et al., 2016).

De acordo com Arocha et al. (2013), a composição das resinas compostas pode ter influência na estabilidade de cor destas. Segundo os autores, o tipo de matriz orgânica, as partículas de carga e o tamanho destas partículas são fatores que têm um impacto nesta característica das resinas.

Segundo Barutcigil & Yildiz (2012), o monómero UDMA é mais resistente à pigmentação que o bis-GMA e o monómero TEGMA leva a uma maior descoloração que o UDMA. A resina composta em estudo apresenta, como referido anteriormente, na sua composição, os monómeros bis-GMA e UDMA, não apresentando TEGMA.

As partículas de carga têm influência na pigmentação de uma resina composta, uma vez que estas podem libertar-se da matriz, deixando um espaço vazio que aumenta a rugosidade superficial e, assim, a pigmentação externa (Barutcigil & Yildiz, 2012). Estudos conduzidos por Sirin Karaarslan et al. (2013), mostram que na resina composta Admira® Fusion o polimento exacerba a rugosidade superficial por levar a uma protrusão das partículas de carga.

A polaridade da matriz da resina também é um fator importante uma vez que quando a afinidade para a água é maior, também a afinidade para pigmentos solúveis em água será maior (Ertaş et al., 2006; Arocha et al., 2013).

Ao longo do tempo, tem sido estudada a estabilidade da cor dos materiais de restauração, sendo as soluções mais frequentemente utilizadas o vinho tinto, o café e o chá. Segundo Manojlovic et al. (2016), o vinho tinto é a solução que mais pigmentação causa e o chá é a bebida mais consumida do mundo.

Tal como no estudo preconizado por Malekipour et al. (2012), o presente estudo testou a estabilidade de cor aos 15 dias. Segundo Ertaş et al. (2006), a submersão *in vitro* de amostras durante 24 horas equivale a um período de um mês *in vivo*. Assim, no nosso estudo foram estudados os efeitos correspondentes a um envelhecimento de 1,25 anos.

Neste estudo, as amostras não foram polidas de forma a simular as condições mais adversas que podem ser encontradas na cavidade oral, como é o caso das restaurações nas faces interproximais dos dentes, onde um polimento adequado não é possível (Arocha et al., 2013; Gregor et al, 2015; Ardu et al., 2016).

As vantagens inerentes ao uso da espectrofotometria relativamente aos métodos visuais justificam a utilização deste método (Gregor et al., 2015; Ardu et al., 2016).

O sistema CIELab* é frequentemente utilizado em estudos *in vitro* para aferir as diferenças de cor, e foi desenvolvido pela *Commission Internationale d'Eclairage* para caracterizar as cores com base na percepção humana (Ertaş et al., 2006).

Como referido anteriormente, neste sistema a diferença entre cores é calculada através do ΔE_{ab} . De acordo com os autores Ertaş et al. (2006) e Malekipour et al. (2012), os valores de ΔE_{ab} superiores a 3,7 são considerados clinicamente perceptíveis, deixando de ser aceitáveis.

À semelhança dos resultados obtidos por Llana et al. (2016), que indicaram que o café foi aquele que apresentou maior descoloração, ao qual se seguiu o vinho tinto e coca-cola, também no nosso estudo, o café foi a solução que maior pigmentação causou ($\bar{x} \Delta E_{ab} = 15,39$), seguido do vinho tinto ($\bar{x} \Delta E_{ab} = 10,66$) e do chá preto ($\bar{x} \Delta E_{ab} = 4,45$). A coca-cola e a saliva artificial apresentaram resultados semelhantes que não são considerados valores de ΔE_{ab} clinicamente perceptíveis, tendo as suas médias sido de 2,81 e 2,85, respetivamente.

Ao contrário do nosso estudo em que o café > vinho tinto > chá preto foram as soluções que maior pigmentação causaram, em estudos realizados por Barutçigil & Yildiz (2012), relativamente ao material restaurador Admira® Fusion, as soluções que mais

pigmentação causaram foram o vinho tinto seguido do chá, do café e da coca-cola. Estas diferenças podem dever-se ao facto de, no estudo de Barutçigil & Yildiz (2012), as amostras terem sido polidas e submersas nas soluções durante um período de um mês.

Em concordância com o estudo desenvolvido por Ertaş et al. (2006), a coca-cola apresenta baixa capacidade de produzir descoloração, provavelmente por não apresentar corantes amarelos como é o caso do café e do chá.

A pigmentação causada pelo café tem sido atribuída à presença de corante amarelo que apresenta afinidade para as cadeias poliméricas, aquela causada pelo vinho tinto tem sido atribuída aos corantes presentes nesta solução, por exemplo, os taninos bem como ao álcool que parece afetar a matriz e a causada pelo chá tem sido atribuída ao ácido tânico e pigmentos (Arocha et al., 2013; Ardu et al., 2016).

Estudos conduzidos por Tsitrou et al. (2014) cit in Llena et al. (2016), mostraram que na resina composta presentemente estudada existe uma elevada dissolução do monómero bis-GMA quando exposto ao etanol. Este fator, combinado com a presença de pigmentos, pode explicar a elevada pigmentação causada pelo vinho tinto.

Tal como no nosso estudo, no estudo preconizado por Llena et al. (2016), a resina composta Admira® Fusion apresentou elevados valores de pigmentação, facto que os autores atribuíram a “uma inadequada integração entre as micropartículas pré-polimerizadas e as partículas de siloxano em redor da resina”. Segundo os mesmos, se a interfase não for corretamente silanizada e integrada na matriz da resina, estes materiais estão mais suscetíveis à pigmentação por infiltração de água e corantes nela dissolvidos.

Desde que Bowen introduziu o monómero bis-GMA, que a contração de polimerização é um problema inerente às resinas compostas que o apresentam na sua composição, podendo comprometer o sucesso e longevidade das restaurações (Schneider et al., 2010).

Embora se pense que a contração de polimerização e o *stress* causado por ela seja um fator de compromisso ao nível da integridade marginal das restaurações, não existem dados clínicos que o comprovem (Ferracane, 2011). Sano et al. (1994) cit in De Munck et al. (2004), afirmaram que a infiltração é passível de ocorrer mesmo quando tanto a camada híbrida e a dentina estão intactas e não sejam visíveis falhas marginais.

Ainda assim, são vários os estudos que demonstram que, em geral, a capacidade de selamento marginal está comprometida uma vez que os compósitos não providenciam um

perfeito selamento com o dente, podendo levar a falhas na interface, pigmentação e infiltração da restauração (Ferracane & Hilton, 2016). Por outro lado, autores afirmam que graças à adesão aos tecidos dentários, o selamento da cavidade proporcionado pelas resinas compostas é adequado (Nedeljkovic et al., 2015).

A microinfiltração, referida pela primeira vez em 1976, é definida como “a passagem clinicamente indetetável de bactérias, fluidos, moléculas e iões entre as paredes das cavidades e a restauração” (Fabianelli et al., 2010; Jacker-Guhr et al., 2015).

É inevitável a relação entre a adesão e o sucesso clínico das restaurações a resina composta, uma vez que quando a adesão é adequada e encontramos uma continuidade ao nível da margem da restauração, não ocorrem os depósitos bacterianos capazes de desenvolver cárie secundária. Assim, uma adequada e forte adesão às estruturas dentárias anula as possíveis manifestações nefastas da contração de polimerização, melhorando a *performance* clínica dos materiais restauradores (Ferracane & Hilton, 2016).

Quando a adesão não ocorre adequadamente e se encontra uma descontinuidade entre o dente e a restauração, pode ocorrer microinfiltração (Yuan et al., 2015).

Referenciado pela International Organization of Standardization, o teste da microinfiltração é o eleito para averiguar a adaptação marginal das restaurações sendo assim o mais utilizado (Jacker-Guhr et al., 2015).

A principal desvantagem do teste da microinfiltração é o facto da avaliação dos resultados ter um teor qualitativo, permitindo pouca variação entre eles e levando a uma redução da sua sensibilidade (De Munck et al., 2004).

As cavidades classe V são frequentemente utilizadas para testar a microinfiltração, uma vez que a sua configuração representa um elevado fator C (Yuan et al., 2015).

No nosso estudo, para realizar a adesão ao dente foi utilizado um sistema *etch and rinse* de três passos. Como referido anteriormente, estes adesivos de quarta geração são considerados como o *gold standart*, tendo-se optado pela sua utilização de forma a reduzir a existência de outra variável.

Apoiando o anteriormente referido, e de acordo com Ferracane & Hilton (2016), estudos mostram que o selamento marginal é melhor em esmalte condicionado com ácido e que o *stress* libertado durante a reação de polimerização ocorre na dentina, mais vulnerável, mantendo a adesão ao esmalte intacta.

As condições presentes na cavidade oral por vezes são adversas e de forma a simular essas adversidades, as amostras foram sujeitas a um envelhecimento por termociclagem durante 500 ciclos a 5° e 55° C.

Nedeljkovic (2015) afirma que as oscilações de temperatura têm um efeito na adaptação marginal das restaurações, uma vez que o coeficiente de expansão e de contração destes materiais é maior que o das estruturas constituintes do dente. Está demonstrado que um baixo número de ciclos são suficientes para induzir alterações na integridade marginal nas restaurações das cavidades classe V, aumentando a microinfiltração destas (Yuan et al., 2015).

Mesmo quando a adaptação marginal inicial é boa, com o decorrer do tempo pode ocorrer degradação ao nível da interface adesiva e do compósito. A degradação da resina composta pode ser hidrolítica (causada pela absorção de água) ou enzimática (causada pela ação de enzimas intrínsecas ou extrínsecas) (Nedeljkovic et al., 2015).

A variedade dos corantes utilizados no teste da microinfiltração é grande, pelo que a ausência de semelhança entre testes não permite uma comparação direta entre eles. A infiltração decorrente está dependente do corante utilizado, uma vez que o peso molecular dos seus constituintes faz com que os corantes se comportem de formas diferentes (Mente et al., 2010). Entre os corantes disponíveis está a fluoresceína, nitrato de prata, fucsina básica e azul de metileno (Jacker-Guhr et al., 2015).

Segundo Heitze et al. (2008) cit in Fabianelli et al. (2010), não existem diferenças significativas ao nível da capacidade de penetração dos corantes fucsina, nitrato de prata e azul de metileno. Uma vez que não existem diferenças entre eles, neste estudo optou-se pela utilização de fucsina básica.

Os fabricantes afirmam que as principais vantagens da incorporação de *ormocers* na constituição das resinas compostas passam por uma redução da contração de polimerização, maior resistência ao desgaste e estabilidade a longo prazo (Kournetas et al., 2004).

Haas & Wolter (1999), afirmam que vantagens como a elevada resistência à flexão, dureza, transparência, baixa contração de polimerização, biocompatibilidade e a possibilidade de adição de carga inorgânica, fazem dos *ormocers* uma boa alternativa no que diz respeito à composição das resinas compostas.

O componente inorgânico dos *ormocers* não sofre contração de polimerização, sendo, assim, expectável que quando estes são incorporados, a contração dos materiais seja reduzida (Bacchi et al., 2015).

Indo de encontro às vantagens anunciadas pelos fabricantes, estudos demonstram que as resinas compostas que apresentam na sua constituição *ormocers* apresentam uma boa *performance* laboratorial ao nível da contração de polimerização, resistência ao desgaste, integridade marginal e biocompatibilidade (Mahmoud et al., 2014). Em concordância com os autores anteriores, Ferracane (2016) afirma que os estudos indicam que o selamento marginal e infiltração são melhores nos materiais restauradores com contração de polimerização diminuída.

No entanto, a composição destes materiais não é exclusivamente feita de *ormocers*, apresentando também monómeros como o bis-GMA e o TEGMA. Enquanto que os primeiros, devido ao seu elevado peso molecular, levam a uma baixa contração de polimerização, os segundos, normalmente utilizados para reduzir a rigidez causada pelo bis-GMA, levam a uma maior contração de polimerização (Bacchi et al., 2015).

Embora seja de diferente natureza, a investigação realizada por Bacchi et al. (2015), mostrou que a contração de polimerização dos *ormocers* é inferior àquela apresentada por resinas compostas à base de metacrilatos.

Os resultados do nosso estudo mostram que o material restaurador Admira® Fusion não sofre alteração estatisticamente significativa após envelhecimento por termociclagem. Para além disso, também pode ser observado que, em ambos os grupos de estudo, a maioria das cavidades não mostrou sofrer microinfiltração marginal (69% às 24h e 59% após termociclagem). Em ambos os grupos, o segundo resultado mais frequente diz respeito à ocorrência de microinfiltração marginal nível 1 (26% e 23%).

Desde que Buonocore introduziu a adesão aos tecidos dentários, que as técnicas restaurativas se baseiam nas propriedades adesivas. Esta evolução permite abordagens mais conservadoras em que a remoção de tecido dentário está limitada apenas ao tecido afetado (Breschi et al., 2008; Heintze, 2013).

Embora sejam muitos os desenvolvimentos feitos nesta área da Medicina Dentária, a interface adesiva entre o dente e o material restaurador, continua a ser a zona de maior fraqueza. Embora os estudos demonstrem a ocorrência de elevados valores de resistência

adesiva a curto prazo, sabe-se que a longo prazo estes não se mantêm devido à degradação da interface adesiva (Breschi et al., 2008).

Segundo Vanajasan et al. (2011), a melhor forma de testar a efetividade de um biomaterial, como compósitos (...) e sistemas adesivos, são experiências *in vivo* inseridas em ensaios controlados”. No entanto, nem sempre é possível essa avaliação e, em teoria, os testes *in vitro* são capazes de proporcionar resultados fidedignos da adesão (Vanajasan et al., 2011).

Gallusi et al. (2009) afirmam que o teste da microtração é o teste de avaliação da resistência adesiva mais válido. No entanto, e embora os resultados apresentados por este teste sejam interpretados como sendo à tração, não pode ser afirmado que não sejam exercidas nas amostras componentes de força de cisalhamento (Jin et al., 2016).

Reforçando o anteriormente referido, segundo Mallick et al. (2015), “quando consideramos restaurações aderidas, o ponto mais fraco será sempre a interface adesiva uma vez que estamos a aderir uma estrutura heterogénea (a dentina) a um material homogéneo (a resina composta)”.

Armstrong et al. (2010), afirmam que os testes de resistência adesiva, envolvendo substratos tão diferentes entre si, levam a uma distribuição não uniforme da carga ao nível da interface, independentemente da uniformidade da carga aplicada.

Segundo Perdigão (2010), o modo de preparação da dentina influencia a densidade da *smear layer*, sendo esta maior quando é utilizada broca diamantada e menor quando é utilizada lixa de carboneto de sílcio, podendo assim ter um impacto na resistência adesiva. De acordo com estudos recentemente realizados, os *resin tags* formados são mais evidentes e aparentam ter melhor qualidade quando a *smear layer* foi formada com recurso a lixa de carboneto de sílcio (Saikaew et al., 2016). No nosso estudo, a *smear layer* foi formada pela utilização de uma lixa de carboneto de sílcio.

Estudos conduzidos por Andrade et al. (2010) mostraram que, nos testes de resistência adesiva, a utilização de resinas compostas microhíbridas apresentam uma reduzida quantidade de fraturas coesivas e valores de resistência adesiva melhores, fazendo destas resinas a escolha indicada. Como tal e seguindo as diretrizes dos autores, no presente estudo foi utilizada, para a construção do núcleo, uma resina microhíbrida.

O sucesso a longo prazo dos materiais restaurados baseia-se na capacidade que estes apresentam para resistir às condições encontradas na cavidade oral (Morresi et al., 2014).

A termociclagem tem sido amplamente aplicada na investigação dos materiais dentários, não havendo, no entanto, um consenso acerca do protocolo a seguir (Morresi et al., 2014).

A norma ISO indica que sejam efetuados ciclos de 30 segundos a uma temperatura de 5° C e 55°C. Gale & Darvell (1999) cit in Morresi et al. (2014), afirmam que 10000 ciclos correspondem à função clínica de um ano. No presente estudo, as condições utilizadas foram as anteriormente referidas.

Estudos demonstram que o envelhecimento decorrente da termociclagem ocorre pela ação do calor, que acelera a hidrólise e remove os produtos dessa degradação, e pela contração/expansão que os materiais sofrem, que leva à formação de falhas (De Munck et al., 2004).

Após o envelhecimento das amostras, é espectável que haja um decréscimo da resistência adesiva tanto pela hidrólise que causa a degradação dos componentes da interface, como pela infiltração de água que, pelo conseqüente aumento de volume e diminuição da fricção entre os polímeros, leva a um processo de diminuição das propriedades mecânica – a plastificação (De Munck et al., 2004).

No nosso estudo, foi verificada uma diminuição significativa dos valores da resistência adesiva após termociclagem quando comparados com aqueles apresentados às 24 horas .

Ao longo do desenvolvimento dos testes de resistência adesiva foram sendo utilizadas diferentes geometrias das amostras que têm uma influência significativa na homogeneidade da aplicação da força (Armstrong et al., 2010).

Embora para Armstrong et al. (2010) as amostras em forma de palito sejam fáceis de preparar, para Jin et al. (2016), uma desvantagem para o teste da microtração, é o facto de estas apresentarem uma dimensão muito reduzida necessitando de serem sujeitas a cortes minuciosos que, para além de dificultar a sua preparação, podem, eventualmente, causar *cracks*.

Tendo em conta que os suportes de teste utilizados devem assegurar que a força aplicada seja puramente tensional, a forma como as amostras são fixadas aos *jigs* é de grande importância, podendo levar a um incorreto alinhamento da amostra no *jig* que faz com que as forças não sejam uniformemente aplicadas. De forma a facilitar essa fixação, existe

um sulco que para além de reduzir a variabilidade nos testes, reduz a quantidade de cola necessária, bem como a probabilidade dessa cola escorrer para a interface adesiva (Armstrong et al., 2010).

Apesar de estarem disponíveis outras formas de fixar as amostras e devido ao custo das mesmas, neste estudo a fixação foi realizada com recurso a uma cola de cianocrilato. No entanto, e segundo Armstrong (2010), a utilização de cola para fixar as amostras pode apresentar desvantagens:

- Potenciais forças aplicadas durante a sua polimerização
- Potencial alteração da distribuição da força por alteração da geometria da amostra
- Escoamento da cola para a interface
- Fraca adesão da cola pode levar a resultados inválidos ou repetição dos testes
- Fraturas próximas da cola
- Deformação da cola antes da ocorrência da fratura
- Tempo de aplicação
- Dificuldade de remoção das amostras.

Segundo Jin et al (2016), os resultados dos testes à resistência adesiva não são suficientes para qualificar os adesivos sendo, no entanto, bons preditores desta.

Embora não esteja estabelecida uma resistência adesiva mínima para que o sucesso clínico esteja garantido, estudos demonstram que estas variam consoante a classificação dos adesivos utilizados sendo de cerca de 31 MPa para os adesivos *etch and rinse* de três passos, 29 MPa para os adesivos *self-etch* de dois passos, 26 MPa para os adesivos *etch and rinse* de dois passos e 20 MPa para os adesivos *self-etch* de um passo (Yuan et al., 2015).

No nosso estudo, o adesivo Solobond Plus apresentou valores médios de resistência adesiva às 24h inferiores àqueles obtidos no estudo, que aplicou a mesma metodologia, realizado por Andrade et al. (2010).

Ainda relativamente ao estudo, o adesivo Admira® Bond apresentou valores médios de resistência adesiva às 24h ligeiramente superiores àqueles obtidos pelo estudo realizado por Hamouda & Shehata (2011).

Os materiais utilizados nesta investigação, por terem sido introduzidos recentemente no mercado, apresentam poucos estudos realizados. Assim, a comparação dos resultados obtidos com aqueles encontrados noutros estudos semelhantes foi limitada.

6. Conclusões

Tendo em conta os resultados obtidos nesta investigação, foi possível concluir que:

- O material restaurador Admira® Fusion sofreu uma alteração da cor clinicamente significativa quando submersa nas soluções de café, do vinho tinto e do chá preto, apresentando diferença estatisticamente significativa dos grupos de café e vinho tinto relativamente aos grupos da coca-cola, da saliva artificial e do chá preto.
- Perante o teste de microinfiltração marginal, o material restaurador Admira® Fusion, não apresentou diferenças significativas entre o grupo analisado às 24h e o grupo que sofreu envelhecimento por termociclagem;
- O sistema adesivo Admira® Bond apresentou uma resistência adesiva por microtração significativamente inferior que aquela apresentada pelo sistema adesivo Solobond Plus.

De acordo com as conclusões acima mencionadas, as hipóteses nulas 1 e 3 foram rejeitadas, tendo sido aceite a hipótese nula 2.

Numa perspetiva futura:

- Avaliar, após envelhecimento prolongado, a microinfiltração marginal do material restaurador Admira® Fusion;
- Avaliar a microinfiltração marginal do material restaurador Admira® Fusion quando combinado com a utilização do sistema adesivo Admira® Bond;
- Avaliar a resistência adesiva do sistema adesivo Admira® Bond quando aplicado em diferentes substratos;
- Avaliar, através de Microscopia Eletrónica de Varrimento, a camada híbrida formada pela aplicação do sistema adesivo Admira® Bond.

7. Bibliografia

- Adebayo, O. A., Burrow, M. F., & Tyas, M. J. (2008). Bonding of one-step and two-step self-etching primer adhesives to dentin with different tubule orientations. *Acta Odontologica Scandinavica*, 66(3), 159–68. <http://doi.org/10.1080/00016350802123118>
- Andrade, A. M. de, 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. <http://doi.org/10.1590/S1678-77572010000600010>
- Anusavice, K. J., Shen, C., & Rawls, H. R. (2013a). Bonding and Bonding Agents. In *Phillip's Science of Dental Materials* (12th ed., pp. 257–272). St. Luis, Missouri: Elsevier Saunders.
- Ardu, S., Duc, O., Di Bella, E., & Krejci, I. (2016). Color stability of recent composite resins. *Odontology / The Society of the Nippon Dental University*. <http://doi.org/10.1007/s10266-016-0234-9>
- 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), 50–62. <http://doi.org/10.1016/j.dental.2009.11.155>
- Arocha, M. A., Mayoral, J. R., Lefever, D., Mercade, M., Basilio, J., & Roig, M. (2013). Color stability of siloranes versus methacrylate-based composites after immersion in staining solutions. *Clinical Oral Investigations*, 17(6), 1481–1487. <http://doi.org/10.1007/s00784-012-0837-7>
- Bacchi, A., Feitosa, V. P., da Silva Fonseca, A. S. Q., Cavalcante, L. M. A., Silikas, N., & Schneider, L. F. J. (2015). Shrinkage, stress, and modulus of dimethacrylate, ormocer, and silorane composites. *Journal of Conservative Dentistry*, 18(5), 384–8. <http://doi.org/10.4103/0972-0707.164051>
- Barutcigil, Ç., & Yildiz, M. (2012). Intrinsic and extrinsic discoloration of dimethacrylate

- and silorane based composites. *Journal of Dentistry*, 40(SUPPL. 1), 57–63. <http://doi.org/10.1016/j.jdent.2011.12.017>
- Bottenberg, P., Jacquet, W., Alaerts, M., & Keulemans, F. (2009). A prospective randomized clinical trial of one bis-GMA-based and two ormocer-based composite restorative systems in class II cavities: Five-year results. *Journal of Dentistry*, 37(3), 198–203. <http://doi.org/10.1016/j.jdent.2008.11.011>
- Bowen, R. L. (1963). Properties of a silica-inforced polymer for dental restoration. *Journal of the American Dental Association*, 66, 57–64. <http://doi.org/10.14219/jada.archive.1963.0010>
- Breschi, L., Mazzone, A., Ruggeri, A., Cadenaro, M., Di Lenarda, R., & De Stefano Dorigo, E. (2008). Dental adhesion review: Aging and stability of the bonded interface. *Dental Materials*, 24(1), 90–101. <http://doi.org/10.1016/j.dental.2007.02.009>
- Buonocore, M. G. (1955). A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *Journal of Dental Research*, 34(6), 849–53. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/13271655>
- Charton, C., Colon, P., & Pla, F. (2007). Shrinkage stress in light-cured composite resins: Influence of material and photoactivation mode. *Dental Materials*, 23(8), 911–920. <http://doi.org/10.1016/j.dental.2006.06.034>
- Chu, S. J., Trushkowsky, R. D., & Paravina, R. D. (2010). Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects. *Journal of Dentistry*, 38(SUPPL. 2), 2–16. <http://doi.org/10.1016/j.jdent.2010.07.001>
- 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. <http://doi.org/10.1016/j.rpemd.2011.11.008>
- Da Silva, J. D., Park, S. E., Weber, H. P., & Ishikawa-Nagai, S. (2008). Clinical performance of a newly developed spectrophotometric system on tooth color

- reproduction. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 99(5), 361–368. [http://doi.org/10.1016/S0022-3913\(08\)60083-9](http://doi.org/10.1016/S0022-3913(08)60083-9)
- De Munck, J., Van Landuyt, K., Peumans, M., Poitevin, A., Lambrechts, P., Braem, M., & Van Meerbeek, B. (2004). A Critical Review of the Durability of Adhesion to Tooth Tissue : Methods and Results. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 25, 118–132. <http://doi.org/10.1177/154405910508400204>
- Ertas, E., Güler, A. U., Yücel, A. C., Köprülü, H., & Güler, E. (2006). Color stability of resin composites after immersion in different drinks. *Dental Materials Journal*, 25(2), 371–376. <http://doi.org/10.4012/dmj.25.371>
- Fabianelli, A., Sgarr, A., Goracci, C., Cantoro, A., Pollington, S., & Ferrari, M. (2010). Microleakage in Class II Restorations: Open vs Closed Centripetal Build-up Technique. *Operative Dentistry*, 35(3), 308–313. <http://doi.org/10.2341/09-128-L>
- Feilzer, A. J., De Gee, A. J., & Davidson, C. L. (1987). Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *Journal of Dental Research*, 66(11), 1636–9. <http://doi.org/10.1177/00220345870660110601>
- Ferracane, J. L. (2006). Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. *Dental Materials*, 22(3), 211–222. <http://doi.org/10.1016/j.dental.2005.05.005>
- Ferracane, J. L. (2011). Resin composite - State of the art. *Dental Materials*, 27(1), 29–38. <http://doi.org/10.1016/j.dental.2010.10.020>
- Ferracane, J. L., & Hilton, T. J. (2016). Polymerization stress - Is it clinically meaningful? *Dental Materials*, 32(1), 1–10. <http://doi.org/10.1016/j.dental.2015.06.020>
- Fonseca, A. S. Q. D. S., Gerhardt, K. M. D. F., Pereira, G. D. D. S., Sinhoreti, M. A. C., & Schneider, L. F. J. (2013). Do new matrix formulations improve resin composite resistance to degradation processes? *Brazilian Oral Research*, 27(5), 410–6. <http://doi.org/10.1590/S1806-83242013000500005>
- Fusayama, T., Katayori, T., & Nomoto, S. (1963). Corrosion of gold and amalgam placed in contact with each other. *Journal of Dental Research*, 42, 1183–97. Disponível em <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14061939>

- Gallusi, G., Galeano, P., Libonati, A., Giuca, M. R., & Campanella, V. (2009). Evaluation of bond strength of different adhesive systems: Shear and Microtensile Bond Strength Test. *ORAL & Implantology*, 2(4), 19–25. Disponível em <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=3415339&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>
- Gregor, L., Krejci, I., Di Bella, E., Feilzer, A. J., & Ardu, S. (2015). Silorane, ormocer, methacrylate and compomer long-term staining susceptibility using ΔE and $\Delta E 00$ colour-difference formulas. *Odontology / The Society of the Nippon Dental University*. <http://doi.org/10.1007/s10266-015-0212-7>
- Haas, K.-H., & Wolter, H. (1999). Synthesis, properties and applications of inorganic–organic copolymers (ORMOCER®s). *Current Opinion in Solid State and Materials Science*, 4(6), 571–580. [http://doi.org/10.1016/S1359-0286\(00\)00009-7](http://doi.org/10.1016/S1359-0286(00)00009-7)
- Hamouda, I. M., & Shehata, S. H. (2011). Shear Bond Strength of Ormocer-Based Restorative Material Using Specific and Nonspecific Adhesive Systems. *ISRN Materials Science*, 2011, 1–4. <http://doi.org/10.5402/2011/376097>
- Heintze, S. D. (2013). Clinical relevance of tests on bond strength, microleakage and marginal adaptation. *Dental Materials*, 29(1), 59–84. <http://doi.org/10.1016/j.dental.2012.07.158>
- Hilton, T. J., Ferracane, J. L., & Broome, J. C. (2013). Adhesion to Enamel and Dentin. In B. Grisham (Ed.), *Summitt's Fundamentals of Operative Dentistry - A Contemporary Approach* (4th ed., pp. 207–248). Chandler Drive: Quintessence Publisher Co Inc.
- Ilie, N., & Hickel, R. (2011). Resin composite restorative materials. *Australian Dental Journal*, 56(1), 59–66. <http://doi.org/10.1111/j.1834-7819.2010.01296.x>
- Ishikawa-Nagai, S., Yoshida, A., Sakai, M., Kristiansen, J., & Da Silva, J. D. (2009). Clinical evaluation of perceptibility of color differences between natural teeth and all-ceramic crowns. *Journal of Dentistry*, 37(1), 57–63. <http://doi.org/10.1016/j.jdent.2009.04.004>

- ISO 11405:2015. Dentistry - Testing of adhesion to tooth structure. (2015). Disponible en: <http://www.iso.org>
- Jacker-Guhr, S., Ibarra, G., Oppermann, L. S., Lührs, A. K., Rahman, A., & Geurtsen, W. (2015). Evaluation of microleakage in class V composite restorations using dye penetration and micro-CT. *Clinical Oral Investigations*, 1–10. <http://doi.org/10.1007/s00784-015-1676-0>
- Jin, X., Homaei, E., Matinlinna, J. P., & Tsoi, J. K. H. (2016). A new concept and finite-element study on dental bond strength tests. *Dental Materials*. <http://doi.org/10.1016/j.dental.2016.07.005>
- Kawashima, N., & Okiji, T. (2016). Odontoblasts: specialized hard-tissue-forming cells in the dentin-pulp complex. *Congenital Anomalies*. <http://doi.org/10.1111/cga.12169>
- Kournetas, N., Chakmakchi, M., Kakaboura, A., Rahiotis, C., & Geis-Gerstorfer, J. (2004). Marginal and internal adaptation of Class II ormocer and hybrid resin composite restorations before and after load cycling. *Clinical Oral Investigations*, 8(3), 123–129. <http://doi.org/10.1007/s00784-004-0274-3>
- Llena, C., Fernández, S., & Forner, L. (2016). Color stability of nanohybrid resin-based composites, ormocers and compomers. *Clinical Oral Investigations*. <http://doi.org/10.1007/s00784-016-1850-z>
- Lutz, F., & Phillips, R. W. (1983). A classification and evaluation of composite resin systems. *Operative Dentistry*, 50(4), 480–488. [http://doi.org/10.1016/0022-3913\(83\)90566-8](http://doi.org/10.1016/0022-3913(83)90566-8)
- Mahmoud, S., El-Embaby, A., & AbdAllah, A. (2014). Clinical Performance of Ormocer, Nanofilled, and Nanoceramic Resin Composites in Class I and Class II Restorations: A Three-year Evaluation. *Operative Dentistry*, 39(1), 32–42. <http://doi.org/10.2341/12-313-C>
- Malekipour, M. R., Sharafi, A., Kazemi, S., Khazaei, S., & Shirani, F. (2012). Comparison of color stability of a composite resin in different color media. *Dental*

Research Journal, 9(4), 441–6. Disponível em <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23162586>

- Mallick, R., Sarangi, P., Mohanty, S., Behera, S., Nanda, S., & Satapathy, S. K. (2015). Micro-tensile bond strength of different adhesive systems on sound dentin and resin-based composite: An in-vitro study. *Journal of Conservative Dentistry*, 18(5), 379–83. <http://doi.org/10.4103/0972-0707.164036>
- Manojlovic, D., Dramićanin, M. D., Lezaja, M., Pongprueksa, P., Van Meerbeek, B., & Miletic, V. (2016). Effect of resin and photoinitiator on color, translucency and color stability of conventional and low-shrinkage model composites. *Dental Materials*, 32(2), 183–191. <http://doi.org/10.1016/j.dental.2015.11.027>
- Marshall, G. W. J., Marshall, S. J., Kinney, J. H., & Balooch, M. (1997). The dentin substrate: structure and properties related to bonding. *Journal of Dentistry*, 25(6), 441–458. [http://doi.org/10.1016/S0300-5712\(96\)00065-6](http://doi.org/10.1016/S0300-5712(96)00065-6)
- Mente, J., Ferk, S., Dreyhaupt, J., Deckert, A., Legner, M., & Staehle, H. J. (2010). Assessment of different dyes used in leakage studies. *Clinical Oral Investigations*, 14(3), 331–338. <http://doi.org/10.1007/s00784-009-0299-8>
- Mine, A., De Munck, J., Cardoso, M. V., Van Landuyt, K. L., Poitevin, A., Van Ende, A., ... Van Meerbeek, B. (2014). Dentin-smear remains at self-etch adhesive interface. *Dental Materials*, 30(10), 1147–1153. <http://doi.org/10.1016/j.dental.2014.07.006>
- 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. <http://doi.org/10.2334/josnusd.56.1>
- Morresi, A. L., D’Amario, M., Capogreco, M., Gatto, R., Marzo, G., D’Arcangelo, C., & Monaco, A. (2014). Thermal cycling for restorative materials: Does a standardized protocol exist in laboratory testing? A literature review. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 29, 295–308. <http://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2013.09.013>

- Moszner, N., Gianasmidis, A., Klapdohr, S., Fischer, U. K., & Rheinberger, V. (2008). Sol-gel materials. 2. Light-curing dental composites based on ormocers of cross-linking alkoxy silane methacrylates and further nano-components. *Dental Materials*, 24(6), 851–856. <http://doi.org/10.1016/j.dental.2007.10.004>
- Moszner, N., Salz, U., & Zimmermann, J. (2005). Chemical aspects of self-etching enamel-dentin adhesives: A systematic review. *Dental Materials*, 21(10), 895–910. <http://doi.org/10.1016/j.dental.2005.05.001>
- Nakabayashi, N., Kojima, K., & Masuhara, E. (1982). The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *Journal of Biomedical Materials Research*, 16(3), 265–273. <http://doi.org/10.1002/jbm.820160307>
- Nedeljkovic, I., Teughels, W., De Munck, J., Van Meerbeek, B., & Van Landuyt, K. L. (2015). Is secondary caries with composites a material-based problem? *Dental Materials*, 31(11), e247–e277. <http://doi.org/10.1016/j.dental.2015.09.001>
- Øilo, G., & Olsson, S. (1990). Tensile bond strength of dentin adhesives: a comparison of materials and methods. *Dental Materials*, 6(2), 138–144. [http://doi.org/10.1016/S0109-5641\(05\)80045-4](http://doi.org/10.1016/S0109-5641(05)80045-4)
- Paravina, R. D. (2009). The color of aesthetics. *Journal of Dentistry*, 37(SUPPL. 1), 6516. <http://doi.org/10.1016/j.jdent.2009.05.002>
- Pashley, D. H. (1996). Dynamics of the Pulpo-Dentin Complex. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 7(2), 104–133.
- Pashley, D. H., & Carvalho, R. M. (1997). Dentine permeability and dentine adhesion. *Journal of Dentistry*, 25(5), 355–372. [http://doi.org/10.1016/S0300-5712\(96\)00057-7](http://doi.org/10.1016/S0300-5712(96)00057-7)
- 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), 1–34. <http://doi.org/10.1016/j.dental.2010.10.016.State>
- Perdigão, J. (2010). Dentin bonding-Variables related to the clinical situation and the substrate treatment. *Dental Materials*, 26(2), 24–37.

<http://doi.org/10.1016/j.dental.2009.11.149>

- Rosa, W. L. de O. da, Piva, E., & Silva, A. F. da. (2015). Bond strength of universal adhesives: A systematic review and meta-analysis. *Journal of Dentistry*, 43(7), 765–76. <http://doi.org/10.1016/j.jdent.2015.04.003>
- Saikaew, P., Chowdhury, A. F. M. A., Fukuyama, M., Kakuda, S., Carvalho, R. M., & Sano, H. (2016). The effect of dentine surface preparation and reduced application time of adhesive on bonding strength. *Journal of Dentistry*, 47, 63–70. <http://doi.org/10.1016/j.jdent.2016.02.001>
- Santini, A., Gallegos, I. T., & Felix, C. M. (2013). Photoinitiators in dentistry: a review. *Primary Dental Journal*, 2(4), 30–3. Disponível em <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24466621>
- Schizas, C., & Karalekas, D. (2011). Mechanical characteristics of anOrmocomp® biocompatible hybrid photopolymer. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 4(1), 99–106. <http://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2010.09.010>
- Schneider, L. F. J., Cavalcante, L. M., & Silikas, N. (2010). Shrinkage Stresses Generated during Resin-Composite Applications: A Review. *Journal of Dental Biomechanics*, pii: 131630. <http://doi.org/10.4061/2010/131630>
- Sirin Karaarslan, E., Bulbul, M., Yildiz, E., Secilmis, A., Sari, F., & Usumez, A. (2013). Effects of different polishing methods on color stability of resin composites after accelerated aging. *Dental Materials Journal*, 32(1), 58–67. <http://doi.org/10.4012/dmj.2012-045>
- Söderholm, K.-J. M. (2007). Dental Adhesives... How it All Started and Later Evolved. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 9(2), 227–230.
- Stangel, I., Ellis, T. H., & Sacher, E. (2007). Adhesion to Tooth Structure Mediated by Contemporary Bonding Systems. *Dental Clinics of North America*, 51(3), 677–694. <http://doi.org/10.1016/j.cden.2007.04.007>
- Swift, E. J. J., Perdigão, J., & Heymann, H. O. (1995). Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art, 1995. *Quintessence International*, 26(2), 95–110.

- Tjäderhane, L. (2015). Dentin Bonding: Can We Make it Last? *Operative Dentistry*, 40(1), 4–18. <http://doi.org/10.2341/14-095-BL>
- Tjäderhane, L., Nascimento, F. D., Breschi, L., Mazzoni, A., Tersariol, I. L. S., Geraldeli, S., ... Pashley, D. H. (2013). Optimizing dentin bond durability: Control of collagen degradation by matrix metalloproteinases and cysteine cathepsins. *Dental Materials*, 29(1), 116–135. <http://doi.org/10.1016/j.dental.2012.08.004>
- Tsujimoto, A., Barkmeier, W. W., Takamizawa, T., Latta, M. A., & Miyazaki, M. (2016). The Effect of Phosphoric Acid Pre-etching Times on Bonding Performance and Surface Free Energy with Single-step Self-etch Adhesives. *Operative Dentistry*, 41(3), 1–9. <http://doi.org/10.2341/15-221-L>
- 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. <http://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2007.04.044>
- Van Meerbeek, B., De Munck, J., Yoshida, Y., Inoue, S., Vargas, M., Vijay, P., ... Vanherle, G. (2003). Buonocore Memorial Lecture. Adhesion to Enamel and Dentin: Current Status and Future Challenges. *Operative Dentistry*, 28(3), 215–235.
- Van Meerbeek, B., Perdigão, J., Lambrechts, P., & Vanherle, G. (1998). The clinical performance of adhesives. *Journal of Dentistry*, 26(1), 1–20.
- Van Meerbeek, B., Yoshihara, K., Yoshida, Y., Mine, A., De Munck, J., & Van Landuyt, K. L. (2011a). State of the art of self-etch adhesives. *Dental Materials*, 27(1), 17–28. <http://doi.org/10.1016/j.dental.2010.10.023>
- Van Meerbeek, B., Yoshihara, K., Yoshida, Y., Mine, A., De Munck, J., & Van Landuyt, K. L. (2011b). State of the art of self-etch adhesives. *Dental Materials*, 27(1), 17–28. <http://doi.org/10.1016/j.dental.2010.10.023>
- Vanajasan, P. P., Dhakshinamoorthy, M., & Rao, C. S. (2011). Factors affecting the bond strength of self-etch adhesives: A meta-analysis of literature. *Journal of Conservative Dentistry*, 14(1), 62–7. <http://doi.org/10.4103/0972-0707.80746>

- Vichi, A., Louca, C., Corciolani, G., & Ferrari, M. (2011). Color related to ceramic and zirconia restorations: A review. *Dental Materials*, 27(1), 97–108. <http://doi.org/10.1016/j.dental.2010.10.018>
- Wang, Z., & Chiang, M. Y. M. (2016). System compliance dictates the effect of composite filler content on polymerization shrinkage stress. *Dental Materials*, 32(4), 551–560. <http://doi.org/10.1016/j.dental.2016.01.006>
- Yamamoto, S., Hosoya, Y., Tsumura, N., & Ogawa-Ochiai, K. (2012). Principal component analysis for dental shade color. *Dental Materials*, 28(7), 736–742. <http://doi.org/10.1016/j.dental.2012.03.010>
- Yoshihara, K., Nagaoka, N., Sonoda, A., Maruo, Y., Makita, Y., Okihara, T., ... Van Meerbeek, B. (2016). Effectiveness and stability of silane coupling agent incorporated in “universal” adhesives. *Dental Materials*, 1–8. <http://doi.org/10.1016/j.dental.2016.07.002>
- Yuan, H., Li, M., Guo, B., Gao, Y., Liu, H., & Li, J. (2015). Evaluation of Microtensile Bond Strength and Microleakage of a Self-adhering Flowable Composite. *Journal of Adhesive Dentistry*, 17(6), 535–543. <http://doi.org/10.3290/j.jad.a35253>
- Zafar, M. S., & Ahmed, N. (2015). The effects of acid etching time on surface mechanical properties of dental hard tissues. *Dental Materials Journal*, 34(3), 315–320. <http://doi.org/10.4012/dmj.2014-083>

Anexos

Anexo 1 – Aprovação do estudo pela Comissão de Ética da Cooperativa de Ensino Superior Egas Moniz

Comissão de Ética



Proc. Interno nº 482

Ex.ma Senhora
Ana Filipa Moringa Marques


Monte de Caparica, 16 de março de 2016.

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 das propriedades mecânicas do material de restauração de Ormocer® - Admira® Fusion e da resistência adesiva do sistema adesivo de Ormocer® - Admira® Bond*", foi aprovado por unanimidade.

Com os melhores cumprimentos,

A Presidente da Comissão de Ética da Egas Moniz


Prof.ª. Doutora Maria Fernanda de Mesquita

Anexo 2 – Consentimento informado aprovado pela Comissão de Ética da Cooperativa de Ensino Superior Egas Moniz



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, _____