



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

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

**AVALIAÇÃO IN VITRO DA MICROINFILTRAÇÃO MARGINAL
EM RESTAURAÇÕES A RESINA COMPOSTA, UTILIZANDO
DIFERENTES SUBSTITUTOS DENTINÁRIOS**

Trabalho submetido por
Ana Rita Bonita Fernandes
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Setembro de 2014



INSTITUTO SUPERIOR DE CIÊNCIAS DA SAÚDE EGAS MONIZ

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

AVALIAÇÃO IN VITRO DA MICROINFILTRAÇÃO MARGINAL EM RESTAURAÇÕES A RESINA COMPOSTA, UTILIZANDO DIFERENTES SUBSTITUTOS DENTINÁRIOS

Trabalho submetido por
Ana Rita Bonita Fernandes
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Trabalho orientado por
Prof.^a Doutora Alexandra Pinto

Setembro de 2014

AGRADECIMENTOS

À Prof. Alexandra Pinto, agradeço toda a sua disponibilidade e apoio durante todo este período. Transmitiu-me o valor do trabalho, da persistência e dedicação. A sua palavra amiga foi fundamental.

Ao Prof. Mário Cruz Polido, pela sua receptividade e por permitir o meu livre acesso ao Laboratório de Biomateriais.

À Prof. Ana Cristina Manso, agradeço todo o interesse, ajuda e colaboração que demonstrou ao longo deste trabalho.

Ao Prof. Martins dos Santos, pela disponibilidade e ajuda com a lupa estereoscópica.

Ao Prof. Pedro Oliveira, por ter despertado em mim, desde muito cedo, o interesse pela Anatomia, pela investigação e pela aprendizagem.

Aos meus pais, Luísa e António, que foram meus amigos e companheiros nesta aventura. Tudo o que sou hoje reflecte-se na educação e nos valores que sempre me transmitiram.

Ao meu irmão, João, pela paciência e amizade.

À Joana, Andreia e Maria, agradeço o apoio incondicional e a amizade eterna. São o meu braço direito.

À Margarida, pela amizade, pela cumplicidade, pela paciência e pelo orgulho em partilhar todos estes anos ao lado dela, os quais jamais esquecerei. Foi colega, amiga e irmã, tudo num só.

À Sofia, pela palavra sempre amiga, pelo apoio incondicional e por ter acompanhado toda esta experiência desde o primeiro dia.

Às minhas queridas amigas, Sara, Carolina, Inês e Mónica. Foi um prazer partilhar estes 5 anos convosco.

Ao Paulo e ao Filipe, estes anos ao vosso lado foram espectaculares.

Ao Dr. Filipe Teixeira de Melo, que foi um grande incentivo para a realização deste trabalho.

RESUMO

Objectivo: Identificar e quantificar a microinfiltração marginal em restaurações *sandwich* com diferentes substitutos dentinários.

Materiais e métodos: Foram recolhidos cinquenta molares hígidos, com ausência de cárie, fracturas ou restaurações. Por sua vez, a amostra foi aleatoriamente distribuída por cinco grupos distintos, cada grupo constituído por dez dentes (n=10), da seguinte forma: grupo 0 (grupo de controlo) – Filtek Z250, grupo 1 – SDRTM, grupo 2 – BiodentineTM, grupo 3 – Photac Fil e grupo 4 – Riva LC. Em cada dente foram efectuadas duas cavidades classe II nas superfícies proximais (mesial e distal), cuja margem cervical ficou localizada um milímetro acima da JAC. Das vinte cavidades por grupo, dez foram restauradas directamente, de acordo com a técnica incremental, com o material correspondente ao grupo. As restantes dez desses mesmos grupos foram restauradas segundo a técnica *sandwich*, através da qual foi colocada uma primeira camada de cada um dos materiais correspondentes, restaurada seguidamente com uma resina composta (Filtek Z250). Após a restauração de todos os espécimes, estes foram colocados em água destilada numa estufa a 37° durante 24 horas. De seguida, cada grupo foi submetido a termociclagem, selado e imerso num corante de penetração de fucsina básica 0.5% durante 24 horas, sendo, por fim, avaliada a infiltração do mesmo.

Resultados: Não existiram diferenças significativas nos valores de microinfiltração marginal registados para cada um dos materiais, quando equiparados entre si ou em relação ao grupo de controlo, recorrendo ao teste do *Qui-quadrado*. No entanto, entre o grupo 1 e o grupo 2 foi denotada alguma disparidade de resultados, havendo uma proporção mais elevada de infiltrações para o grupo 1, comparativamente ao grupo 2.

Conclusão: O presente estudo demonstra que os materiais utilizados são bons substitutos dentinários, dada a sua boa capacidade de selamento e manutenção da integridade marginal.

Palavras-chave: microinfiltração marginal, substitutos dentinários, restauração *sandwich*, integridade marginal.

ABSTRACT

Purpose: The aim of this *in vitro* study is to evaluate the marginal microleakage in open-sandwich restorations, using different dentin substitutes.

Materials and methods: Fifty extracted human molars were collected, without caries lesions, fractures or previous restorations. The teeth were randomly assigned into 5 groups of 10 teeth each (n=10): group 0 (control) - Filtek Z250, group 1 - SDRTM, group 2 - BiodentineTM, group 3 - Photac Fil e group 4 - Riva LC. In each tooth were prepared two class II cavities on mesial and distal surfaces, with the cervical margin located 1 mm above the CEJ. In each group, ten cavities were restored using direct and incremental technique, and the other ten cavities were restored according to the open-sandwich technique. After restoration, the specimens were immersed in distilled water and incubated at 37° for 24 hours. The teeth were subsequently thermocycled, sealed with a 1 mm window around the margin interface and immersed in a 0,5% basic fuchsin dye solution for 24 hours. Dye penetration was measured from gingival margins.

Results: The results demonstrated no significant leakage differences between groups. However, between group 1 and 2 there are significant differences. In fact, group 2 showed significantly or even total frequency distribution of score 0.

Conclusions: This study showed that these materials are good dentin substitutes. Their use in open-sandwich restorations in class II cavities has benefits in microleakage decrease.

Keywords: marginal microleakage, dentin substitutes, sandwich restoration, marginal integrity.

ÍNDICE GERAL

I. INTRODUÇÃO	13
II. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	16
2.1. Princípios de adesão.....	16
2.1.1. Adesão ao esmalte	18
2.1.2. Adesão à dentina	20
2.2. Sistemas adesivos actuais	23
2.2.1 Sistema adesivo <i>etch-and-rinse</i>	24
2.2.2. Sistema adesivo <i>self-etch</i>	25
2.3. Resinas Compostas	27
2.3.1. Composição das resinas compostas.....	28
2.3.2. Classificação das resinas compostas	32
2.3.3. Propriedades das resinas compostas.....	35
2.4. Restaurações em <i>sandwich</i>	42
2.5. Substitutos dentinários.....	45
2.5.1. MTA	45
2.5.2. Biodentine	46
2.5.3. Ionómero de vidro modificado por resina (Photac Fil e Riva LC).....	47
2.5.4. Resina composta <i>flowable</i> (SDR)	48
2.6. Microinfiltração marginal	51
2.6.1. Métodos de avaliação	51
III. OBJECTIVOS	54
IV. MATERIAIS E MÉTODOS	55
4.1. Âmbito do estudo.....	55
4.2. Desenho Experimental	55
4.3. Lista de material utilizado.....	55
4.4. Lista de material em estudo	56
4.5. Amostragem.....	58
4.5.1. Selecção da amostra	58
4.5.2. Critérios de inclusão.....	58
4.5.3. Critérios de exclusão	58
4.5.4. Organização da amostra	58
4.5.5. Preparação da amostra.....	59

4.5.6. Conservação da amostra.....	59
4.6. Preparação cavitária	60
4.7. Restauração dos espécimes	60
4.8. Procedimento comum aos grupos	63
4.9. Observação.....	65
4.10. Avaliação da microinfiltração marginal.....	65
4.11. Análise estatística	66
V. RESULTADOS	67
VI. DISCUSSÃO.....	74
VII. CONCLUSÃO	89
IX. BIBLIOGRAFIA.....	90
ANEXO I.....	
ANEXO II	

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1. Apresentação dos materiais em estudo.....	56
Tabela 2. Distribuição dos grupos pertencentes à amostra.....	59
Tabela 3. Percentagem de microinfiltração marginal para o grupo 1.....	69
Tabela 4. Percentagem de microinfiltração marginal para o grupo 2.....	69
Tabela 5. Percentagem de microinfiltração marginal para o grupo 3.....	70
Tabela 6. Percentagem de microinfiltração marginal para o grupo 4.....	70

ÍNDICE DE FIGURAS

Fig. 1 - Lesões de cárie demonstradas por FESEM: (A) dentina parcialmente desmineralizada na transição para a dentina afectada; (B) túbulos dentinários ocluídos com detritos na região de dentina afectada pela lesão de cárie in Perdigão, 2010.....	23
Fig. 2 - Perspectiva de evolução dos compósitos dentários in Ferracane, J. (2011) Resin composite – State of the art. Dental Materials	27
Fig. 3 - Desenvolvimento cronológico dos compósitos dentários baseado nas alterações das partículas de carga in Ferracane, L. (2011).....	34
Fig. 4 - Exemplo dos espécimes seleccionados.....	58
Fig. 5 - Distribuição dos espécimes por grupos. Grupo de controlo (Filtek Z250).....	60
Fig. 6 - Vibrador de cápsulas.....	63
Fig. 7 - Termociclador Refri 200 E, ARALAB, Parede, Portugal	63
Fig. 8 - Apresentação dos espécimes após imersão em fucsina básica a 0.5%.....	64
Fig. 9 - Micrótopo de tecidos duros e lâmina de corte	64
Fig. 10 - Inclusão do espécime em resina Epoxy e corte.	65
Fig. 11 - Sem infiltração.....	67
Fig. 12 - Infiltração até ao esmalte	67
Fig. 13 - Infiltração até à dentina	67
Fig. 14 - Infiltração até à parede pulpar	67
Fig. 15 - Gráfico da percentagem de microinfiltração marginal obtida no grupo 0.....	68
Fig. 16 - Gráfico que demonstra a comparação dos resultados obtidos para os diferentes grupos	71
Fig. 17 - Gráfico dos resultados obtidos nas restaurações sandwich.	72
Fig. 18 - Gráfico dos resultados obtidos nas restaurações directas.	73

LISTA DE SIGLAS

EDTA – Ácido etilenodiaminotetracético	kgf - Kilograma força
% - Percentagem	seg - Segundos
MTA – Agregado trióxido mineral (ProRoot® MTA)	mW/cm ² - Megawatts por centímetro quadrado
SDR - Smart dentin replacement	OPPI - p-octiloxifenil-fenil iodano hexafluoroantimonato
LC - Light cure	DX511 - Uretano dimetacrilato modificado
JAD - Junção amelo-dentinária	ORMOCERS - cerâmicas orgânicas modificadas
JAC - Junção amelo-cimentária	BHT - hidroxibutileno butilado
JDC - Junção dentino-cimentária	HEMA - 2-hidroxietil metacrilato
Bis-GMA - Bisfenol A-glicidil metacrilato	
TEGDMA - Trietilenoglicol dimetacrilato	
UDMA - Uretano dimetacrilato	
Bis-EMA - etoxilato bisfenol-A dimetacrilato	
µm - Micrómetro	
nm - Nanómetro	
MPa - Mega Pascal	
GC - Empresa fornecedora de material dentário	
RMGIC - Cimento de ionómero de vidro modificado por resina	
GIC - Cimento de ionómero de vidro	
mg/cm ² - Miligrama por centímetro quadrado	
mg/cm ³ - Miligrama por centímetro cúbico	
RBCs - Compósitos à base de resina	
h - Horas	
SPSS - Programa estatístico para as ciências sociais	
LED - Light-emitting diode	
QTH - Quartz Tungsten Halogen	

I. INTRODUÇÃO

A amálgama, as resinas compostas e os cimentos de ionómero de vidro são materiais frequentemente utilizados para a restauração de dentes posteriores. No entanto, a utilização da amálgama tem vindo a diminuir, devido essencialmente às suas pobres propriedades estéticas (Koubi et al., 2013). Hoje em dia, as resinas compostas são consideradas materiais de primeira escolha em dentisteria restauradora, dado o maior interesse em resultados estéticos de elevada qualidade (Scotti et al., 2014).

As restaurações a resina composta não são apenas mais estéticas mas também conseguem oferecer vantagens clínicas quando comparadas com as restaurações a amálgama. Apesar da amálgama dentária ter sido utilizada com sucesso para restaurações classe I e classe II nos últimos séculos, foi demonstrado que existem algumas limitações deste material que podem ser superadas pela utilização das resinas compostas (Chan et al., 2010). Uma das maiores vantagens destes últimos materiais prende-se à sua capacidade em aderir ao esmalte dentário, contrariamente à amálgama. Esta retenção micromecânica é simples de se desenvolver e representa a adesão mais forte ao nível do ambiente oral (Mount e Hume, 2005). Como resultado, há uma menor perda de estrutura dentária durante a preparação da cavidade, em comparação com a preparação efectuada para a colocação de uma restauração a amálgama, para a qual é necessária uma preparação com uma forma retentiva, de modo a garantir que a amálgama fica retida no interior da mesma (Chan et al., 2010).

Como previsto, as resinas compostas têm sido amplamente utilizadas em dentisteria restauradora há mais de quatro décadas (Petrovic et al., 2013). Apesar dos bons resultados obtidos, não só do ponto de vista estético mas também do ponto de vista funcional, as resinas compostas apresentam algumas limitações, tais como a contracção de polimerização, o insucesso da adesão e, por fim, o elevado coeficiente de expansão térmica, que conduzem posteriormente ao aparecimento de cáries secundárias (Jandt e Sigusch, 2009 & Ferracane, 2011).

Actualmente, um dos maiores desafios em dentisteria restauradora representa a substituição da dentina perdida. Na tentativa de resolver e ultrapassar uma das maiores preocupações desta área, têm sido desenvolvidos novos materiais ao longo dos últimos anos (Camilleri, 2013). Da mesma forma, o comportamento mecânico, a resistência ao desgaste e o potencial estético das resinas compostas foram significativamente

melhorados. Porém, a contracção de polimerização destes mesmos materiais permanece um desafio, impondo limitações à execução da técnica restauradora directa (Karaman e Ozgunaltay, 2014).

Surgiu, assim, a técnica *sandwich*, que utiliza um cimento de ionómero de vidro como substituto dentinário e resina composta para substituir o esmalte perdido. Esta técnica pode ser realizada em todas as lesões de cárie profundas, nas quais a resina composta é a primeira opção restauradora. Nestas situações, o substituto dentinário representa a dentina perdida, enquanto que a resina composta vai substituir o esmalte, como referido anteriormente (Camilleri, 2013).

A evolução destes cimentos permitiu o aparecimento dos cimentos de ionómero de vidro modificados por resina, novos materiais que podem ser utilizados como substitutos dentinários através da técnica *sandwich* (Camilleri, 2013).

Recentemente, surgiu um novo material dentário à base de silicato tricálcico, Biodentine™ (Laboratoires Septodont, Saint-Maur-des-Fossés, França). Este actua como um material de restauração intermédia, ao nível do esmalte, no entanto, pode ser igualmente utilizado como um substituto dentinário definitivo. A sua capacidade de selamento, a sua elevada força de compressão e o seu reduzido tempo de presa (doze minutos) sugerem que este apresenta um elevado potencial como material restaurador (Koubi et al., 2013), sendo, por isso, considerado um bom substituto dentinário em restaurações *sandwich*. Alguns autores atribuem a este cimento a capacidade de regenerar novo tecido dentinário, ao induzir a diferenciação de células progenitoras a nível pulpar em odontoblastos (Rakin, Eschrich, Dejou e About, 2012). Ainda, outros autores sugerem que dadas as suas propriedades biológicas favoráveis, o Biodentine™ pode ser capaz de preservar a vitalidade pulpar em dentes permanentes imaturos com pulpite irreversível (Villat, Grosgeat, Seux e Farge, 2013).

Outros autores propuseram a aplicação de uma camada de resina elástica entre a resina composta e o sistema adesivo como uma possível alternativa, de modo a criar-se uma interface adesiva na ausência de fendas (Hernandes et al., 2013). Estudos sugerem que os compósitos *flowable* são capazes de aliviar o *stress* gerado durante a contracção de polimerização, promovendo um selamento mais eficaz da estrutura dentária, devido ao seu baixo módulo de elasticidade. Consequentemente, são materiais capazes de minimizar o aparecimento de fendas entre a restauração e o dente, reduzindo assim a microinfiltração (Hernandes et al., 2013).

Assim, uma nova resina (SDRTM, Dentsply, Alemanha) foi introduzida no mercado com o propósito de ser utilizada como camada intermédia em restaurações a resina composta (Hernandes et al., 2013). Dada a sua fluidez, SDRTM foi um material concebido com o intuito de minimizar a microinfiltração, apresentando uma composição única que retarda a taxa de polimerização, reduzindo o *stress* gerado pela mesma (Poggio, Chiesa, Scribante, Mekler e Colombo 2013).

A qualidade e a durabilidade da adesão entre o substituto dentinário e a resina composta é de extrema importância clínica, uma vez que ditará a longevidade e a previsibilidade da restauração (Hashem, Foxton, Manoharan, Watson e Banerjee, 2014). Apesar das melhorias significativas ao nível dos sistemas adesivos, a interface de adesão permanece a região mais fraca de uma restauração. Se esta interface ficar exposta ao meio oral, pode ocorrer descoloração marginal, má adaptação marginal e, consequentemente, perda de retenção (Breschi et al., 2008).

Assim sendo, é imperativo avaliar a microinfiltração marginal deste novo grupo de materiais recentemente introduzidos no mercado. Neste sentido, o propósito deste trabalho consiste na avaliação *in vitro* da microinfiltração marginal utilizando diferentes substitutos dentinários, tais como o BiodentineTM (Septodont), a resina SDRTM (Dentsply), o cimento Photac Fil Quick Aplicap (3M ESPE) e, por último, o cimento Riva LC (SDI).

II. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1. Princípios de adesão

O mecanismo de adesão envolve interações moleculares na interface dos materiais. Qualquer evento descrito como adesão é representado por um aderente ou substrato, sobre o qual é aplicado um adesivo, criando uma interface (Marshall, Bayne, Baier, Tomsia e Marshall, 2010).

A adesão pode ser categorizada de acordo com o tipo de união, física, química e/ou mecânica, que contribui para a força interfacial da ligação. Uma união física é geralmente muito fraca. Já a união química é forte mas, no entanto, difícil de atingir de uma forma mais densa ao longo da interface. Por fim, a união mecânica representa o método que garante mais eficazmente uma forte adesão entre as estruturas envolvidas (Marshall et al., 2010).

Em Medicina Dentária, a adesão entre resinas compostas e estruturas dentárias pode ser obtida através dessa mesma adesão mecânica, caracterizada pela penetração do adesivo no aderente, tornando-os mecanicamente ligados a um certo nível; através da adesão de adsorção, resultante da ligação química destes materiais aos componentes orgânicos (maioritariamente colagénio tipo I) e inorgânicos (hidroxiapatite) dos órgãos dentários; e na adesão de difusão, adquirida através dos monómeros de resina e das suas ligações mecânicas e químicas aos tecidos dentários. A heterogeneidade da microestrutura aderente contribui para a grande diversidade de opções no que diz respeito à união mecânica (Marshall et al., 2010).

Segundo Marshall et al., (2010), existe uma sequência de eventos fundamentais para que se estabeleça adesão, de entre os quais se destacam a limpeza de superfície, a rugosidade de superfície, o ângulo de contacto, a baixa viscosidade dos adesivos, a resistência à fase de separação e, por último, a solidificação ou polimerização do adesivo. A limpeza de superfície é o principal requisito para que exista uma forte união entre os materiais envolvidos.

A presença de água, detritos orgânicos e biofilme interfere com a molhabilidade e diminui a energia de superfície. Daí ser efectuado, no caso dos sistemas adesivos *etch-*

and-rinse, o condicionamento ácido, permitindo a remoção da maioria dos contaminantes, criando porosidades na superfície que facilitam a ligação micromecânica entre o adesivo e o aderente (Marshall et al., 2010).

Os adesivos dentários têm como principal objectivo proporcionar retenção aos materiais dentários sobre eles colocados. Além de resistirem adequadamente a forças mecânicas, especialmente à contracção de polimerização dos compósitos, os sistemas adesivos devem ser igualmente capazes de prevenir a infiltração de substâncias ao longo de toda a restauração (Van Landuyt et al., 2007). De facto, o insucesso das restaurações em dentisteria está essencialmente associado a um selamento inadequado das mesmas, originando consequentemente uma descoloração das suas margens (Van Landuyt et al., 2007).

A capacidade adesiva destes sistemas assenta numa dupla adesão, na qual o adesivo adere primeiramente ao esmalte e à dentina e, de seguida, liga-se ao material de revestimento (Van Landuyt et al., 2007). A dentisteria adesiva possibilitou a união de materiais artificiais aos tecidos dentários, dispensando a retenção mecânica, que outrora fora fundamental para garantir o sucesso das restaurações directas e indirectas.

Além disso, a dentisteria adesiva promoveu a união entre diferentes materiais dentários, nomeadamente compósitos, cerâmicas ou metais, permitindo assim a reparação ou a substituição de restaurações aquando de fracturas, lesões de cárie marginais ou necessidades estéticas (Heintze, 2013).

2.1.1. Adesão ao esmalte

A adesão ao esmalte por intermédio do ácido ortofosfórico tem sido um procedimento extremamente útil e bem sucedido na prática clínica em Medicina Dentária (Erickson, Barkmeier e Latta, 2009). Em 1955, Bounocore introduziu a técnica do condicionamento ácido, permitindo que a adesão ou união entre as resinas compostas e o esmalte se tornasse um procedimento clínico bastante seguro e eficaz (Bounocore, 1955). O condicionamento ácido induz modificações na superfície do esmalte, favorecendo uma perda de distribuição constante e regular dos prismas de esmalte (Hadad, Hobson e McCabe, 2006). Ainda, estudos posteriores demonstraram que a união micromecânica entre a resina e o esmalte ocorria pela formação dos *tags* de resina, sendo este o princípio da adesão dentária (Perdigão, 2010).

Uma vez que a união entre o esmalte e as resinas compostas é potenciada pela formação dos *tags* de resina, já mencionados anteriormente, certos autores crêem que a força de adesão ao esmalte pode estar directamente relacionada com o grau de condicionamento da superfície desse mesmo tecido (Hadad et al., 2006).

Já Nakabayashi, Kojima e Masuhara (1991), comprovaram que os monómeros de resina apresentam a capacidade de penetrar no esmalte condicionado e, quando polimerizados, promovem a formação uma estrutura denominada por camada híbrida, tal como se verifica quando se aplica um sistema adesivo ao nível da dentina (Hadad et al., 2006). De facto, John Gwinnett, um dos alunos de Nakabayashi, demonstrou que as resinas adesivas têm a capacidade de penetrar nos prismas de esmalte previamente submetidos ao condicionamento ácido, envolvendo os cristais de apatite, tornando-os ácido-resistentes (Gwinnett e Matsui, 1967). Como resultado, esta foi considerada a primeira camada híbrida propriamente dita ou verdadeira, representando a formação de uma nova estrutura que não corresponde a esmalte nem a dentina, mas sim uma junção dos dois componentes, revolucionando assim a engenharia dos tecidos dentários (Pashley et al., 2011).

Nesta primeira abordagem, denominada *etch-and-rinse*, a estrutura dentária é submetida ao condicionamento ácido (habitualmente ácido ortofosfórico a 30-40%) e, seguidamente, é lavada (Peumans et al., 2005). Segundo estes autores, esta técnica permanece a mais eficaz, promovendo uma segura e estável adesão entre o esmalte e o material dentário sobre este colocado.

A técnica *self-etching* surgiu como uma alternativa que permitisse simplificar os sistemas adesivos, quer ao nível do esmalte, quer na dentina (Moura et al., 2009). Estes novos adesivos combinam os dois procedimentos, *etching* e *priming*, num único passo, simplificando a técnica adesiva, tornando-se, assim, extremamente populares na prática clínica. Estes dois sistemas diferem um do outro em vários aspectos, dos quais o pH inicial, o tipo de monómeros acídicos, número de passos envolventes, concentração de água e solventes, entre outros (Moura et al., 2009).

Foi comprovado que o condicionamento ácido é um dos procedimentos que mais eficazmente promove uma união micromecânica entre os elementos envolvidos e, simultaneamente, garante um bom selamento das margens da restauração. Esta técnica possibilitou a resolução de algumas preocupações associadas às restaurações a resina composta, nomeadamente a coloração marginal resultante da infiltração das mesmas. Sem esta união micromecânica, estes materiais não seriam capazes de resistir aos efeitos nefastos da infiltração marginal ao longo das restaurações e a sua durabilidade ficaria comprometida (Rawls e Esquivel-Upshaw, 2003).

Para garantir a união entre o esmalte e o material restaurador, é necessário que o condicionamento ácido seja suficientemente eficaz para promover a sua dissolução e, conseqüentemente, a criação de microporosidades na sua superfície. Contrariamente ao esmalte não tratado, o esmalte condicionado apresenta uma energia de superfície maior, garantindo o escoamento e a penetração da resina nas porosidades deste tecido dentário, formando *tags* de resina que promovem a união mecânica ao esmalte (Rawls e Esquivel-Upshaw, 2003).

Enquanto a adesão ao esmalte é previsível e eficaz, a adesão à dentina apresenta algumas limitações e dificuldades, constituindo um enorme obstáculo à adesão. Esta caracteriza-se por um tecido bastante heterogéneo e a sua elevada concentração de fluidos faz com que este tecido necessite de um sistema adesivo eficaz que garanta a adesão entre a dentina e o material restaurador (Rawls e Esquivel-Upshaw, 2003).

Assim sendo, a adesão à dentina tem sido um tema bastante debatido na literatura actual e vai ser desenvolvido detalhadamente no tópico seguinte.

2.1.2. Adesão à dentina

Os túbulos dentinários caminham continuamente desde a junção amelo-dentinária (JAD) até à polpa, e desde a junção dentino-cimentária (JDC) até à polpa dos canais radiculares (Perdigão, 2010).

Pashley (1996) descreve a dentina como um elemento biológico poroso constituído por cristais de apatite dispostos numa matriz de colagénio. Outros autores defendem que este tecido mineralizado representa uma complexa estrutura biológica, na qual a dentina inter-tubular forma a matriz e os túbulos dentinários, em associação com a dentina peritubular, formam um reforço de fibras que a constituem (Perdigão, Reis e Loguercio, 2013).

Marshall Jr, Marshall, Kinney e Balooch (1997) defendem que a constituição e as propriedades deste tecido podem afectar e condicionar directamente a adesão dos materiais. Factores clínicos e biológicos tais como a permeabilidade dentinária, os fluidos pulpaes e, ainda, a presença de dentina cariada e dentina esclerótica podem igualmente afectar esta adesão.

O desafio patológico mais comum ao nível da dentina representa as lesões de cárie (Perdigão, 2010). De acordo com a equipa de investigação do Dr. Fusayama, a dentina cariada é constituída por uma camada superficial de detritos e por outra mais profunda (Fusayama e Terashima, 1972). A camada superficial ou externa caracteriza-se por uma elevada desmineralização e revela degeneração das fibras de colagénio, indicando a sua irreversível desnaturação. A camada interna não se encontra totalmente desmineralizada, apresentando fibras de colagénio e cristais de apatite, indicando uma possível remineralização (Figura 1.) (Pugach et al., 2009).

Em 1983, Stanley et al. descobriram que o complexo pulpo-dentinário reage face a estas agressões externas, conduzindo ao aparecimento de dentina esclerótica ou dentina reparadora. Actualmente sabemos que há uma deposição contínua de tecido mineralizado ao nível dos túbulos dentinários, favorecendo a sua obliteração e, consequentemente, a formação de esclerose. Esta dentina esclerótica difere da dentina esclerótica fisiológica, uma vez que a sua formação ocorre exclusivamente na área afectada (Pugach et al., 2009).

Ao tecido que se deposita junto à polpa, em consequência de uma lesão de cárie, dá-se o nome de dentina terciária reaccionária. Este tipo de dentina encontra-se dividida em

dentina reaccionária, constituída por odontoblastos que não foram destruídos pela lesão de cárie, e em dentina reparadora, formada por novos odontoblastos e novas células em diferenciação (Perdigão, 2010).

Enquanto que a adesão à dentina terciária ocorre apenas em lesões de cárie profundas, a adesão à dentina lesada continua a ser um assunto extremamente relevante e frequente na prática clínica (Perdigão, 2010).

Estas restaurações adesivas têm como principal objectivo alcançar um selamento e uma íntima adaptação entre o material restaurador e a superfície dentária. Esta ideal e perfeita adaptação entre os dois componentes é difícil de se estabelecer na dentina, uma vez que esta é constituída por uma quantidade significativa de matéria orgânica e de água, enquanto que o esmalte, em contrapartida, representa mais de 90% de hidroxiapatite, matéria inorgânica (Perdigão et al., 2013).

A dentina é um tecido biológico húmido e poroso, na qual se encontram cristais de apatite envolvidos numa matriz proteica, onde estão incluídas fibras de colagénio tipo I (Pashley et al, 1996). Cerca de 50% do seu volume é representado por tecido mineral, 30% corresponde a matéria orgânica, essencialmente colagénio tipo I, e, por fim, os restantes 20% de volume correspondem a fluidos semelhantes ao plasma, mas pobremente caracterizados (Marshall et al., 1997).

Estas características, nomeadamente a sua humidade e natureza orgânica, fazem com que a adesão à dentina seja algo extremamente complicado de se conseguir (Perdigão et al., 2013). De facto, a presença de água desempenha um papel extremamente importante na degradação dos sistemas adesivos, reduzindo as suas propriedades físicas (Ito, Hashimoto e Wadgaonkar, 2005). A sua absorção conduz a uma plastificação do adesivo, potenciando uma diminuição da sua força adesiva (Perdigão et al., 2013).

O condicionamento ácido na dentina promove a sua desmineralização e remove a totalidade dos cristais de hidroxiapatite desde a superfície até alguns milímetros de profundidade. A eliminação da hidroxiapatite, componente inorgânico da dentina, faz com que permaneçam apenas os seus constituintes orgânicos, nomeadamente o colagénio, o que dificulta consideravelmente a interacção ou união química entre os diferentes componentes envolvidos na adesão (Pashley et al., 2011).

De facto, quando a dentina é submetida ao corte por instrumentos dentários, é formada uma camada de detritos que permanece sobre os túbulos dentinários. Devido à sua

aparência, esta camada, constituída por componentes da dentina, saliva e detritos resultantes da instrumentação ao nível do esmalte, é denominada por *smear layer*. Muitos dos adesivos dentinários foram concebidos para se unirem directamente a esta camada de detritos, ao reagirem com o colagénio ou cálcio nela contidos. No entanto, a força adesiva destes materiais era insuficiente, uma vez que o *smear layer* propriamente dito não aderiu adequadamente à dentina subjacente. Desenvolvimentos posteriores conseguiram obter uma força adesiva superior, ao aplicar-se previamente um condicionador na dentina que favorecia a eliminação desta camada de detritos.

Contudo, a microinfiltração das restaurações permanecera, não sendo eliminada ou ultrapassada por estes sistemas. Além disso, a taxa de sucesso era ainda bastante inferior e inaceitável, sobretudo em comparação com o elevado sucesso dos ionómeros de vidro. Este insucesso poderia estar relacionado com a composição das resinas, que eram essencialmente hidrofóbicas, o que limitava o escoamento destes materiais e, consequentemente, a sua adesão à dentina (Perdigão e Swift Jr, 2006).

Assim sendo, muitos dos sistemas adesivos que surgiram no mercado combinavam monómeros hidrofílicos e hidrofóbicos na mesma embalagem. Os grupos hidrofílicos garantem uma maior molhabilidade dos tecidos dentários, isto é, garantem uma fluidez adequada do sistema adesivo para que este consiga escoar para o interior de todas as irregularidades da superfície. Já os grupos hidrofóbicos interagem e copolimerizam o material restaurador. No entanto, uma vez que a dentina é um tecido significativamente húmido, é impossível garantir a sua desidratação completa durante o procedimento clínico (Perdigão et al., 2013).

Assim sendo, alguns fabricantes desenvolveram adesivos dentinários compatíveis com este ambiente húmido e inóspito característico da dentina. Seguidamente à polimerização dos monómeros constituintes do adesivo, a junção das fibras de colagénio, resina, água residual e cristais de hidroxiapatite dá origem a uma camada híbrida que potencia a união entre a dentina e o material restaurador (Perdigão et al., 2013).

No entanto, apesar da formação desta camada híbrida formada entre o tecido dentinário e o material restaurador, a capacidade adesiva dos sistemas *etch-and-rinse* e *self-etch* fica comprometida (Breschi et al, 2008).

Vários são os factores responsáveis pela degradação destes materiais ao nível da dentina, dos quais se salienta a natureza hidrofílica de alguns monómeros constituintes dos adesivos dentinários, a quantidade de água necessária para a ionização de alguns monómeros nos sistemas *self-etch*, a molhabilidade associada aos sistemas *etch-and-rinse* e, por último, a presença de fluido responsável pela permeabilização os túbulos dentinários (Perdigão et al., 2013).

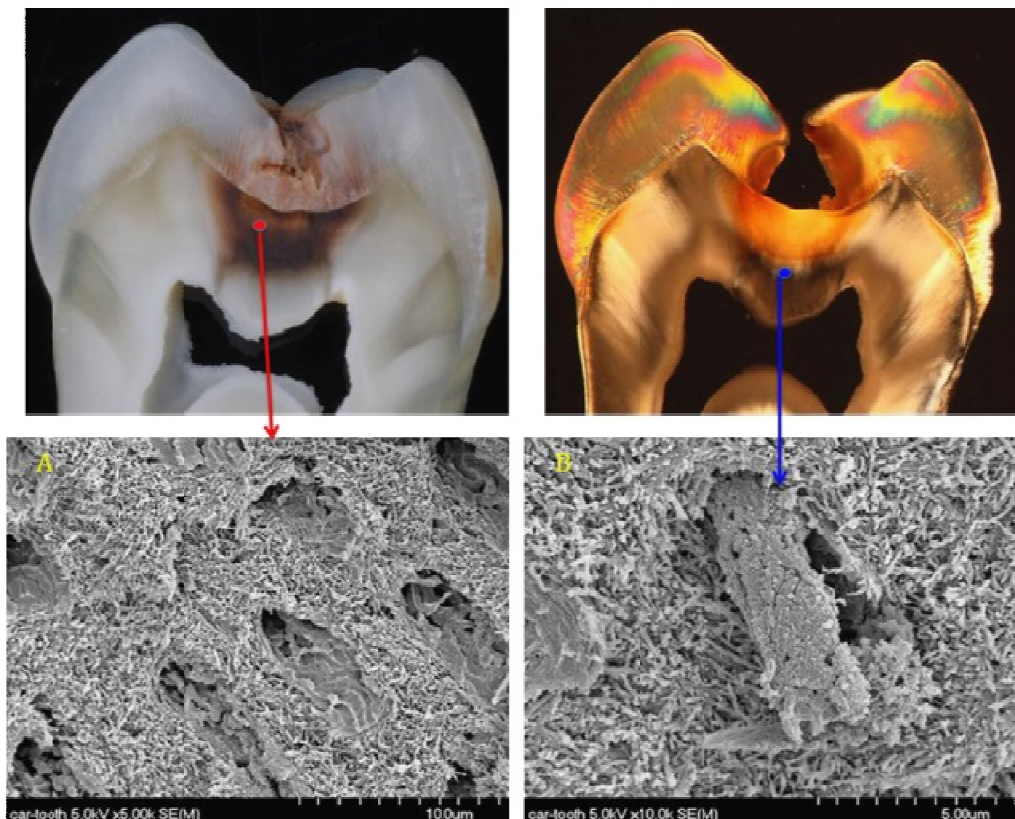


Fig. 1 - Lesões de cárie demonstradas por FESEM: (A) dentina parcialmente desmineralizada na transição para a dentina afectada; (B) túbulos dentinários ocluídos com detritos na região de dentina afectada pela lesão de cárie in Perdigão, 2010

2.2. Sistemas adesivos actuais

A tecnologia adesiva sofreu uma rápida evolução desde a sua introdução no mercado, há 50 anos atrás. O principal desafio destes sistemas adesivos é proporcionar uma união igualmente eficaz, quer para o esmalte, quer para a dentina, os dois tecidos dentários duros com uma natureza tão díspar. Assim, a adesão ao esmalte é previsível e durável,

enquanto que a adesão à dentina representa um procedimento mais complicado (Van Meerbeek et al., 2011).

No início do ano de 1970, as resinas compostas começaram a ser utilizadas para a restauração de dentes posteriores. Nessa altura, o esmalte não era submetido ao condicionamento ácido e as superfícies dentárias eram preparadas da mesma forma que se preparavam as que iriam ser restauradas com um outro material restaurador, a amálgama. Já na década de 80, o condicionamento do esmalte passou a ser parte integrante dos procedimentos clínicos e a aplicação de adesivos hidrofóbicos de baixa viscosidade tornou-se bastante comum. No final do ano de 1980, surgiram os primeiros sistemas adesivos dentinários, que ainda exigiam um condicionamento prévio do esmalte. Este método foi, mais tarde, substituído pela técnica denominada *total-etch*, que envolve um condicionamento simultâneo do esmalte e da dentina. Mais tarde, em 1999, o primeiro sistema adesivo *self-etch* surgiu no mercado. Entretanto, este sistema tornou-se bastante popular na prática clínica devido à rapidez e simplicidade dos seus procedimentos (Heintze, 2013).

Como referido anteriormente, actualmente os sistemas adesivos podem ser agrupados em duas categorias, de acordo com a sua técnica: *etch-and-rinse* e *self-etch* (Hamouda, Samra e Badawi, 2011).

2.2.1 Sistema adesivo *etch-and-rinse*

Estes representam a primeira geração de sistemas adesivos resinosos. Na sua versão de três passos, que envolve o condicionamento ácido, e a aplicação do *primer* e do adesivo separadamente, cada um destes procedimentos permite alcançar vários objectivos. O condicionamento ácido, utilizando ácido ortofosfórico a 32-37% (pH 0.1-0.4), além de preparar a superfície dentária, quer o esmalte bem como a dentina, promove, por outro lado, uma diminuição do pH, eliminando a grande maioria das bactérias residuais (Pashley et al, 2011).

Como referido, este sistema adesivo apresenta diversos componentes, entre os quais um gel de ácido ortofosfórico e um *primer* com monómeros hidrofílicos, que penetram na dentina e preparam a sua superfície para receber o adesivo. Este é um agente de ligação resinoso com monómeros hidrofóbicos bisfenol-A-glicidil metacrilato (Bis-GMA),

frequentemente combinados com moléculas hidrofílicas, como 2-hidroxietil metacrilato (HEMA) (Perdigão e Swift Jr, 2006).

O primeiro passo envolve a aplicação de um condicionador ácido, que promove a remoção da totalidade ou de uma parte do *smear layer*, ao desmineralizar a hidroxiapatite. Este procedimento permite a exposição da dentina subjacente e cria uma certa rugosidade na superfície dentária. O condicionamento ácido é aplicado ao esmalte e à dentina durante aproximadamente 15 segundos e, seguidamente, a superfície dentária é lavada e secada ou desidratada. Contudo, é importante não desidratar excessivamente o tecido dentário, uma vez que a adesão ocorre quando algum fluido residual permanece no interior dos túbulos.

O segundo passo corresponde à aplicação do *primer*. Este contém monómeros e moléculas hidrofílicas, tais como HEMA, que permitem uma maior molhabilidade e escoamento, promovendo a penetração dos monómeros na dentina permeável. Uma vez que os componentes minerais foram removidos pelo condicionamento ácido, o *primer* consegue penetrar no interior do conteúdo orgânico da dentina, essencialmente constituído por fibras de colagénio intimamente conectadas e unidas entre si.

O terceiro e último passo representa a aplicação do adesivo ou *bond*. Este corresponde a uma resina adesiva, cuja composição é semelhante à das resinas compostas, exceptuando as moléculas hidrofílicas a este adicionadas. Este é aplicado na superfície dentária e fotopolimerizado durante 10 segundos, aderindo à dentina devido às fibras de colagénio expostas e, por outro lado, devido à rugosidade criada na superfície dentinária, formando a tão conhecida camada híbrida (Perdigão e Swift Jr, 2006).

2.2.2. Sistema adesivo *self-etch*

Um menor número de passos reduz o tempo de manipulação e a sensibilidade da técnica, podendo igualmente melhorar a efectividade da adesão na prática clínica (Hanabusa et al., 2012).

Contrariamente aos sistemas *etch-and-rinse*, estes, igualmente conhecidos por sistemas adesivos autocondicionantes, não necessitam da aplicação do ácido separadamente, uma vez que apresentam na sua constituição monómeros acídicos (Van Meerbeek et al., 2011).

Ao contrário dos adesivos convencionais, os adesivos *self-etch* não removem o *smear layer*. O mecanismo de ligação tem como base a utilização de um *primer* ácido que incorpora o *smear layer* na camada híbrida, removendo hidroxiapatite e expondo cerca de 0.5 a 1 µm de colagénio intertubular, o chamado *smear plug*. Esta camada de detritos presente nos túbulos será incorporada nos *tags* de resina aquando da penetração do adesivo nos mesmos (Perdigão e Swift Jr, 2006).

Esta abordagem tem sido bastante utilizada, uma vez que diminui o tempo de aplicação, reduz o número de passos e diminui a sensibilidade da técnica adesiva, conduzindo a um desempenho clínico mais fiável e seguro. Outro aspecto clínico bastante relevante diz respeito à ausência ou diminuta sensibilidade pós-operatória, comparativamente aos adesivos *etch-and-rinse*, uma vez que a camada de detritos não é eliminada (Van Meerbeek et al., 2011).

Como já referido, estes sistemas podem ser de um passo ou dois passos, dependendo se o *primer* e o *bond* são providenciados separadamente ou combinados numa única solução. Por sua vez, os adesivos de um passo podem ser subdivididos em "componente único" ou em "dois componentes". Ao separar-se os constituintes activos, como os monómeros e a água, estes sistemas de dois componentes apresentam um tempo de armazenamento e utilização maior mas, em contrapartida, exigem uma correcta mistura dos seus ingredientes. Os sistemas de um componente podem ser considerados os verdadeiros adesivos de um único passo, ao combinarem o condicionamento e a aplicação do *primer* e do *bond* num só procedimento, não necessitando de mistura prévia (Van Meerbeek et al., 2011).

No esmalte, a técnica *etch-and-rinse* permanece a alternativa preferencial, garantindo não só uma maior durabilidade da adesão ao esmalte, mas também selando e protegendo a adesão à dentina, evitando a sua degradação (Pashley et al., 2011).

2.3. Resinas Compostas

Durante a primeira metade do século XX, os silicatos representavam o único material restaurador disponível no mercado do ponto de vista estético. Apesar das suas inúmeras vantagens, estes materiais já não são utilizados na prática clínica diária uma vez que sofrem uma rápida degradação após alguns anos (Rawls e Esquivel-Upshaw, 2003).

Mais tarde, as resinas acrílicas substituíram os silicatos, devido à sua insolubilidade, fácil manipulação e baixo custo. No entanto, a sua baixa resistência e severa contracção durante a polimerização, que por sua vez poderia desencadear microinfiltração das restaurações, fez com que este material sofresse algumas alterações, nomeadamente a adição de pó de quartzo, originando, assim, uma estrutura composta (Rawls e Esquivel-Upshaw, 2003).

O maior avanço foi efectuado quando o Dr. Ray L. Bowen (1962) desenvolveu um novo compósito, constituído por vários componentes, nomeadamente o bis-GMA e um silano orgânico que promove a união entre as partículas de carga e a matriz resinosa.

Desde então, as resinas compostas têm sido extensivamente utilizadas em dentisteria restauradora (Petrovic et al., 2013), apresentando diversas aplicações, tais como restaurações, bases ou fundos cavitários, selantes de fissura, núcleos em prótese fixa, inlays, onlays, restaurações provisórias entre outras (Ferracane, 2011). A sua versatilidade faz com que estes materiais continuem a crescer e a evoluir, quer no que diz respeito à sua composição, quer no que se refere aos seus campos de aplicação (Ferracane, 2011).

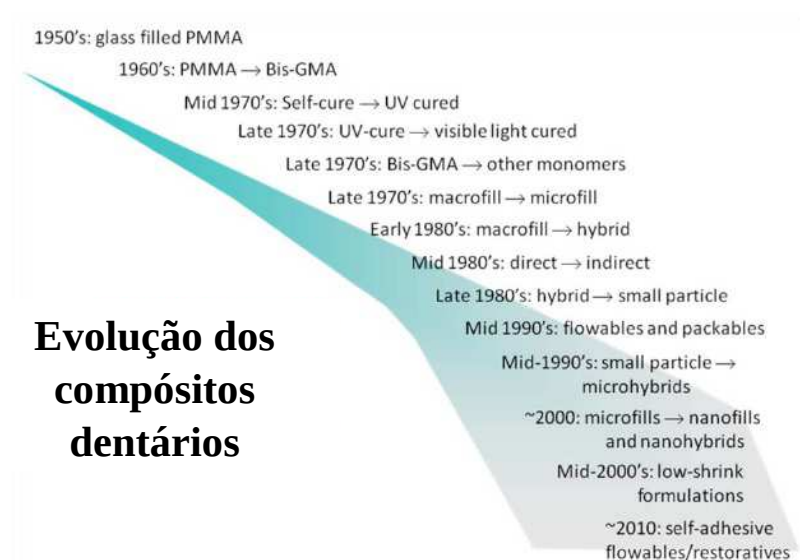


Fig. 2 - Perspectiva de evolução dos compósitos dentários in Ferracane, J. (2011) *Resin composite – State of the art. Dental Materials*

2.3.1. Composição das resinas compostas

As resinas compostas apresentam vários constituintes, entre os quais uma matriz orgânica polimérica, partículas de carga inorgânicas, agentes de união e iniciadores (Craig e Powers, 2002). A matriz orgânica dos compósitos actuais é um material plástico resinoso, tipicamente um dimetacrilato, capaz de formar uma fase contínua, garantindo a união das partículas de carga. Estas últimas representam partículas reforçadas que se encontram dispersas ao longo da matriz. Por fim, os agentes de união, tais como o silano, promovem a adesão entre as partículas de carga e a matriz resinosa dos compósitos (Craig e Powers, 2002; Rawls e Esquivel-Upshaw, 2003 & Ferracane, 2011).

i. Matriz Resinosa

Na sua grande maioria, a matriz dos compósitos é constituída por monómeros tais como o bis-GMA, um dos componentes mais utilizados, trietilenoglicol dimetacrilato (TEGDMA) e uretano-dimetacrilato (UDMA). Estes são constituintes extensamente utilizados, formando estruturas poliméricas intimamente unidas entre si (Rawls e Esquivel-Upshaw, 2003).

A viscosidade destes monómeros, em particular do bis-GMA, é bastante elevada, dificultando a sua mistura e manipulação. Assim sendo, é necessário um diluente, nomeadamente o TEGDMA ou o UDMA, que é adicionado de forma a reduzir e controlar a viscosidade destes componentes (Craig e Powers, 2002 & Ferracane, 2011). Já o elevado peso molecular destas substâncias diminui a contracção de polimerização e melhora as propriedades mecânicas dos compósitos. Estes monómeros conseguem garantir uma íntima união ao longo da cadeia polimérica, originando uma matriz resinosa rígida e altamente resistente à degradação pelo calor e pela acção de diversos solventes, tais como água ou álcool (Rawls e Esquivel-Upshaw, 2003).

Novos monómeros como os siloranos foram desenvolvidos com o objectivo de diminuir a contracção de polimerização, na tentativa de melhorar a durabilidade clínica destes materiais restauradores (Craig e Powers, 2002).

ii. Partículas de carga

Estas, ao serem adicionadas à matriz das resinas compostas, melhoram as propriedades destes materiais (van Noort, 2007). A incorporação de partículas de carga garante um reforço dos compósitos, reforçando a sua matriz, aumentando a dureza e a força dos mesmos, reduzindo, por outro lado, a contracção de polimerização, a expansão térmica e a absorção e adsorção de água, aumentando a viscosidade destes materiais, o que se reflecte numa manipulação melhorada (Rawls e Esquivel-Upshaw, 2003 & Zimmerli, Strub, Jeger, Stadler e Lussi, 2010). Por fim, as partículas de carga proporcionam ainda os meios ideais para controlar várias características estéticas, tais como a cor, translucidez e fluorescência (van Noort, 2007). A introdução destas partículas na matriz resinosa permitiu um aumento do conteúdo inorgânico de 32% a 50%, em volume, ou de 50% a 60%, em peso (Craig e Powers, 2002).

Novas opções no que diz respeito a estes componentes encontram-se direccionadas para as nanopartículas e para as partículas orgânicas-inorgânicas híbridas (Ferracane, 2011).

iii. Agentes de união

Como referido anteriormente, para que se estabeleça a união entre a matriz e as partículas de carga, a presença de agentes de união é essencial. Estes vão, por um lado, melhorar as propriedades físicas e mecânicas dos compósitos, bem como prevenir a penetração de água na interface partícula-resina, evitando a sua infiltração (Rawls e Esquivel-Upshaw, 2003).

A ligação estável entre as partículas de carga e a matriz influencia as propriedades do material restaurador, e a qualidade desta ligação afecta a resistência à abrasão desse mesmo material (van Noort, 2007)

Para que um compósito apresente boas propriedades, é necessário que se estabeleça uma boa união entre os seus componentes, assegurada pelos agentes de união. Esta união é garantida durante o processamento destes materiais pelo próprio fabricante, que trata a superfície das partículas com um agente de união antes da sua mistura com a matriz resinosa (Craig e Powers, 2002).

Dos agentes mais comuns, salientam-se os silanos, que se depositam sobre as partículas de carga, reagindo com as mesmas. Simultaneamente, durante a reacção de presa da

matriz, as duplas ligações de carbono do silano reagem com a mesma, resultando na interacção entre o silano e a matriz resinosa, promovendo a união das partículas à matriz (Craig e Powers, 2002).

Existe ainda uma correlação entre as propriedades mecânicas do compósito e a quantidade de silano adsorvido nas partículas de carga. Assim sendo, a quantidade de silano deve ser a ideal para ser eficaz. Ou seja, quando temos uma quantidade insuficiente de silano na superfície das partículas de carga, a ligação à resina é inadequada, contribuindo para uma dispersão não uniforme das partículas de carga. Consequentemente, este factor conduz a um aumento da viscosidade e, seguidamente, a uma diminuição das propriedades mecânicas das resinas. Por outro lado, silano em excesso também pode conduzir a uma degradação das propriedades mecânicas (Sideridou e Karabela, 2009).

A selecção da quantidade ideal de silano para as resinas compostas é geralmente baseada nas suas propriedades físicas e não na sua estabilidade hidrolítica (Sideridou e Karabela, 2009).

iv. Iniciadores e Activadores

As resinas compostas podem ser fotoactivadas ou activadas quimicamente. A fotoactivação é conseguida através de uma fonte luminosa azul a um comprimento de onda de 470 nm, que é habitualmente absorvida por uma substância activadora, nomeadamente as canforoquinonas, adicionadas à matriz resinosa pelo fabricante (Craig e Powers, 2002 & Ferracane, 2011). Estes compósitos vieram melhorar a profundidade de polimerização dos compósitos, bem como permitiram um maior controlo do tempo de trabalho ou manipulação.

Encontram-se disponíveis no mercado sob forma de uma única pasta contida numa seringa ou embalagem resistente à luz. Os radicais livres iniciadores, canforoquinonas e uma amina orgânica, encontram-se no interior desta embalagem e mantêm-se estáveis desde que a resina não esteja em contacto com a luz. Assim que entrarem em contacto com uma fonte luminosa, dá-se a interacção entre as canforoquinonas e uma amina, que acelera esta reacção, contribuindo para a formação de radicais livres responsáveis pela reacção de polimerização (Craig e Powers, 2002, Rawls e Esquivel-Upshaw, 2003 & Ferracane, 2011).

Já os compósitos activados quimicamente são constituídos por duas pastas, uma contendo uma amina orgânica (pasta catalisadora) e outra que apresenta um peróxido orgânico (pasta universal), que reagem mutuamente, produzindo radicais livres que promovem a reacção de polimerização (Craig e Powers, 2002 & Rawls e Esquivel-Upshaw, 2003).

Desde 1980 que os compósitos fotoactivados são amplamente utilizados como material restaurador. A sua popularidade está relacionada com a excelente estética, biocompatibilidade, resistência e, acima de tudo, com a facilidade e segurança com que estes materiais são utilizados na prática clínica, comparativamente às resinas activadas quimicamente. Contudo, os compósitos fotoactivados representam uma técnica mais sensível e mais demorada (Petrovic et al., 2013).

Outras resinas mais recentes são de dupla-polimerização, o que significa que contêm na sua constituição iniciadores e activadores que são activados quer pela luz, quer por reacções químicas entre eles (Craig e Powers, 2002).

Segundo alguns autores, foram introduzidas outras substâncias iniciadoras ou activadoras, tais como o OPPI (p-octiloxifenil-fenil iodono hexafluoroantimonato), apresentando resultados experimentais encorajadores (Shin e Rawls, 2009).

v. Inibidores

De forma a minimizar ou prevenir a espontânea ou acidental polimerização dos monómeros, são adicionados inibidores à composição das resinas compostas. Estes apresentam uma intensa reactividade com os radicais livres, reagindo mais rapidamente com estes, do que estes conseguem reagir com os monómeros da matriz dos compósitos, evitando assim a sua polimerização, que por sua vez ocorre quando a totalidade dos inibidores for consumida ou eliminada (Rawls e Esquivel-Upshaw, 2003).

Um inibidor vastamente conhecido e utilizado é o hidroxitolueno butilado (BHT), cujas funções são aumentar o tempo de vida útil ou de armazenamento das resinas compostas e garantir um tempo de trabalho razoável (Rawls e Esquivel-Upshaw, 2003).

vi. Pigmentos

Para garantirmos uma aparência natural dos compósitos dentários, estes devem apresentar um sombreado visual e uma translucidez semelhantes à estrutura dentária. Para proporcionar tons que correspondam à maior parte dos tons naturais, são adicionados vários pigmentos, que consistem em pequenas quantidades de partículas de óxidos metálicos (Craig e Powers, 2002 & Rawls e Esquivel-Upshaw, 2003).

A translucidez e opacidade são ajustadas conforme necessário para simular o esmalte e a dentina. Muitas vezes, a translucidez pode facilitar a passagem de muita luz através da restauração, resultando numa menor reflexão da luz, o que faz com que o bordo incisal pareça demasiadamente escuro. Esta deficiência pode ser corrigida através da adição de um agente de opacificação ou opaco (Rawls e Esquivel-Upshaw, 2003).

No entanto, se for adicionada uma quantidade excessiva de opaco, poderá ser reflectida muita luz e, em contrapartida, ao observador a restauração irá parecer "muito branca". Desta forma, para aumentar a opacidade, o fabricante adiciona dióxido de titânio e óxido de alumínio em quantidades mínimas, uma vez que estas partículas são óxidos opacificantes altamente eficazes (Rawls e Esquivel-Upshaw, 2003).

2.3.2. Classificação das resinas compostas

Existem várias propriedades das resinas compostas que as tornam materiais de restauração mais favoráveis que outros. As resinas compostas são constituídas por diversos componentes, nomeadamente uma matriz orgânica, tipicamente de dimetilacrilato, partículas de carga inorgânicas, normalmente obtidas a partir de vidro radiopaco, agente de união (silano), que promove a ligação entre a matriz e as partículas, iniciadores/aceleradores e, por último, pigmentos. O tipo de partículas de carga e a proporção destes componentes em relação à matriz orgânica determinam a capacidade dos compósitos em tolerar o desgaste e o *stress* (Chan et al., 2010 & Ferracane, 2011).

Certos autores defendem que a divisão das resinas compostas se baseia no tamanho médio das partículas de carga presentes em maior número na sua constituição. Assim sendo, para estes autores, as resinas compostas são normalmente divididas em três

grandes grupos: compósitos tradicionais, microparticulados e híbridos (Rawls e Esquivel-Upshaw, 2003 & Perdigão e Swift Jr, 2006).

Ferracane, em 2011, considerou que os diferentes tipos de compósitos podem ser classificados de acordo com a sua viscosidade. Assim, temos os compósitos *flowable* que são dispensados através de pequenas seringas para o interior de cavidades mais estreitas para uma melhor adaptação, e distinguem-se igualmente os compósitos *packable*, desenhados para oferecer uma maior resistência e um contacto interproximal mais íntimo (Ferracane, 2011).

As resinas *flowable* apresentam menor viscosidade ao reduzir-se a porção de partículas de carga, ou ao adicionar-se agentes moduladores tais como elementos surfactantes, que diminuem a viscosidade das resinas sem ser necessário minimizar a quantidade de partículas de carga existentes na sua composição, o que pode reduzir as propriedades mecânicas ou aumentar a contracção de polimerização destes materiais. Já as resinas *packable* alcançam a sua consistência ao modificar-se o tamanho e a distribuição das partículas de carga ou através da adição de outros elementos, nomeadamente fibras (Ferracane, 2011).

No entanto, para cada tipo de compósito é feita uma distinção de acordo com as características das partículas de carga que os constituem, em particular o tamanho das mesmas. As resinas compostas convencionais apresentam partículas de maiores dimensões, sendo por isso mesmo denominados por resinas macroparticuladas. Estas são muito resistentes, porém, são difíceis de polir, sendo impossível manter a suavidade e regularidade de superfície desejadas (Ferracane, 2011).

Uma vez que estas condições são bastante relevantes do ponto de vista estético, os fabricantes desenvolveram as resinas microparticuladas. Estas eram passíveis de serem polidas, no entanto eram menos resistentes devido à menor quantidade de partículas de carga. Assim, assumiu-se a necessidade de aliar estas duas características de modo a obter-se um material que apresentasse força adequada e, em simultâneo, bom polimento e boas propriedades estéticas (Ferracane, 2011).

Dessa forma, foi reduzido o tamanho das partículas de carga, surgindo os ultimamente denominados compósitos híbridos de partículas pequenas (*small particle hybrid composites*). Por sua vez, estes dividem-se em dois grandes tipos de materiais: os midiparticulados e os miniparticulados (Ferracane, 2011).

Estes últimos são geralmente reconhecidos como resinas microhíbridas que, essencialmente, são compósitos universais uma vez que podem ser aplicados quer em dentes anteriores quer em dentes posteriores, devido às suas diversas características. Por último e mais recentemente, surgiram as resinas nanoparticuladas e, ao interagirem com as resinas microhíbridas, formaram um outro grupo de compósitos designados nanohíbridos (Figura 3.) (Ferracane, 2011).

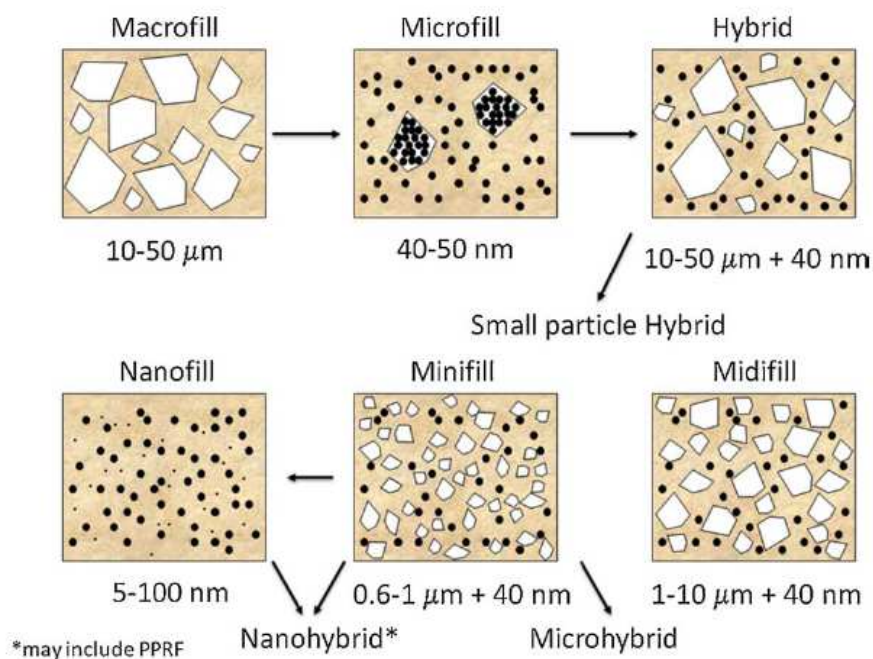


Fig. 3- Desenvolvimento cronológico dos compósitos dentários baseado nas alterações das partículas de carga in Ferracane, L. (2011)

Para além da fracção volumétrica presente na sua composição, a distribuição dos tamanhos, o índice de refração, a radiopacidade e a dureza das partículas de carga também são factores importantes na determinação das propriedades e aplicações das resinas compostas (Rawls e Esquivel-Upshaw, 2003 & Perdigão e Swift Jr, 2006).

Habitualmente, resinas com uma maior porção de micropartículas são mais frequentemente utilizadas para a restauração de dentes anteriores, uma vez que estes compósitos são mais fáceis de polir, garantindo um acabamento mais estético. Da mesma forma, ao aumentar-se a proporção de macropartículas, as resinas compostas adquirem a capacidade de suportar forças compressivas maiores, sendo habitualmente

utilizadas na restauração de dentes posteriores, que se encontram envolvidos nas funções de mastigação e trituração dos alimentos (Chan et al., 2010).

2.3.3. Propriedades das resinas compostas

Das propriedades dos compósitos, salientam-se o tempo de polimerização e tempo de trabalho, a contracção de polimerização, o grau de conversão, as propriedades térmicas, a absorção de água, a sua solubilidade e, por fim, a cor e radiopacidade (Craig e Powers, 2002).

As propriedades das resinas compostas podem ser alteradas, fazendo com que estes materiais se adaptem a um maior número de situações. A alteração das propriedades pode ser conseguida ao modificar-se alguns dos seus componentes, tais como o tamanho das partículas de carga, a qualidade dos agentes de união e o processo de activação destes materiais (Chan et al., 2010). De acordo com estas propriedades, as resinas compostas assumem diferentes papéis ao nível da cavidade oral (Ferracane, 2011).

i. Tempo de polimerização e de trabalho

Para os compósitos fotopolimerizáveis, a polimerização é iniciada assim que estes são expostos a uma fonte de luz. O endurecimento ou a polimerização destes materiais ocorre alguns segundos após a exposição à luz, através de uma fonte luminosa de alta intensidade. Contudo, a restauração só sofre uma polimerização completa após vinte e quatro horas, durante as quais a reacção se prolonga, mesmo na ausência de luz (Craig e Powers, 2002).

Esta particularidade resulta de diversos factores, tais como o facto de algumas ligações duplas de carbono não reagirem e, por outro lado, a superfície da restauração estar sujeita ao oxigénio circundante, inibindo a sua polimerização. No entanto, o polimento e o acabamento da restauração, recorrendo a sistemas abrasivos, torna-a funcional, apesar das suas propriedades ópticas serem unicamente alcançadas no dia seguinte (Craig e Powers, 2002).

O tempo de presa das resinas activadas quimicamente varia entre os três e os cinco minutos. Este curto tempo de presa foi conseguido e estabelecido ao controlar-se e ajustar-se a concentração dos iniciadores e activadores (Craig e Powers, 2002).

ii. Contração de polimerização

As resinas compostas são amplamente utilizadas em dentisteria restauradora devido à sua excelente estética e capacidade de aderir às estruturas dentárias através de sistemas adesivos. No entanto, a conversão dos monómeros da resina num polímero é acompanhada por uma contração do material, variando entre os 1,67% e os 5,68% de volume de contração de polimerização (Park e Kim, 2014).

Como referido, este procedimento ocorre durante a reacção de polimerização, quando há uma redução da distância entre as moléculas dos monómeros, resultante da formação de ligações covalentes curtas ou pequenas, diminuindo o volume livre no interior desses mesmos monómeros, conduzindo à formação de polímeros densamente compactados (El-Damanhoury e Platt, 2013).

Durante a polimerização, a viscosidade dos compósitos aumenta até se atingir a fase de gel, sendo simultaneamente acompanhada por um rápido aumento de rigidez. Enquanto as cadeias poliméricas se formam e as ligações cruzadas se estabelecem, a contração de polimerização ocorre ao longo do material restaurador (El-Damanhoury e Platt, 2013).

A contração de polimerização origina tensões ao nível das restaurações, podendo conduzir ao aparecimento de falhas na interface das mesmas, resultando em microinfiltração marginal (Park e Kim, 2014). Esta infiltração pode, por sua vez, desencadear o aparecimento de cáries secundárias, reacções pulpares patológicas, fractura no esmalte e na interface da restauração, e, por último, o fracasso das restaurações (Craig e Powers, 2002), devido à passagem de bactérias, fluidos, moléculas e iões entre a cavidade dentária e a resina composta. Assim sendo, a microinfiltração das restaurações em dentes posteriores é, ainda, uma problemática do ponto de vista clínico, essencialmente ao nível das margens em dentina nas cavidades proximais de classe II, desencadeando a recidiva de cárie, hipersensibilidade e reacções pulpares patológicas (Karaman e Ozgunaltay, 2014).

Estudos anteriores demonstram que a magnitude do *stress* originado depende da combinação entre as propriedades do material restaurador e as características da cavidade dentária (El-Damanhoury e Platt, 2013). O factor de configuração da cavidade (factor C) representa a razão entre as superfícies aderidas da cavidade e as superfícies livres. Ao restaurar-se cavidades com um factor C elevado, as interfaces resina-dente ficam submetidas a tensões muito elevadas, o que, por sua vez, pode contribuir para um

maior *stress* durante a reacção de polimerização. De facto, várias investigações demonstraram que um aumento do factor C está associado a uma diminuição progressiva da força adesiva e com uma potencial degradação da integridade marginal das restaurações (El-Damanhoury e Platt, 2013).

A contracção de polimerização é influenciada por várias características inerentes às resinas compostas, nomeadamente pelo tipo de matriz, pela quantidade de partículas de carga, pelo grau de conversão e, por fim, pelo módulo de elasticidade. Assim sendo, várias foram as tentativas para minimizar o *stress* que resulta da contracção de polimerização. Destas estratégias, salienta-se a diminuição dos locais reactivos por unidade de volume, ao aumentar-se a carga, recorrendo a partículas de carga de tamanho nanométrico e, ainda, o aumento do peso molecular por grupo reactivo, ao substituir-se parte do TEGDMA por UDMA e por etoxilato bisfenol-A dimetacrilato (Bis-EMA) (El-Damanhoury e Platt, 2013).

Nos últimos anos, foram também desenvolvidas novas cerâmicas orgânicas modificadas (ORMOCERS) que têm sido utilizadas em diversos produtos comerciais. Ainda, a introdução do sistema silorano à base de epoxy, utilizado na resina Filtek Silorane LS (3M ESPE) fornece uma menor contracção de polimerização em comparação com as resinas convencionais, essencialmente devido à reacção de polimerização da epoxy que envolve a abertura de um anel de oxirano. Outros monómeros foram introduzidos no mercado, nomeadamente os TOSU, adicionados ao sistema silorano, revelando uma diminuição do *stress*. Porém, estes componentes também podem estar na origem de uma redução das propriedades mecânicas dos compósitos (Ferracane, 2011).

Recentemente, foram desenvolvidos monómeros de peso molecular aumentado para os compósitos de reduzida contracção de polimerização, nomeadamente o uretano-dimetacrilato modificado (DX511) encontrado na resina Kalore (GC). Este monómero de uretano é descrito como capaz de reduzir a contracção de polimerização dado o seu elevado peso molecular em comparação com o bis-GMA ou com o tradicional UDMA, à semelhança do monómero TCD-DI-HEA encontrado na resina Venus Diamond (Kulzer), que é descrito como um constituinte que produz um reduzido *stress* de contracção, comparativamente a outras resinas de baixa contracção disponíveis comercialmente (Ferracane, 2011).

Outra abordagem que permite minimizar esta limitação diz respeito à colocação de resina composta por pequenos incrementos, reduzindo a constrição do material e

permitindo a dispersão do *stress* da contracção por todas as superfícies livres da cavidade (El-Damanhoury e Platt, 2013). No entanto, apesar desta técnica conseguir maximizar a polimerização de cada incremento e promover a adaptação do compósito às paredes da cavidade, a sua acção ao nível da contracção de polimerização é, ainda, questionável (El-Badrawy, Jafarbour, Jazi e McComb, 2012).

Recentemente, muitos foram os produtos desenvolvidos e introduzidos no mercado, na tentativa de ultrapassar esta barreira. Estes são definidos como materiais de baixa contracção ou baixo *stress*, apresentando sistemas de iniciação diferentes que permitem a sua colocação num só incremento ou em incrementos maiores (4 mm), com uma polimerização adequada, bem como um tempo de activação reduzido, como é o caso das resinas *bulk-fill* (El-Damanhoury e Platt, 2013). Estes compósitos são utilizados como base ou forro cavitário, sobre os quais é colocada uma camada de uma resina híbrida, ou podem preencher a cavidade na sua totalidade, quando não se verifica a necessidade de se colocar nenhuma base ou verniz (Ilie e Hickel, 2011 & El-Safty, Silikas e Watts, 2012).

Por outro lado, na tentativa de superar a contracção de polimerização, surgiram, igualmente, os compósitos compactáveis ou *packable*. Um aumento do número de partículas de carga confere-lhes uma consistência diferente, comparativamente aos compósitos híbridos. A utilização destas resinas é recomendada em zonas posteriores, submetidas a uma maior carga ou *stress*. Além disso, estes materiais oferecem melhores propriedades de manipulação e permitem a criação de um ponto de contacto interproximal bastante aceitável. Estes factores fazem com que estas resinas sejam utilizadas com segurança e eficácia em restaurações de classe II (Karaman e Ozgunaltay, 2014).

Ainda, a redução da contracção de polimerização pode ser conseguida ao reduzir-se a quantidade de material restaurador, colocando-se uma base ou um forro cavitário. Assim sendo, a utilização de ionómero de vidro por baixo da resina composta tem diminuído o *stress* produzido durante a polimerização deste material. Os ionómeros de vidro modificados por resina (RMGICs) podem ser excelentes materiais para este efeito, devido à sua elevada força mecânica e ao facto de representarem uma técnica menos sensível. Deste modo, estes materiais são bastante recomendados, uma vez que diminuem o *stress* da contracção de polimerização e, consequentemente, a microinfiltração e o risco de cáries secundárias (Karaman e Ozgunaltay, 2014).

iii. Grau de conversão

O grau de conversão de uma resina composta é crucial para a determinação do desempenho mecânico deste mesmo material, bem como da sua biocompatibilidade. Propriedades como a força ou resistência, o módulo de elasticidade, a rigidez e a solubilidade demonstraram estar directamente relacionadas com o grau de conversão dos monómeros. Adicionalmente, o efeito das alterações do grau de conversão ao nível da polimerização é considerado uma ferramenta fundamental na caracterização e compreensão da cinética de polimerização referente a diferentes resinas compostas e a diferentes técnicas.

O grau de conversão final depende essencialmente de diversos factores intrínsecos, tais como da estrutura química dos monómeros de dimetacrilato e da concentração de fotoiniciadores. Depende, ainda, de factores extrínsecos, nomeadamente das condições de polimerização.

O valor ideal desta propriedade ainda não se encontra completamente estabelecido na literatura, no entanto, defende-se que valores de grau de conversão inferiores a 55% não são recomendados, pelo menos para as camadas restauradoras localizadas a nível oclusal.

Recentemente, alguns estudos comprovaram que o grau de conversão diminui progressiva e linearmente com o aumento da porção de partículas opacas. Porém, as diferenças na geometria das partículas parecem não ter correlação (Alshali, Silikas e Satterthwaite, 2013).

iv. Propriedades térmicas

O coeficiente linear de expansão térmica é a taxa de alterações dimensionais de um material por unidade de medida de temperatura. No caso das resinas compostas, quanto mais próximo estiver do coeficiente do esmalte, menores serão as probabilidades do aparecimento de fendas ou espaços na união dente-restauração quando ocorrerem variações de temperatura (Rawls e Esquivel-Upshaw, 2003 & Perdigão e Swift Jr, 2006).

Quanto maior for a quantidade de matriz orgânica num compósito, maior será o coeficiente de expansão térmica. Assim sendo, resinas microparticuladas têm os valores

mais altos de expansão térmica e, conseqüentemente, experimentam uma maior variação dimensional, de acordo com as mudanças de temperatura da cavidade oral. Estes altos valores também estão bastante relacionados com a grande quantidade de polímeros presentes na sua composição (Craig e Powers, 2002).

v. Absorção de água

A absorção de água representa o valor correspondente à quantidade de água que cada material absorve ao longo do tempo, por unidade da área de superfície ou volume. Sempre que um compósito absorve água, as suas propriedades sofrem alterações resultando, habitualmente, numa diminuição da sua eficácia restauradora (Perdigão e Swift Jr, 2006).

No caso das resinas híbridas, o valor da absorção de água obtido varia entre de 0.3 a 0.6 mg/cm², enquanto que para as microparticuladas encontra-se entre os 1.2 e os 2.2 mg/cm², facto resultante de uma menor fracção de volume de polímeros nos compósitos híbridos (Craig e Powers, 2002 & Perdigão e Swift Jr, 2006).

A qualidade e a estabilidade do silano, agente de união, é extremamente importante de modo a minimizar a deterioração da adesão entre as partículas de carga, o polímero e a quantidade de água absorvida. Além disso, a expansão resultante da captação de água proveniente dos fluidos orais pode estar na origem de alguma contracção de polimerização. De facto, ao medir-se a expansão higroscópica 15 minutos após iniciar-se a polimerização dos compósitos, verifica-se que a maioria das resinas necessita de 7 dias para atingir o equilíbrio e aproximadamente 4 dias para que esta expansão se verifique (Craig e Powers, 2002).

vi. Solubilidade

A solubilidade dos compósitos varia entre os 0,25 e os 2,5mg/mm³. No entanto, quando a intensidade ou a duração da fonte luminosa durante a polimerização são inadequadas, este factor pode conduzir a uma reacção de polimerização incompleta, originando resinas compostas com uma elevada absorção de água e solubilidade, propriedade que se manifesta clinicamente ao nível da cor, que se apresenta bastante instável (Craig e Powers, 2002).

vii. Cor e estabilidade

A cor e o contorno das restaurações representam dois aspectos clínicos muito importantes, essencialmente no que diz respeito às restaurações estéticas. Alterações na cor ou perda de contorno da restauração são factores que motivam a sua eliminação e consequente substituição. A ruptura da matriz ou a falha de união entre as partículas de carga e essa mesma matriz são acontecimentos precipitantes, que podem alterar a aparência ou a opacidade dos compósitos. Esta descoloração pode igualmente ocorrer por oxidação, resultando na passagem de água ao longo da matriz polimérica, que por sua vez interage com zonas não reactivas ou com porções de activador ou iniciador que não reagiram durante a polimerização destes materiais (Craig e Powers, 2002).

2.4. Restaurações em *sandwich*

Uma extensa gama de materiais utilizados em restaurações estéticas encontra-se maioritariamente dividida em dois grupos: cimentos de ionómero de vidro e resinas compostas, cada um deles com os seus próprios sub-grupos.

Após o seu aparecimento já no final dos anos 60, os compósitos ganharam algum respeito e credibilidade em geral, quer pela sua aparência esteticamente aceitável, quer pela sua estabilidade em meio oral ao longo do tempo. No entanto, estes materiais acarretam algumas desvantagens, nomeadamente a contracção de polimerização, o potencial insucesso da adesão, o elevado coeficiente de expansão térmica e, ainda, o aparecimento de cáries secundárias (Pamir, Sen e Evcin, 2012).

O principal efeito adverso das resinas compostas é a contracção de polimerização, contribuindo para a acumulação de tensões ao longo da interface das restaurações, bem como para a formação de *gaps* na interface compósito-dentina, iniciando o processo de microinfiltração (Giorgi et al., 2013).

Contrastando com esta situação, vários investigadores sugerem que os cimentos de ionómero de vidro garantem uma forte inibição das cáries secundárias, comparativamente aos compósitos tradicionais, uma vez que estes actuam como substâncias libertadoras de flúor. Estes materiais apresentam um comportamento semelhante ao da dentina quando submetidos a um estímulo térmico (Pamir et al., 2012).

Assim sendo, devido às características da sua camada de absorção de tensão interfacial, os cimentos de ionómero de vidro têm sido recomendados como material de restauração para a técnica restauradora em *sandwich*.

Estas restaurações *sandwich* podem ser aplicadas em todas as profundas e indeterminadas cavidades, para as quais os compósitos são os materiais restauradores de primeira opção. Em casos particulares, onde uma ou mais margens da restauração se encontram em dentina, a colocação de um ionómero de vidro por baixo do compósito é extremamente recomendada, promovendo um aumento da adesão, limitando o *stress* da contracção de polimerização e limitando a microinfiltração. Nesta técnica, o cimento representa a camada de dentina perdida, enquanto que a resina composta é utilizada para substituir o esmalte (Pamir et al., 2012 & Karaman e Ozgunaltay, 2014).

O propósito desta técnica é combinar as vantagens dos cimentos de ionómero de vidro, convencionais ou modificados por resina, e as vantagens das resinas compostas, de forma a promover a estabilidade clínica da restauração (Pamir et al., 2012).

Como referido anteriormente, de modo a minimizar-se os efeitos causados pela contracção de polimerização, foi proposta a colocação de uma camada intermédia entre a resina composta e a estrutura dentária, como uma alternativa de se criar uma interface dente-restauração sem que ocorra a formação de *gaps* (Giorgi et al., 2013).

Desta forma, outros estudos sugerem a utilização de certos materiais, tais como resinas compostas *flowable*, de modo a actuarem como uma camada de absorção e libertação do *stress* criado durante a contracção de polimerização, promovendo um selamento mais eficaz da estrutura dentária. Os ionómeros de vidro modificados por resina (RMGICs) são igualmente recomendados para este efeito, uma vez que substituem parte do volume do compósito, reduzindo assim os efeitos da contracção de polimerização (Kwon, Kim e Park, 2010 & Giorgi et al., 2013).

As restaurações directas classe II podem ser efectuadas com um elevado grau de aceitação quando as margens da cavidade se encontram em esmalte. No entanto, quando as restaurações são colocadas abaixo da junção amelo-cimentária (JAC) ou no caso de lesões cervicais onde não existe parede em esmalte, a qualidade da integridade marginal é questionável (Poggio, Chiesa, Scribante, Mekler e Colombo, 2013). Abaixo desta mesma junção, a adesão à dentina torna-se mais fraca: a contracção de polimerização pode resultar na formação de fendas entre a resina composta e a parede da cavidade. Estas fendas marginais contribuem, por sua vez, para a microinfiltração, permitindo a passagem de fluidos e bactérias provenientes da cavidade oral, tornando-se uma fonte de sensibilidade pós-operatória, inflamação pulpar e cáries recorrentes (Poggio et al., 2013).

No entanto, estes cimentos demonstraram não ser tão eficazes no selamento das margens de uma restauração e podem sofrer dissolução ao longo do tempo, no meio oral. Deste modo, surgiram as resinas *bulk-fill* que apresentam baixa viscosidade e baixa contracção de polimerização. A capacidade de minimizarem o *stress* da contracção de polimerização exclui, clinicamente, a necessidade de se realizar a técnica incremental e reduz a necessidade de manipulação da resina aquando da sua colocação (Karaman e Ozgunaltay, 2014).

Esta nova tecnologia baseia-se na alteração dos monómeros constituintes (monómero de Bowen), criando monómeros de menor viscosidade. A grande vantagem destas modificações ao nível dos monómeros e da matriz orgânica reside na redução da contracção de polimerização em cerca de 70% (Burgess e Cakir, 2010; Ilie e Hickel, 2011 & Czasch e Ilie, 2013).

Outro substituto dentinário para além dos mencionados anteriormente é denominado por Biodentine™. A utilização deste material como substituto dentinário constitui uma vantagem, uma vez que há a libertação de hidróxido de cálcio e, em simultâneo, a matriz de silicato de cálcio vai actuar como uma estrutura rígida, substituindo a dentina perdida. O Biodentine actua, à semelhança dos cimentos de ionómero de vidro modificados por resina, em restaurações *sandwich* (Koubi, Elmerini, Koubi, Tassery e Camps, 2012).

Assim, estas novas resinas são utilizadas como material de preenchimento ao nível das margens da JAC em restaurações classe II a resina composta, melhorando a integridade marginal das mesmas, resultando numa menor microinfiltração e sensibilidade pós-operatória, tornando estes materiais ideais para restaurações segundo a técnica *sandwich* (Poggio et al., 2013).

2.5. Substitutos dentinários

2.5.1. MTA

Os cimentos de silicato de cálcio, tais como o cimento de Portland, apresentam propriedades mecânicas adequadas mas não são habitualmente utilizados devido ao extenso tempo de presa. Adicionalmente, estes materiais contêm metais pesados, não são radiopacos e apresentam uma elevada expansão durante a presa. Assim sendo, surgiram várias investigações na tentativa de ultrapassar estas limitações, promovendo a introdução de novos cimentos à base de silicato de cálcio no mercado (Koubi et al., 2012).

Em 1993, Torabinejad desenvolveu o MTA (*mineral trioxide aggregate*) que actuava como um material de reparação radicular. Consequentemente, surgiu um interesse significativo neste mesmo material, dada a sua biocompatibilidade e a sua potencial bioactividade (Atmeh, Chong, Richard, Festy e Watson, 2012). Este cimento de silicato tricálcico advém do cimento de Portland e era inicialmente utilizado no tratamento de vários procedimentos endodônticos, tais como perfurações radiculares e cirurgia endodôntica (Villat et al., 2013). Ainda, a sua capacidade de induzir a dentinogénese encontra-se demonstrada em vários estudos animais, nos quais foi efectuada protecção pulpar directa em dentes com exposição pulpar mecânica. Este material revelou boas propriedades físicas, químicas e biológicas e, igualmente, a capacidade de prevenir a infiltração bacteriana (Villat et al., 2013 & Luo et al., 2014).

Porém, o MTA apresenta algumas limitações relevantes, tais como o extenso tempo de presa, características que lhe conferem uma difícil manipulação e, por fim, promove a descoloração da estrutura dentária remanescente (Luo et al., 2014).

Desta forma, foi recentemente introduzido no mercado um novo material restaurador à base de silicato de cálcio. Este novo cimento tem demonstrado um melhor tempo de presa, bem como apresenta propriedades mecânicas e uma manipulação melhoradas e mais adequadas, quando equiparado ao MTA (Koubi et al., 2013).

2.5.2. Biodentine

Em 2009, este cimento de silicato tricálcico (Biodentine, Septodont, Saint Maur-des-Fossés, França) ficou disponível no mercado. Este apresenta propriedades mecânicas adequadas para a dentisteria restauradora e parece induzir a mineralização precoce da polpa dentária (Koubi et al., 2013).

O Biodentine é composto por pó de silicato tricálcico altamente purificado, contendo pequenas porções de silicato dicálcico, carbonato de cálcio e óxido de zircônio; e por um líquido constituído por água, cloreto de cálcio (acelerador de presa) e um policarboxilato modificado (agente plastificante) (Atmeh et al., 2012 & Luo et al., 2014). Comparativamente ao MTA, cujo tempo de presa é de três a quatro horas, este apresenta um tempo de presa de doze minutos, significativamente inferior (Atmeh et al., 2012 & Odabas, Bani e Tirali, 2013).

Uma vez que os seus componentes são semelhantes aos do cimento de Portland, podemos assumir que o Biodentine toma presa por intermédio de uma reacção de hidratação que, por sua vez, envolve a dissolução dos grânulos de silicato de cálcio, originando hidróxido de cálcio e silicato de cálcio hidratado. Desta forma, é formada uma matriz que contém grânulos não hidratados e micro-espacos preenchidos por água, nos quais se encontra distribuído o hidróxido de cálcio, promovendo a elevada alcalinidade deste material (Camilleri et al., 2013).

Este material é recomendado como substituto dentinário, colocado por baixo de um material restaurador definitivo como é o caso das resinas compostas, e como material de reparação pulpar, dadas as suas propriedades, nomeadamente a biocompatibilidade, bioactividade e a biomineralização (Raskin et al., 2012 & Odabas et al., 2013).

Outros autores consideram-no um bom candidato a substituto dentinário em restaurações *sandwich* uma vez que não necessita de fotopolimerização, pode ser colocado num só incremento, o seu tempo de presa é curto o suficiente para completar todo o procedimento numa só consulta e as suas propriedades mecânicas são suficientemente adequadas para suportarem uma carga oclusal quando é efectuada uma restauração definitiva a resina composta (Koubi et al., 2012 & Raskin et al., 2012).

A qualidade e a durabilidade da adesão entre o Biodentine e a resina composta é de elevada importância clínica, influenciando a longevidade e a previsibilidade da restauração *sandwich*. A durabilidade desta mesma adesão encontra-se dependente do

sistema adesivo utilizado (*self etch* vs *etch and rinse*). Até à data, não existe qualquer informação publicada relativa à influência da técnica adesiva na força de adesão entre o Biodentine e o compósito (Hashem et al., 2014). No entanto, dada a sua semelhança ao MTA, assume-se que, quando o Biodentine fica exposto a um pH baixo, como é o caso do condicionamento ácido, as suas propriedades químicas podem sofrer algumas alterações, ao corromper a hidratação do silicato tricálcico, resultando num enfraquecimento da microestrutura dos seus componentes (Hashem et al., 2014).

Por outro lado, estudos revelam que o Biodentine apresenta um bom desempenho sem qualquer tipo de condicionamento prévio, apesar do tempo de trabalho ser superior comparativamente aos cimentos de ionómero de vidro modificados por resina (Raskin et al., 2012).

2.5.3. Ionómero de vidro modificado por resina (Photac Fil e Riva LC)

Os cimentos de ionómero de vidro (GICs) são utilizados na dentisteria moderna como materiais de restauração temporária em cavidades que não se encontrem sujeitas a *stress* elevado. Dada a sua habilidade em aderirem ao esmalte e à dentina sem que seja necessário um agente intermédio de ligação, dadas as suas propriedades anti-cariogénicas, nomeadamente a libertação de flúor ao longo do tempo, e, por fim, dada a sua biocompatibilidade e baixo coeficiente de expansão térmica, estes demonstraram ser materiais de preenchimento bastante fidedignos (Zoergiebel e Ilie, 2013).

Estes cimentos são materiais de restauração utilizados para o preenchimento, adesão, ou cimentação e, ainda, como selantes ou materiais de restauração propriamente dita. São reconhecidos pela sua ligação química ao esmalte e à dentina, pela libertação de flúor e, por fim, pela ausência de contracção durante a presa, sob condições clínicas adequadas (Menne-Happ e Ilie, 2013). No entanto, estes materiais são, de certa forma, alvo de críticas devido à sua pobre força física, particularmente numa fase inicial de tomada de presa, devido à sua lenta reacção de presa e, por último, devido à sua sensibilidade em ambientes húmidos. As reduzidas propriedades mecânicas destes materiais fazem com que os mesmos não sejam aplicados em regiões de maior *stress*, nomeadamente em dentes posteriores (Menne-Happ e Ilie, 2013).

Consequentemente, em 1988, foram introduzidos os ionómeros de vidro modificados por resina (RMGICs). De forma a melhorar as propriedades mecânicas dos GICs

convencionais, na tentativa de alcançar uma longevidade aceitável em regiões de maior *stress*, os fabricantes adicionaram resina e ajustaram a composição e a forma das partículas de vidro, bem como a composição e a combinação dos ácidos poliacrílicos. Assim sendo, os RMGICs são o resultado da junção de monómeros solúveis, tais como o HEMA, às cadeias de ácido polialcanoico dos GICs e resultam, igualmente, da incorporação de resinas e fotoiniciadores (Yiu et al., 2004 & Abd El Halim e Zaki., 2011).

Estes materiais revelam algumas vantagens, entre as quais se salientam a libertação de flúor e a possível adesão mais forte ao tecido mineralizado, sugerindo uma menor microinfiltração marginal comparativamente aos cimentos de ionómero de vidro convencionais (Abd El Halim e Zaki, 2011). Além destas características, estes cimentos de ionómero de vidro modificados por resina apresentam um tempo de trabalho superior, um tempo de presa inferior, uma aparência ou estética melhoradas e, por fim, uma maior translucidez e força (Abd El Halim e Zaki., 2011).

Para estes materiais, existem dois mecanismos de ligação ao tecido dentário: uma ligação química entre os aniões das cadeias de ácido polialcanoico e os iões de cálcio da hidroxiapatite e uma ligação micromecânica semelhante à que se verifica entre os agentes de união e a dentina (Abd El Halim e Zaki., 2011).

Vários foram os agentes estudados e propostos como condicionadores do tecido dentinário, antes da aplicação dos GICs ou RMGICs, nos quais foram incluídos os ácidos cítrico, poliacrílico, fosfórico, tânico e etilenodiaminotetracético (EDTA).

No caso do cimento Riva LC, os seus fabricantes recomendam a utilização quer do ácido poliacrílico, quer do ácido fosfórico para o condicionamento da dentina antes da aplicação deste mesmo cimento. Uma vez que este é constituído por resina, surgiu a ideia hipotética em como agentes de união poderiam aumentar ou melhorar a força de adesão dos RMGICs (Imbery et al., 2013).

2.5.4. Resina composta *flowable* (SDR)

A utilização de resinas fluidas, com um baixo módulo de elasticidade, por baixo de um compósito tradicional, como primeira camada ou base, tornou-se uma técnica cada vez mais comum nos últimos anos (Zaruba, Wegehaupt e Attin, 2013).

Na tentativa de minimizar os efeitos negativos da contracção de polimerização, esforços têm sido feitos no sentido de se recorrer a estes novos monómeros de resina com uma composição química diferente. É em particular o seu comportamento fluido numa fase inicial de polimerização que garante que uma parte da contracção represente apenas um ligeiro *stress* ao nível das margens, determinando a proporção de contracção remanescente que se manifesta como uma contracção rígida e prejudicial do próprio compósito (Zaruba et al., 2013).

Recentemente, uma nova categoria de compósitos *flowable* à base de resina (RBCs) denominada *bulk-fill RBCs* foi introduzida no mercado, onde se enquadra a resina SDRTM (Dentsply, Konstanz, Alemanha). Estas resinas actuam como materiais de preenchimento ou de fundo cavitário em restaurações classes I e II de Black. As resinas compostas *flowable* são materiais de baixa viscosidade, apresentando uma reduzida percentagem de partículas de carga inorgânicas (44-55% em volume) e uma maior porção de componentes resinosos (Scotti et al., 2014). A particularidade deste novo grupo de materiais diz respeito ao facto de permitirem a colocação de camadas de quatro milímetros de material restaurador em detrimento da técnica incremental, sem efeitos negativos ao nível da contracção de polimerização, adaptação da cavidade ou grau de conversão. Assim, o processo de polimerização resulta numa contracção volumétrica substancial porém, associada a um *stress* mínimo (Burgess e Cakir, 2010, Ilie e Hickel, 2011, Czasch e Ilie, 2013 & Garcia, Yaman, Dennison e Neiva, 2014).

Esta tecnologia inovadora baseia-se em alterações químicas ao nível dos monómeros que constituem estas resinas. Os fabricantes introduziram uma nova tecnologia ao modificarem o monómero Bowen (Bis-GMA: 2,2-bis [4-(2-hidroxi-3-metacriloxipropoxi) fenil] propano), criando monómeros com uma menor viscosidade (Garcia et al., 2014). Estas modificações ao nível dos monómeros e da matriz orgânica das resinas compostas demonstraram minimizar o *stress* gerado pela contracção de polimerização em cerca de 70%.

De acordo com a Lei de Hooke, o *stress* é determinado pela contracção volumétrica e pelo módulo elástico do material. Dado o seu baixo módulo de elasticidade, estes compósitos tentam evitar o desenvolvimento desse mesmo *stress*, ajudando a manter o selamento marginal da restauração. Ainda, estes materiais são perfeitamente trabalhados e adaptados às paredes da cavidade e a sua aplicação pode minimizar os defeitos marginais das restaurações (Kwon et al., 2010).

Os fabricantes deste novo material defendem que a contracção de polimerização é inferior quando comparada a outras resinas *flowable* ou a outros compósitos à base de resina. Assim, problemas associados à contracção de polimerização, tais como a formação de *gaps*, originando cáries secundárias devido à colonização bacteriana, a irritação pulpar, a sensibilidade pós-operatória ou a deflexão das cúspides quando o factor C é demasiado elevado podem ser minimizados (Czasch e Ilie, 2013).

A colocação de uma camada de resina fluida entre o compósito e o sistema adesivo tem sido considerada uma alternativa que permite a criação de uma interface adesiva na ausência de *gaps*. Esta camada intermédia é capaz de minimizar o *stress* da contracção de polimerização da resina durante a reacção de polimerização. Estudos sugerem que os compósitos *flowable* apresentam a capacidade de aliviar o *stress* gerado durante a contracção de polimerização, promovendo um maior selamento da estrutura dentária, dado o seu baixo módulo de elasticidade. Consequentemente, são materiais eficazes na redução dos *gaps* que surgem entre a restauração e o dente, minimizando, assim, a microinfiltração (Hernandes et al., 2013).

Adicionalmente, estas resinas de baixa viscosidade contêm uma baixa porção de partículas de carga (menos 20 a 25%) e uma maior quantidade de monómeros diluídos na sua composição, o que lhes confere uma menor viscosidade, promovendo, por sua vez, uma maior adaptação às paredes internas da cavidade, uma colocação facilitada e uma boa elasticidade, comparativamente aos compósitos convencionais (Salerno et al., 2011).

2.6. Microinfiltração marginal

Uma vez que as resinas compostas estão sujeitas a uma reacção de polimerização, estas passam de uma fase viscosa para um material rígido ou sólido, sendo submetidas a uma contracção (Garcia et al., 2014). Quando a resina é colocada no interior de uma cavidade e adere à superfície dentária, o compósito polimerizado origina um *stress* mecânico interno que, por sua vez, é transmitido à interface dente-restauração.

A magnitude do *stress* de contracção encontra-se dependente de vários factores, nomeadamente da configuração da cavidade (factor C), da natureza da matriz do material restaurador, das partículas de carga, do grau de conversão e, por último, das propriedades visco-elásticas desse mesmo material (El-Damanhoury e Platt, 2013).

A microinfiltração marginal, definida como a passagem de bactérias, fluidos ou moléculas entre as paredes de uma cavidade e o material restaurador sobre esta aplicado (Giorgi et al., 2013), encontra-se associada à contracção de polimerização, sendo a principal desvantagem das resinas compostas, visto que influencia a longevidade das restaurações. A redução da contracção de polimerização minimiza certos problemas, tais como o *stress* decorrente, a sensibilidade pós-operatória, a microinfiltração e, ainda, o aparecimento de cáries secundárias, resultando em sequelas a nível pulpar (Ferreira e Vieira, 2008).

Assim sendo, a microinfiltração marginal em restaurações a compósito de dentes posterior representa uma das maiores preocupações por parte dos profissionais, essencialmente em cavidades proximais classe II (Karaman e Ozgunaltay, 2014). Numa cavidade classe II, a força de adesão junto da margem gengival é habitualmente menor que o ideal, pois é em dentina que muitos dos sistemas adesivos não são tão fiáveis, tornando esta mesma margem mais susceptível ao aparecimento de fendas e, consequentemente, ocorrência de microinfiltração (Al-Saleh, El-Mowafy, Tam e Fenton, 2010).

2.6.1. Métodos de avaliação

Os efeitos da infiltração bacteriana ao nível da polpa dentária encontram-se bem documentados. Prevenir o acesso às margens da restauração por parte de bactérias representa um esforço de maior prioridade. Desde 1861 estudos para a determinação da

infiltração marginal são realizados, com o objectivo de determinar a eficácia de selamento dos materiais restauradores. Actualmente, a utilização do termo “microinfiltração” representa, talvez, um sinal da evolução conseguida nesta área, até aos dias de hoje (Taylor e Lynch, 1992).

Variadas e diferentes técnicas têm demonstrado que, contrariamente ao que era esperado, as margens das restaurações permitem a passagem activa de iões e moléculas. Estas técnicas incluem estudos com bactérias, ar comprimido, marcadores químicos e radioactivos, investigações electroquímicas, microscopia electrónica de varrimento e, possivelmente o método mais frequentemente utilizado, os estudos de penetração com corantes (Taylor e Lynch, 1992).

O método do ar comprimido consiste na introdução de ar comprimido ao nível dos canais radiculares e câmara pulpar, resultando na libertação de bolhas de ar ao longo das margens da restauração, permitindo uma avaliação subjectiva da integridade marginal. Apesar de vantajoso, este método não permite a quantificação da microinfiltração observada. Já os estudos bacterianos envolvem a imersão do dente restaurado em culturas de bactérias e posterior investigação da dentina subjacente, sendo, mais uma vez, um estudo qualitativo uma vez que podemos apenas concluir se existe ou não turvação na região dentinária observada (Taylor e Lynch, 1992).

No que diz respeito à utilização de isótopos, estes proporcionam detalhes mais pormenorizados ao nível dos estudos de microinfiltração, na medida em que as menores moléculas de isótopos têm dimensões bastante menores comparativamente aos corantes de penetração. O mesmo é verificado para a análise com neutrões, que utiliza um marcador químico (manganês) que se infiltra ao longo das margens da restauração *in vivo*. A radiação emitida por parte desse marcador permite quantificar o volume que infiltrou na restauração, no entanto não permite identificar qual o local onde infiltrou, nem tem em conta a absorção de manganês noutros locais que não as margens da restauração (Taylor e Lynch, 1992).

Relativamente aos estudos electroquímicos, é aplicado um potencial de corrente eléctrica ao nível da raiz de um dente e a infiltração é medida através da corrente gerada. Porém, estes testes não podem ser efectuados em restaurações em metal, destrói estrutura dentária e não pode ser realizado *in vivo*. Já a ciclagem térmica e mecânica desempenha um vasto papel na demonstração e avaliação da adaptação marginal e

microinfiltração. Consiste na aplicação repetitiva de *stress* térmico ou mecânico nas restaurações, resultando em fendas marginais (Taylor e Lynch, 1992).

Por último, existem ainda dois outros estudos que partilham um vasto número de características e de limitações. Os testes com marcadores químicos ou os estudos de penetração de corantes representam a utilização de corantes para observação da microinfiltração, sem necessidade de reacções químicas ou de exposição a radiação. Estes estudos envolvem a imersão do dente restaurado numa solução com corante durante um determinado período de tempo, seguido de lavagem, secção e, por último, avaliação de modo a ser determinado o grau de microinfiltração nas margens da restauração. Apesar da sua simplicidade, requer grande sensibilidade técnica e a avaliação dos resultados exige standardização cuidada (Taylor e Lynch, 1992).

III. OBJECTIVOS

- a) Identificar e quantificar a microinfiltração marginal em restaurações *sandwich* com diferentes substitutos dentinários.
- b) Avaliar a microinfiltração marginal, comparando restaurações segundo a técnica directa e a técnica *sandwich*.
- c) Comparar a eficácia de diferentes substitutos dentinários na diminuição da microinfiltração marginal.

Hipóteses de estudo

- a) Hipótese nula¹: a utilização de um substituto dentinário não diminui a microinfiltração marginal.
- b) Hipótese alternativa¹: a utilização de um substituto dentinário diminui a microinfiltração marginal.
- c) Hipótese nula²: não existem diferenças significativas entre os diferentes substitutos dentinários.
- d) Hipótese alternativa²: existem diferenças significativas entre os diferentes substitutos dentinários.

V. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1. Âmbito do estudo

Antes de o estudo ser dado como iniciado, os investigadores submeteram o protocolo à Comissão de Ética do Instituto Superior de Ciências da Saúde – Egas Moniz, Monte da Caparica – Portugal.

Os dentes seleccionados foram recolhidos de entre várias Clínicas Dentárias, assim que o paciente assinasse o consentimento informado de exodontia (Anexo I). O estudo foi realizado no Laboratório de Biomateriais do Instituto de Ciências da Saúde Egas Moniz – Monte da Caparica – Portugal.

4.2. Desenho Experimental

Estudo experimental obtido através de uma análise *in vitro* de cortes de tecido dentário, após a realização de cem unidades restauradoras, cinquenta unidades recorrendo à técnica *sandwich*, através da qual se coloca um substituto dentinário na região mais profunda da cavidade e um material de restauração definitiva, nomeadamente uma resina composta, na zona mais oclusal dessa mesma cavidade, e as restantes cinquenta unidades restauradas com recurso à técnica de restauração directa, aplicando exclusivamente o substituto dentinário no interior da cavidade. As restaurações foram efectuadas em cavidades classe II, em cinquenta dentes molares humanos hígidos.

4.3. Lista de material utilizado

Encontra-se disponível no final do trabalho (Anexo II).

4.4. Lista de material em estudo

Material	Marca e Lote
	DentaFlux (J. Ripoll S.L., Madrid)
<i>Ácido ortofosfórico 37%</i>	
	Adper Scotchbond 1XT 3M ESPE, St. Paul, MN, EUA Lote N311453
<i>Sistema adesivo</i>	
	Filtek Z250 3M ESPE, St. Paul, MN, EUA Lote N533054
<i>Resina composta</i>	
	Dentsply, Konstanz, Alemanha Lote 121101
<i>Resina SDR</i>	



Septodont
Saint-Maur-des-
Fossés, França
Lote B10365

Biodentine



SDI Dental Limited,
Dublin 9, Irlanda
Lote K1307042EG

*Ionómero de vidro modificado por resina
Riva LC*



3M ESPE, St. Paul,
MN, EUA
Lote 537890

Photac Fil Quick Aplicap



3M ESPE, St. Paul,
MN, EUA

Glaze

Tab. 1 - Apresentação dos materiais em estudo

4.5. Amostragem

4.5.1. Selecção da amostra

Cinquenta molares humanos hígidos foram recolhidos e seleccionados, constituindo a amostra para a execução deste presente estudo (Figura 4.).



Fig. 4 - Exemplo dos espécimes seleccionados

4.5.2. Critérios de inclusão

Para a realização do estudo, foram considerados viáveis todos os dentes molares pertencentes à dentição definitiva, com menos de seis meses após exodontia. Foram igualmente aceites todos os dentes molares hígidos, sem história de cárie ou restauração, fractura ou qualquer outro tipo de lesão.

4.5.3. Critérios de exclusão

Previamente à execução do estudo foram considerados inviáveis e, por sua vez, excluídos da amostra todos os dentes de indivíduos que não aceitaram participar no estudo em questão, dentes com problemas de génese dentária ou com tratamento endodôntico. Por fim, são excluídas todas as peças dentárias que não satisfazem os requisitos anteriormente estabelecidos, ou seja, todos os dentes molares com lesões de cárie, fracturas ou restaurações.

4.5.4. Organização da amostra

Após selecção dos elementos constituintes da amostra, criaram-se aleatoriamente cinco grupos, sendo que cada grupo ficaria constituído por dez dentes. Os grupos 1 a 4 foram, por sua vez, divididos em dois sub-grupos: *a* e *b*. Para o sub-grupo *a* temos as

restaurações simples, unicamente com o *substituto dentinário*, segundo a técnica directa, enquanto que no sub-grupo *b* encontram-se as restaurações *sandwich*, ou seja, *substituto dentinário + resina composta*, conforme demonstra a **Tabela 2**.

Grupo	Material
Grupo 0 (controlo)	Filtek Z250
Sub-grupo 1a	SDR
Sub-grupo 1b	SDR + Filtek Z250
Sub-grupo 2a	Biodentine
Sub-grupo 2b	Biodentine+ Filtek Z250
Sub-grupo 3a	Photac Fil
Sub-grupo 3b	Photac Fil+ Filtek Z250
Sub-grupo 4a	Riva LC
Sub-grupo 4b	Riva LC+ Filtek Z250

Tab. 2 -Distribuição dos grupos pertencentes à amostra.

4.5.5. Preparação da amostra

Após exodontia, os dentes seleccionados foram lavados com água corrente e a superfície externa dos mesmos foi limpa mecanicamente, recorrendo a curetas de Gracey (Hu-Friedy, Chicago, EUA) e a um destartarizador *Woodpecker*[®], permitindo assim a eliminação de todo o tecido periodontal e tártaro radicular. Para a sua desinfecção, todos os dentes pertencentes à amostra foram imersos numa solução de Cloramina T a 0.5% durante 5 dias, a uma temperatura de 4°C.

4.5.6. Conservação da amostra

Após preparação e desinfecção dos espécimes, os dentes utilizados no presente estudo foram preservados segundo as normas ISO (ISO/TS 11405:2003(E)), em água destilada a uma temperatura de 4°C até ao seu uso (Figura 5.).



Fig. 5- Distribuição dos espécimes por grupos. Grupo de controle (Filtek Z250).

4.6. Preparação cavitária

Após limpeza, desinfecção e conservação dos espécimes, deu-se início à preparação das cavidades classe II nas superfícies mesial e distal de cada um desses mesmos espécimes. Para tal, recorreu-se a um instrumento de corte de alta-rotação com abundante irrigação de água e ar durante todo o procedimento, utilizando-se uma broca diamantada cilíndrica ISO 837.012 F70297 (Edenta AG, Hauptstrasse 7, CH-9434 AU/SG, Suíça), substituída em cada cinco preparações. Todas as cavidades apresentavam iguais dimensões: seis milímetros de altura, quatro milímetros de largura e um milímetro e meio de profundidade, cujo limite cervical ficou um milímetro acima da junção amelo-cimentária (JAC).

4.7. Restauração dos espécimes

Após execução das cem cavidades, correspondendo a vinte cavidades por cada grupo, estas foram aleatoriamente restauradas, sendo que numa superfície proximal ficaria a restauração *sandwich* e na outra ficaria a restauração segundo a técnica directa.

i. Grupo 0– Filtek Z250 (3M ESPE, St Paul, MN, EUA): as vinte cavidades pertencentes a este grupo foram restauradas recorrendo à técnica directa. Assim sendo, foram inicialmente submetidas ao condicionamento com ácido ortofosfórico a 37%

durante quinze segundos. Seguidamente, após lavagem (dez segundos) e secagem com papel absorvente, de forma a minimizar a desidratação do tecido dentário, foi aplicado o sistema adesivo com auxílio de um *microbrush*, esfregando as cavidades durante quinze segundos, com duas a três camadas deste mesmo material. Secou-se levemente com jacto de ar e, de seguida, foi efectuada a fotopolimerização do adesivo durante dez segundos, recorrendo ao fotopolimerizador Optilux 501 (Kerr Corporation, EUA). Por fim, foram aplicadas camadas de dois milímetros de resina composta, de acordo com a técnica incremental, recorrendo à espátula angulada de Heidemann, sendo que cada camada foi fotopolimerizada durante vinte segundos, a uma intensidade de 500 mW/cm². Entre cada amostra foi efectuado o controlo do fotopolimerizador através de um radiómetro.

ii. Grupo 1a e 1b – SDR[®] (Dentsply, Konstanz, Alemanha): das vinte cavidades pertencentes a este grupo, dez foram restauradas segundo a técnica em *sandwich* e as outras dez segundo a técnica directa. Para a técnica *sandwich* foi efectuado condicionamento com ácido ortofosfórico a 37% durante quinze segundos, após lavagem e secagem com papel absorvente foi aplicado o sistema adesivo durante outros quinze segundos e secado com leves jactos de ar. Seguidamente, na região mais profunda da cavidade, foi colocada uma camada de quatro milímetros de SDR e fotopolimerizada durante vinte segundos, a uma intensidade de luz de 600 mW/cm². Sob esta camada, foi fotopolimerizada uma camada de dois milímetros de Filtek Z250 durante vinte segundos, através do fotopolimerizador Optilux 501. Para as restaurações directas, o procedimento foi exactamente o mesmo, no entanto a restauração foi executada integralmente com SDR, colocando-se duas camadas desta mesma resina, uma de quatro milímetros e outra de dois milímetros, fotopolimerizadas durante vinte segundos respectivamente. Mais uma vez, foi efectuado o controlo do fotopolimerizador entre cada restauração.

iii. Grupo 2a e 2b – Biodentine[™] (Septodont, Saint-Maur-des-Fossés, França): nas restaurações em *sandwich* foi aplicada uma camada de quatro milímetros de Biodentine na região mais cervical e uma camada de dois milímetros de Filtek Z250 na porção coronária, de acordo com as instruções do fabricante. A colocação do Biodentine começou pela abertura da cápsula contendo o pó, na qual foram colocadas cinco gotas

do líquido, disponibilizado em doses unitárias num dispositivo à parte. De seguida, fechou-se a cápsula e colocou-se a mesma no misturador durante trinta segundos, na ordem das 4000 a 4200 oscilações por minuto. Por fim, com o auxílio da espátula angulada de Heidemann, foi aplicado o material nas cavidades, aguardando-se o tempo de presa indicado pelo fabricante (doze minutos). Para as restaurações directas, foi colocada uma só porção deste mesmo material, respeitando exactamente o mesmo procedimento descrito anteriormente. Segundo o fabricante, não foi necessário efectuar qualquer tipo de condicionamento ácido, dispensando igualmente a aplicação do sistema adesivo. Para as restaurações *sandwich*, após o tempo de presa indicado (12 minutos), foi efectuada a restauração definitiva ao nível do esmalte, já descrita, dado que o Biodentine é compatível como qualquer sistema adesivo existente no mercado.

iv. Grupo 3a e 3b e Grupo 4a e 4b – Photac Fil Quick Aplicap (3M ESPE, St Paul, EUA) e Riva Light Cure HV (SDI, Dublin, Irlanda): uma vez que ambos os materiais são ionómeros de vidro modificados por resina, o procedimento clínico foi comum aos mesmos. Assim sendo, segundo as normas dos fabricantes, foi efectuado condicionamento das cavidades com ácido ortofosfórico (37%), à semelhança do que foi descrito anteriormente. Após activação com o activador Aplicap (3M ESPE) e vibração das cápsulas durante oito segundos no misturador (Figura 6.), os materiais foram colocados nas cavidades, com o auxílio de um aplicador Aplicap (3M ESPE), em camadas de dois milímetros, fotopolimerizadas durante vinte segundos cada, com uma intensidade luminosa de 470 mW/cm^2 . No caso das restaurações *sandwich*, uma última camada de Filtek Z250 foi colocada sobre estes mesmos materiais, o que exigiu novo condicionamento com ácido ortofosfórico a 37% e, nesta caso, aplicação do sistema adesivo, de modo a minimizar-se possíveis falhas na adesão dos dois materiais restauradores. Para estes dois cimentos, não foi aplicado qualquer sistema adesivo ou condicionador da marca respectiva, à excepção do condicionamento ácido, respeitando assim as normas dos fabricantes.



Fig. 6 - Vibrador de cápsulas.

4.8. Procedimento comum aos grupos

Após efectuadas as cem restaurações, todos os grupos foram armazenados em água destilada e colocados numa estufa a uma temperatura de 37° durante vinte e quatro horas. De seguida, terminado esse período, foi efectuado um acabamento com broca diamantada fissura fina e chama de vela, ambas de grão fino, e polimento das restaurações com discos de polimento Sof-Lex (3M ESPE) e borrachas de polimento para compósitos, sempre acompanhados pelo sistema de irrigação. Seguidamente, por intermédio de uma máquina de termociclagem Refri 200 E (ARALAB, Parede, Portugal) (Figura 7.), as amostras foram sujeitas a quinhentos termo-ciclos, entre 5 e 55°C, com a duração de trinta segundos cada banho.



Fig. 7- Termociclador Refri 200 E, ARALAB, Parede, Portugal

Terminados estes procedimentos, os dentes foram então secados e selados com verniz à prova de água, exceptuando as restaurações e um milímetro à volta das mesmas. Posteriormente, todas as amostras foram imersas numa solução de fucsina básica a 0.5%, à temperatura ambiente, durante 24 horas (Figura 8.). Por fim, os dentes foram incluídos em resina (Epoxy Resin, Struers, Ballerup, Dinamarca) e seccionados no sentido mesio-distal, no centro das restaurações, com um disco diamantado #50000069 (Struers) num micrótopo de tecidos duros de baixa velocidade com refrigeração Isomet 1000 (Buehler, IL, EUA) (Figura 9.).



Fig. 8- Apresentação dos espécimes após imersão em fucsina básica a 0.5%.



Fig. 9- Micrótopo de tecidos duros e lâmina de corte.

4.9. Observação

Após efectuados os cortes necessários, a observação das amostras foi efectuada com o recurso a uma lupa estereoscópica Leica MZ6 (Leica Microsystems GmbH, Wetzlar, Alemanha) e com o auxílio do programa informático LAS V3.8. A observação foi efectuada nas margens oclusal e cervical das restaurações e o valor mais elevado de microinfiltração marginal foi registado por dois observadores calibrados, uma vez que em cada cinco observações individuais, o segundo observador estava de acordo em quatro (Figura 10.).



Fig. 10- Inclusão do espécime em resina Epoxy e corte.

4.10. Avaliação da microinfiltração marginal

O processo de avaliação da microinfiltração marginal foi efectuado de acordo com as normas ISO (ISO/TS 11405:2003(E)), usando a seguinte quantificação:

- ✓ Sem penetração = 0
- ✓ Penetração apenas em esmalte da parede cavitária = 1
- ✓ Penetração até à dentina da parede cavitária = 2
- ✓ Penetração incluindo a parede pulpar da cavidade = 3

4.11. Análise estatística

Para analisar a relação da microinfiltração marginal entre os materiais usou-se o teste do *Qui-quadrado* de independência. O pressuposto do *Qui-quadrado* de que não deve haver mais do que 20% das células com frequências esperadas inferiores a cinco foi igualmente analisado. Nas situações em que este pressuposto não se satisfazia, usou-se o teste do *Qui-quadrado* por simulação de *Monte Carlo*. As diferenças foram analisadas com os resíduos ajustados estandardizados. Nas tabelas 2 x 2 usou-se o teste de *Fisher*. O nível de significância foi fixado em $(\alpha) \leq 0,05$. No entanto, também se comentaram as diferenças significativas para $(\alpha) \leq 0,10$ (Hill e Hill, 2005 & Marôco, 2007).

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

V. RESULTADOS

A microinfiltração foi determinada através da observação da penetração do corante fucsina básica 0.5% nas margens das restaurações. Após análise dos diferentes grupos recorrendo à lupa estereoscópica foi, então, atribuído um valor de microinfiltração correspondente a cada restauração segundo as normas ISO. O valor mais alto para a microinfiltração marginal em cada restauração foi, assim, registado (Figuras 11-14.)

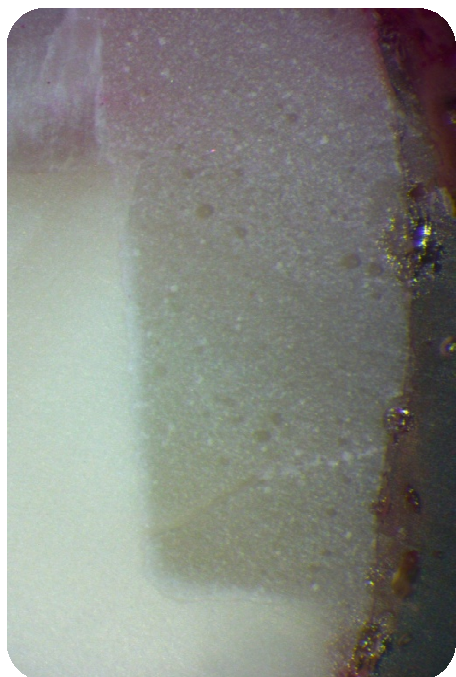


Fig. 11- Sem infiltração (Grau 0)

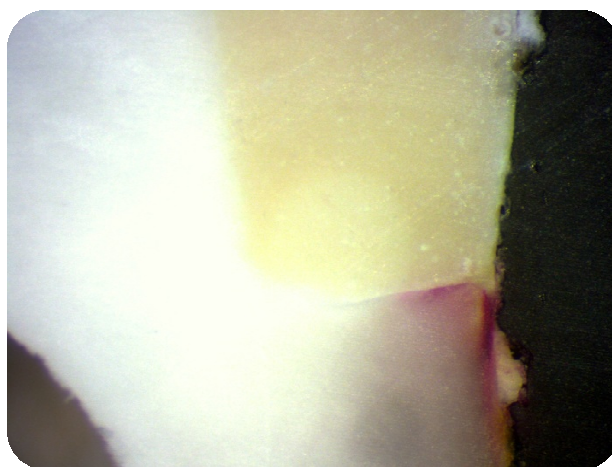


Fig. 12- Infiltração até ao esmalte (Grau 1)

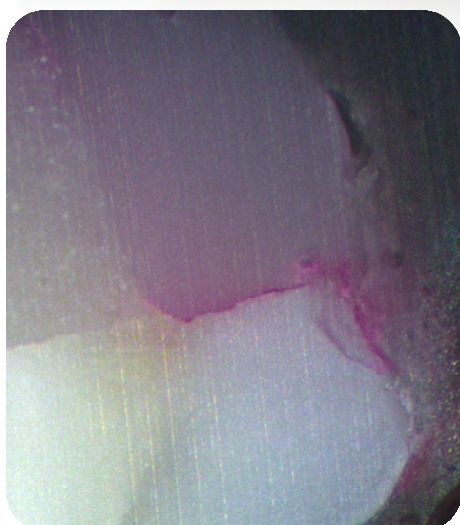


Fig. 13 - Infiltração até à dentina (Grau 2)

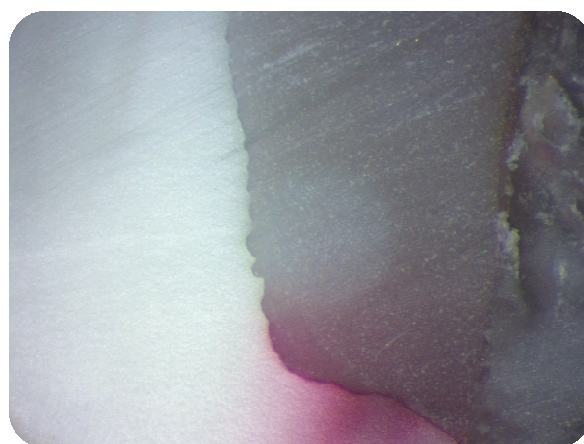


Fig. 14 - Infiltração até à parede pulpar (Grau 3)

Analisando de forma independente cada material, comparando o seu comportamento quando restaurado isoladamente ou quando restaurado de acordo com a técnica *sandwich*, chegou-se aos seguintes resultados.

Iniciando pelo grupo de controlo (grupo 0), verifica-se que a maioria das restaurações (18) não apresentou infiltração do corante, sendo que apenas duas revelaram infiltração desse mesmo corante até ao esmalte. Os resultados encontram-se evidenciados no gráfico que se segue (Figura 15.)

Microinfiltração marginal - Filtek Z250

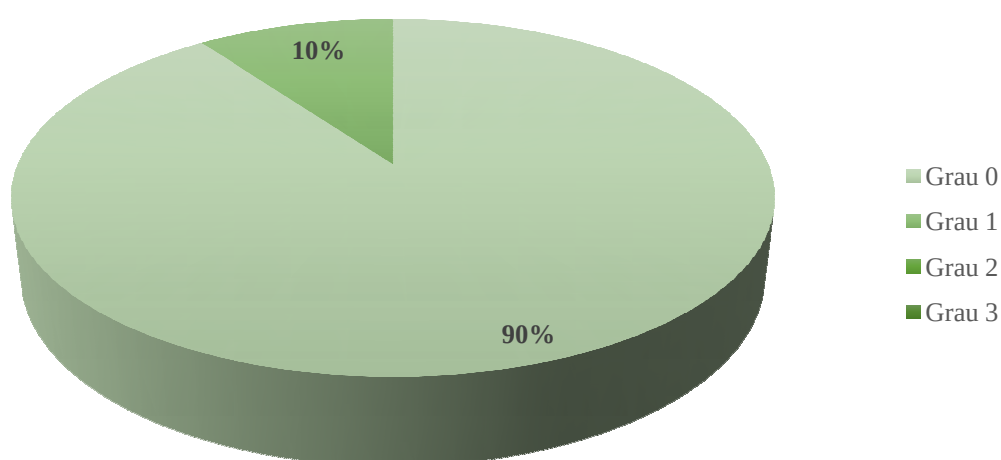


Fig. 15 - Gráfico da percentagem de microinfiltração marginal obtida no grupo 0.

No caso do material SDR, ao analisar-se os sub-grupos 1a e 1b verifica-se que não existem diferenças significativas. No entanto, é de salientar o facto de uma restauração do sub-grupo 1b (SDR+Filtek Z250) apresentar o valor máximo (Grau 3), o que implica que o corante penetrou até à parede pulpar dessa mesma restauração. Os resultados podem ser observados na Tabela 3.

		Material		Total
		Sub-grupo 1a	Sub-grupo 1b	
		SDR	SDR + Filtek Z250	
Sem penetração do corante	Frequência	5	6	11
	% Infiltração	45,5%	54,5%	100,0%
Penetração até ao esmalte	Frequência	3	1	4
	% Infiltração	75,0%	25,0%	100,0%
Penetração até à dentina	Frequência	2	2	4
	% Infiltração	50,0%	50,0%	100,0%
Penetração com envolvimento da parede pulpar	Frequência	0	1	1
	% Infiltração	0,0%	100,0%	100,0%
Total	Frequência	10	10	20
	% Infiltração	50,0%	50,0%	100,0%

Tab. 3 - Percentagem de microinfiltração marginal para o grupo 1.

Observando os resultados obtidos no grupo 2, é possível concluir que não existem diferenças entre os sub-grupos *a* e *b* e que, para a maioria das restaurações, não ocorreu penetração do corante excepto numa restauração do sub-grupo 2b, na qual houve uma ligeira penetração do corante até ao esmalte dentário (Tabela 4.)

		Material		Total
		Sub-grupo 2a	Sub-grupo 2b	
		Biodentine	Biodentine + Filtek Z250	
Sem penetração do corante	Frequência	10	9	19
	% Infiltração	52,6%	47,4%	100,0%
Penetração até ao esmalte	Frequência	0	1	1
	% Infiltração	0,0%	100,0%	100,0%
Total	Frequência	10	10	20
	% Infiltração	50,0%	50,0%	100,0%

Tab. 4 - Percentagem de microinfiltração marginal para o grupo 2.

Por fim, para os grupos 3 e 4 os resultados obtidos são igualmente semelhantes. Esta semelhança não se verifica apenas entre os sub-grupos *a* e *b* de cada um destes grupos mas também entre os dois grupos propriamente ditos, ou seja, entre os dois materiais (Photac Fil e Riva LC), conforme demonstrado nas tabelas 5. e 6.

		Material		Total
		Sub-grupo 3a Photac Fil	Sub-grupo 3b Photac Fil + Filtek Z250	
Sem penetração do corante	Frequência	7	8	15
	% Infiltração	46,7%	53,3%	100,0%
Penetração até ao esmalte	Frequência	3	2	5
	% Infiltração	60,0%	40,0%	100,0%
Total	Frequência	10	10	20
	% Infiltração	50,0%	50,0%	100,0%

Tab. 5 - Percentagem de microinfiltração marginal para o grupo 3.

		Material		Total
		Sub-grupo 4a Riva LC	Sub-grupo 4b Riva LC + Filtek Z250	
Sem penetração do corante	Frequência	7	8	15
	% Infiltração	46,7%	53,3%	100,0%
Penetração até ao esmalte	Frequência	3	1	4
	% Infiltração	75,0%	25,0%	100,0%
Penetração até à dentina	Frequência	0	1	1
	% Infiltração	0,0%	100,0%	100,0%
Total	Frequência	10	10	20
	% Infiltração	50,0%	50,0%	100,0%

Tab. 6 - Percentagem de microinfiltração marginal para o grupo 4.

Como é possível observar, para o grupo 3 nenhuma das restaurações apresentou infiltração até à dentina enquanto que no grupo 4 uma restauração revelou penetração do corante até esse mesmo tecido dentário.

O gráfico que se segue (Figura 16.) pretende demonstrar os resultados de microinfiltração marginal obtidos ao comparar-se todos os grupos envolvidos no presente estudo, incluindo o grupo de controlo (Grupo 0), que apresentou 18 restaurações sem infiltração e apenas 2 com penetração do corante até ao esmalte.

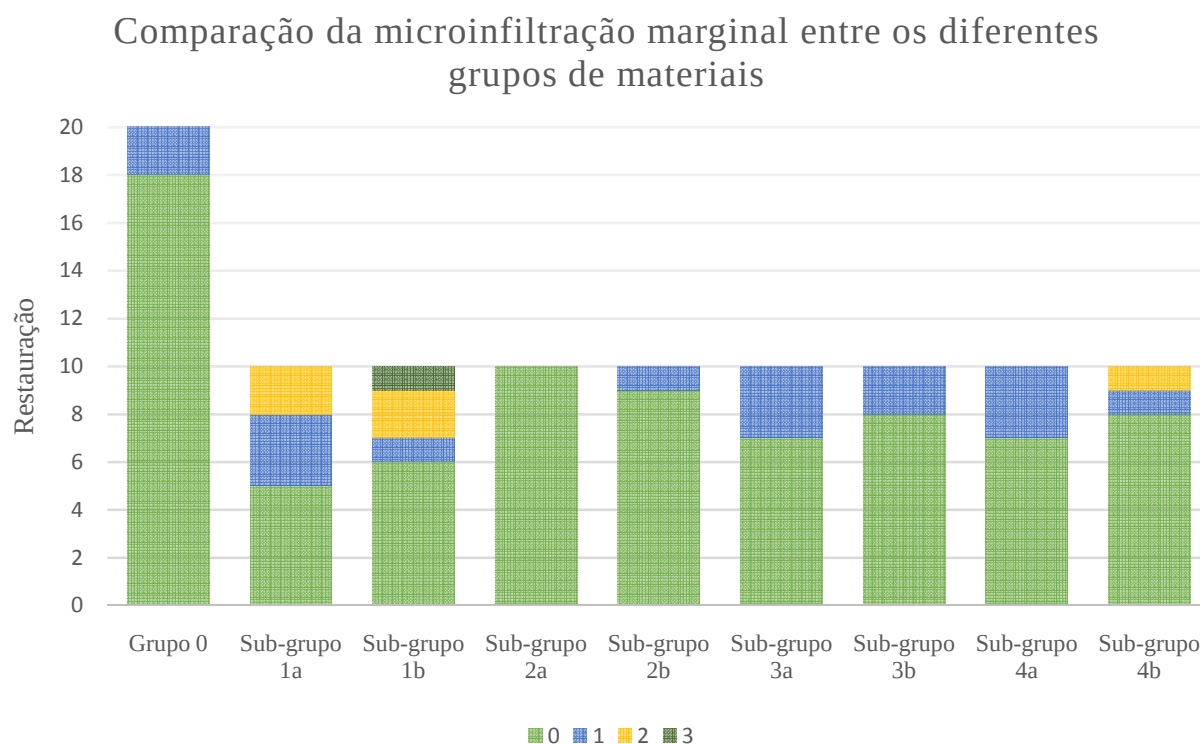


Fig. 16 - Gráfico que demonstra a comparação dos resultados obtidos para os diferentes grupos

Após avaliação dos materiais individualmente, foi efectuada uma comparação entre os resultados obtidos nas restaurações *sandwich* de todos os substitutos dentinários. Os resultados encontram-se apresentados no gráfico seguinte:

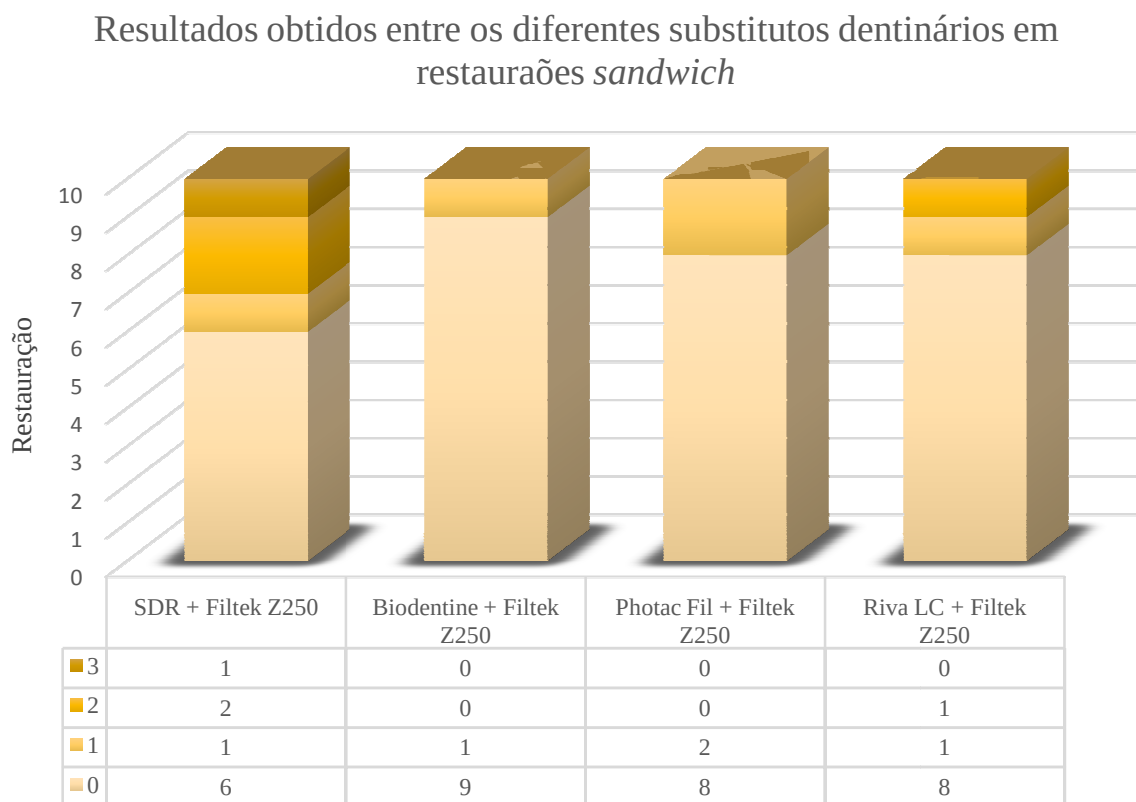


Fig. 12- Gráfico dos resultados obtidos nas restaurações *sandwich*.

Como é possível observar, o grupo 2b (Biodentine + Filtek Z250) foi o que demonstrou melhores resultados, apresentando apenas uma restauração com infiltração até ao esmalte. Já o sub-grupo 1b (SDR + Filtek Z250) foi o que apresentou piores resultados, com duas restaurações a atingir o grau 2 de microinfiltração, uma a alcançar o grau 1 e as restantes seis sem qualquer infiltração. Os sub-grupos 3b e 4b revelam resultados bastante semelhantes, como já referido anteriormente.

Analisando o comportamento destes materiais quando restaurados segundo a técnica directa, podemos observar que o Biodentine continua a ser o substituto dentinário com melhores resultados, apresentando a totalidade das restaurações sem infiltração marginal.

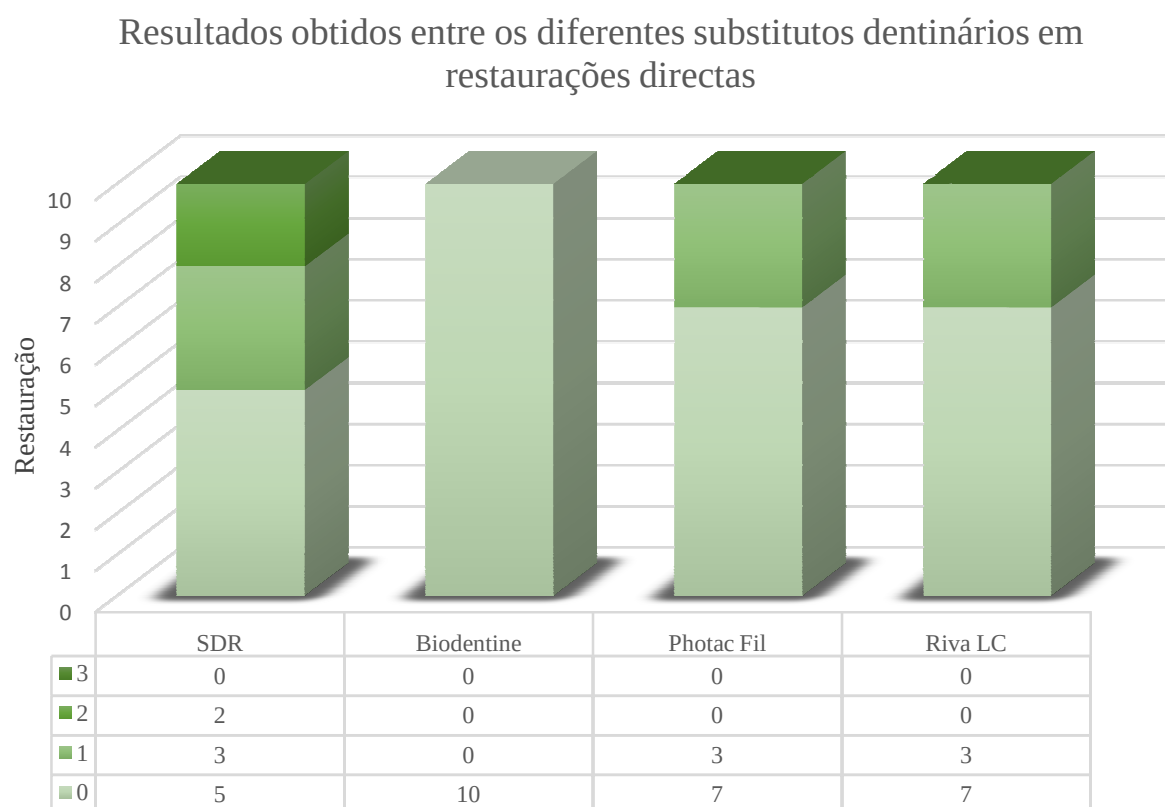


Fig. 13- Gráfico dos resultados obtidos nas restaurações directas.

Já o SDR (sub-grupo 1a) continua a ser o material com piores resultados. Como é possível observar no gráfico acima representado (Figura 18.), este material apresenta duas restaurações com uma infiltração de grau 2, três restaurações com penetração do corante até ao esmalte e as restantes cinco sem qualquer infiltração. Estes resultados são inferiores quando comparados com os sub-grupos 3a e 4a mas, ainda assim, não são estatisticamente significativos. Quando comparados os sub-grupos 1a e 2a, verifica-se que há uma proporção significativamente mais elevada resultados grau 0, ou seja, sem penetração do corante no material Biodentine (100%) e de infiltrações com penetração até à dentina no material SDR.

VI. DISCUSSÃO

O interesse na dentisteria estética resultou num aumento das restaurações a resina composta, não só utilizada como material de substituição da amálgama, mas também como produto de primeira escolha para a restauração de dentes posteriores. O comportamento mecânico, a resistência ao desgaste e o potencial estético dos compósitos foram significativamente melhorados nos últimos anos. Porém, a contracção de polimerização destes mesmos materiais permanece um desafio, impondo limitações à execução da técnica restauradora directa (Karaman e Ozgunaltay, 2014).

De forma a reduzir a problemática mencionada anteriormente, foram propostas restaurações classe II em *sandwich*, nas quais é colocada uma primeira camada de um substituto dentinário entre a resina composta e a superfície dentária. Alguns estudos sugerem a colocação de certos materiais, tais como as resinas *flowable* ou os ionómeros de vidro modificados por resina (Giorgi et al., 2013).

Dada a relevância e actualidade desta temática, foi realizado o presente estudo, no qual foram utilizados vários materiais que habitualmente são aplicados como bases ou vernizes de fundo cavitário e que, nesta situação particular, vão actuar como substitutos dentinários.

Para este estudo foram recolhidos e seleccionados cinquenta molares hígidos. Estes, por sua vez, foram agrupados em cinco grupos principais distintos e a cada grupo atribuíram-se vinte cavidades classe II, dez das quais restauradas pela técnica directa e as outras dez restauradas segundo a técnica *sandwich*, com a finalidade de se analisar e comparar a microinfiltração marginal entre os diferentes substitutos dentinários. Para tal, recorreu-se ao método de penetração do corante, um dos métodos mais frequentemente utilizados para a avaliação da microinfiltração. Este método foi realizado uma vez que é simples e relativamente barato e fornece resultados quantitativos e comparáveis, apesar de outros autores admitirem que apresenta algumas limitações, nomeadamente a subjectividade na leitura dos resultados e a elevada difusão dos corantes devido ao seu baixo peso molecular (Karaman e Ozgunaltay, 2014). O grau de penetração indica a presença de espaço inerte entre a superfície dentária e o material restaurador, que pode permitir a passagem de bactérias e toxinas (Sharma, Sharma e Rani, 2011)

De acordo com Karaman e Ozgunaltay (2014), a avaliação *in vitro* de materiais restauradores requer a simulação das alterações térmicas intra-orais que ocorrem quando comemos e bebemos. Para tal, a termociclagem é um método extremamente aceite e utilizado nos estudos de microinfiltração, permitindo a simulação dos efeitos a que as restaurações estão sujeitas na cavidade oral. Desta forma, os espécimes foram submetidos a termociclagem durante 500 ciclos de 30 segundos cada, a temperaturas entre os 5° e os 55°, simulando as variações térmicas existentes na cavidade oral. Este intervalo de temperaturas encontra-se estabelecido segundo as normas ISO TR11405. Após realizados todos os procedimentos necessários para avaliação da microinfiltração, as amostras foram seccionadas, analisadas e observadas, obtendo-se os resultados demonstrados anteriormente.

Os resultados observados vão ao encontro do que está já estabelecido na literatura. Analisando o grupo de controlo, os valores obtidos vão ao encontro do esperado. Das vinte cavidades restauradas com resina composta Filtek Z250, de acordo com a técnica directa, apenas duas restaurações obtiveram o valor 1 para a microinfiltração, correspondendo apenas a 10%. Desta forma, em 90% das restaurações efectuadas neste grupo do controlo foi registado o valor 0, ou seja, não ocorreu a penetração do corante.

A Filtek Z250 é uma resina composta microhíbrida habitualmente utilizada em estudos experimentais de adesão e de microinfiltração marginal, uma vez que apresenta boas propriedades mecânicas (módulo de resistência e de flexão) e físicas (contração de polimerização volumétrica e absorção de água) (Raskin et al., 2012).

De facto, um estudo recente revelou que a Filtek Z250 demonstrou valores de microinfiltração significativamente mais baixos (cerca de 69,8%), quando comparada com uma outra resina recentemente introduzida à base de silorano, a Filtek LS. Outros autores referidos neste estudo defendem que os compósitos à base de silorano apresentam menores valores de contração de polimerização quando equiparados às resinas de metacrilato, embora apresentem propriedades mecânicas semelhantes. Ainda, neste mesmo estudo, foi não só demonstrado que a Filtek Z250 apresentou melhores resultados, bem como foi comprovado que para ambos os compósitos os valores de microinfiltração foram substancialmente inferiores quando um RMGIC (Vitrebond, 3M ESPE) era utilizado como base (Giorgi et al., 2013). Nesta mesma investigação foi efectuada uma análise quantitativa e qualitativa da microinfiltração. Do ponto de vista quantitativo, a resina LS demonstrou valores mais altos de microinfiltração em

comparação com a Z250. Porém, qualitativamente, não foram encontradas diferenças significativas entre os dois materiais, indicando que apresentam um comportamento semelhante exclusivamente do ponto de vista qualitativo. Este indicador sugere que os compósitos de baixa contracção de polimerização não minimizam necessariamente o *stress* gerado pela mesma ao nível da interface dente-restauração (Giorgi et al., 2013).

De facto, a microinfiltração é influenciada por um vasto número de factores relacionados com os materiais utilizados, com as técnicas e ainda com a preparação da cavidade, sendo que a interacção entre estes mesmos factores vai condicionar a manifestação da contracção de polimerização de uma dada restauração. Outro estudo comparativo avaliou a microinfiltração entre um compósito microhíbrido (Filtek Z250) e um nanocompósito (Filtek Z350), quando expostos a duas fontes luminosas diferentes (QTH e LED), demonstrou que as resinas microhíbridas apresentavam valores mais baixos de microinfiltração, quer quando expostas à luz de halogéneo (QTH), quer quando submetidas à luz azul (LED), tanto ao nível do esmalte como da dentina (Sharma et al., 2011). O resultado obtido pode ser atribuído à menor porção de partículas de carga, ainda que de maior tamanho, dos compósitos microhíbridos, contrastando com a elevada porção dessas mesmas partículas com menores dimensões, que constituem os nanocompósitos (Sharma et al., 2011). Esta maior quantidade de partículas de carga promove um elevado grau de rigidez que pode originar um maior *stress*. Outro factor predisponente é o tamanho dos monómeros. Quanto maiores forem as moléculas constituintes, como é o caso dos compósitos microhíbridos, menor é a contracção de polimerização e a formação de fendas marginais. Ainda, as partículas de pequenas dimensões dos nanocompósitos podem desencadear a dispersão da luz, reduzindo a sua absorção e, dessa forma, minimizando a polimerização e, consequentemente, aumentando a microinfiltração destes materiais. Por fim, a própria percentagem do componentes TEGDMA também influencia os resultados obtidos. Uma maior quantidade deste elemento resulta num elevado número de ligações duplas por unidade de peso, criando um elevado grau de ligações cruzadas. Daí, advém uma resina rígida com elevada contracção de polimerização. Ainda, a maior parte dos monómeros deste componente são dissolvidos nas primeiras horas, processo que pode contribuir para o aparecimento de fendas marginais e, em último caso, aumentando a microinfiltração (Sharma et al., 2011).

Já Karaman e Ozgunaltay (2014), num estudo comparativo entre diferentes compósitos, com e sem Vitrebond como material intermédio, demonstraram que, quando comparada com resinas de metacrilato como a Filtek Z250, o compósito à base de silorano (Filtek Silorane) não reduziu significativamente os valores de microinfiltração, contrariamente a outros estudos (Bagis, Baltacioglu e Kahyaogullari, 2009 & Al-Boni e Raja, 2010). Ainda neste estudo e noutros, foi reportado que a colocação de um ionómero de vidro modificado por resina (RMGIC) apresentou efeitos significativos na redução da microinfiltração.

Segundo Karaman e Ozgunaltay (2014), a utilização deste material resultou numa menor microinfiltração a nível gengival quando comparada com os resultados obtidos nas restaurações exclusivamente a compósito. Concluíram, assim, que a aplicação de um RMGIC como primeiro incremento a nível gengival ou cervical em restaurações classe II resultou numa menor microinfiltração, quer em restaurações com compósitos à base de metacrilato, quer em restaurações com compósitos à base de silorano (Karaman e Ozgunaltay, 2014).

Giorgi et al., 2013, chegaram à mesma conclusão. No seu estudo, os valores mais baixos de microinfiltração foram obtidos nas restaurações que apresentavam uma camada intermédia de um RMGIC (Vitrebond, 3M ESPE). A utilização destes materiais com este propósito tem sido amplamente proposta e aplicada. Estudos anteriores já haviam demonstrado as suas vantagens na redução da microinfiltração, dada a sua baixa expansão térmica, que é semelhante à das estruturas dentárias, dada a sua função bacteriostática, a sua adesão molecular à dentina e ao esmalte e a sua reduzida contracção durante a presa (Giorgi et al., 2013).

Estes resultados vão ao encontro dos valores registados no presente estudo. Neste caso, foram utilizados dois ionómeros de vidro modificados por resina (Photac Fil, 3M ESPE e Riva LC, SDI). Em ambos os casos, os valores de microinfiltração obtidos foram significativamente baixos. Analisando o grupo 3, nenhuma das restaurações apresentou infiltração do corante até à dentina e das restaurações *sandwich* efectuadas (sub-grupo 3b), apenas duas estavam infiltradas até ao esmalte. Já no sub-grupo 4b, apenas numa o corante se estendeu até ao esmalte e noutra até à dentina, sendo que as restantes oito restaurações permaneceram intactas. Estatisticamente, os resultados foram bastante satisfatórios e não existiram diferenças significativas entre estes dois cimentos,

comprovando que são materiais eficazes na minimização do *stress* provocado pela contracção de polimerização.

Os bons resultados obtidos podem encontrar-se relacionados com a composição e com as propriedades destes materiais. De facto, os ionómeros de vidro estiveram sujeitos a grandes modificações com o passar do tempo (Ghasemi et al., 2012). Uma das alterações mais importantes ao nível da sua composição foi a adição de certos componentes, resultando no aparecimento dos ionómeros de vidro modificados por resina (RMGICs), com melhores propriedades mecânicas, tais como maior tempo de presa, maior translucidez e menor sensibilidade aquando da sua manipulação e mistura (Ghasemi et al., 2012).

Estes materiais contêm pó de vidro, ácido poliacrílico, monómeros orgânicos solúveis, HEMA e um sistema iniciador associado (Ghasemi et al., 2012). Alguns estudos documentaram que independentemente do sistema adesivo utilizado, a presença de HEMA e a formação dos *tags* de resina por parte destes RMGICs podem estar relacionados com uma adesão mais forte e com uma menor microinfiltração marginal comparativamente aos ionómeros de vidro convencionais (Ghasemi et al., 2012).

Ainda, um outro factor que poderá condicionar os resultados obtidos prende-se com a adesão que se estabelece entre estes cimentos e a dentina, bem como com a adesão criada entre os mesmos e a resina composta. A adesão entre o compósito e o esmalte condicionado é eficaz e representa um procedimento de rotina na dentisteria operatória. No entanto, como já referido, a adesão à dentina permanece um problema por resolver. Outras descobertas revelaram que existe uma maior microinfiltração marginal nas margens gengivais (dentina), em comparação com as margens oclusais (esmalte) de uma restauração, independentemente do sistema adesivo utilizado (Ghasemi et al., 2012). Este facto encontra-se essencialmente relacionado com as diferenças estruturais que existem entre os dois tecidos, nomeadamente a porção de matéria inorgânica que constitui o esmalte e a dentina. De outros factores contribuintes destacam-se a hidrofobicidade, a contracção de polimerização e o coeficiente de expansão térmica (Ghasemi et al., 2012).

Assim, foram desenvolvidos vários sistemas adesivos ou condicionadores direccionados para a aplicação destes ionómeros de vidro convencionais e modificados por resina, incluindo os ácidos cítrico, poliacrílico, ortofosfórico, tânico e EDTA. Recentemente, foram criados outros condicionadores que substituem o ácido poliacrílico, o mais

amplamente utilizado para esse propósito, nomeadamente o Ketac Primer (3M ESPE, St Paul MN, EUA) e o Self Conditioner (GC, Tokyo, Japão) (Imbery et al., 2013).

Este facto pode explicar os resultados obtidos no grupo 4 (Riva LC), ainda que não sejam estatisticamente diferentes dos restantes materiais. Um estudo realizado por Imbery e outros autores demonstrou que o Riva LC obteve melhores resultados e um óptimo desempenho quando aplicado juntamente com o sistema Optibond Solo Plus, sugerindo que este cimento apresenta um comportamento semelhante ao das resinas. Na verdade, neste mesmo estudo, os três RMGICs utilizados revelaram resultados mais elevados de força adesiva quando foi aplicado o sistema Optibond Solo Plus, após condicionamento da dentina com ácido ortofosfórico (Imbery et al., 2013). Ainda neste estudo, o cimento Riva LC apresentou melhores resultados comparativamente aos restantes materiais quando o *smear layer* permaneceu intacto, ou seja, quando não foi efectuado nenhum condicionamento prévio da dentina, o que poderá ser explicado pelo facto deste material ser constituído por ácido poliacrílico, que já é por si só um condicionador, e pelo facto do *smear layer* apresentar iões de cálcio que podem promover uma união química com as cadeias de ácido polialcanóico do RMGIC (Imbery et al., 2013).

Para estes materiais, a adesão micromecânica ao nível da camada híbrida foi já demonstrada com diferentes condicionadores, que alcançaram diferentes graus de desmineralização e diversas espessuras dessa mesma camada híbrida. Estes agentes dentinários adesivos são capazes de formar uma união química entre o HEMA dos RMGICs e a superfície da dentina. Dos condicionadores disponíveis comercialmente, o ácido poliacrílico permanece o mais recomendado e amplamente utilizado na prática clínica (Imbery et al., 2013).

Os resultados obtidos sugerem que a formação da camada híbrida pode ser o maior contributo para uma maior força adesiva. Porém, a adesão química entre o substituto dentinário e o dente desempenha um papel muito importante ao nível da integridade marginal, durabilidade adesiva e longevidade da restauração. Na tentativa de se aumentar a força de adesão, a vantagem de se utilizar agentes dentinários adesivos reside nas restaurações *sandwich*, ao simplificar-se a técnica se forem utilizados condicionadores que são eficazes e podem ser aplicados quer para os compósitos, quer para os RMGICs (Imbery et al., 2013).

Apesar dos bons resultados obtidos neste estudo, algumas investigações revelam valores contraditórios. Uma investigação realizada por Abd El Halim e Zaki (2011) comparou os resultados de microinfiltração obtidos entre três tipos de cimentos de ionómero de vidro: Ketac N100, Vitremer e Photac Fil, avaliando os mesmos em três momentos diferentes: aos setes dias, aos trinta e, por fim, aos sessenta dias. Comparando os valores obtidos, concluíram que nos primeiros sete dias de imersão no corante não existem diferenças significativas ao nível das margens oclusal e gengival das restaurações. Porém, aos trinta dias de imersão já surgiram diferenças relevantes entre os três materiais, sobretudo ao nível da margem oclusal, sendo que o Photac Fil demonstrou resultados mais insatisfatórios. Aos sessenta dias, os três cimentos obtiveram valores mais elevados de microinfiltração marginal, no entanto o Ketac N100 foi o que apresentou valores mais baixos em comparação com os restantes e o Photac Fil obteve os piores resultados, ao analisar a margem oclusal das restaurações. O mesmo se verificou para as margens gengivais, com os piores resultados sempre atribuídos ao cimento Photac Fil.

De facto, o Vitremer e o Photac Fil são constituídos por vidro fluoroaluminossilicato, enquanto que o Ketac N100 contém este constituinte, juntamente com nanómeros e nanopartículas, representando aproximadamente 69% do seu peso. Esta composição pode resultar numa menor contracção de polimerização e num menor coeficiente de expansão térmica, favorecendo a adesão à estrutura dentária (Abd El Halim e Zaki, 2011). A maior infiltração obtida com o Photac Fil pode estar relacionada com o facto de não ser aplicado nenhum *primer*, enquanto que os restantes cimentos foram submetidos à sua aplicação prévia. Este tem como função modificar o *smear layer* e humidificar a superfície dentária, facilitando a adesão do cimento à mesma. Em concordância com outros estudos, o condicionamento da superfície promove uma adesão mais eficaz ao nível destes cimentos modificados por resina (Abd El Halim e Zaki, 2011).

Assim, o Photac Fil inicialmente demonstrou valores baixos de microinfiltração marginal, no entanto, com o passar do tempo, esses valores aumentaram consideravelmente, revelando alguma instabilidade deste material no que diz respeito à sua adesão com a estrutura dentária (Abd El Halim e Zaki, 2011). Apesar destes resultados, no presente estudo os valores para ambos os cimentos foram bastante

satisfatórios, não havendo diferenças significativas quando comparados com o grupo de controlo.

Um outro material intermédio utilizado no presente estudo foi uma resina (SDR), que tem sido descrita como capaz de minimizar o *stress* resultante da contracção de polimerização e de promover um maior selamento da estrutura dentária, dado o seu baixo módulo de elasticidade (Giorgi et al., 2013). Porém, os resultados obtidos nesta investigação não vão ao encontro de outros já estabelecidos na literatura. Giorgi e outros, ao estudarem uma resina *flowable* (Filtek Z350 *Flow*), não encontraram valores que comprovassem o seu comportamento absorvente e os resultados da microinfiltração marginal não divergiram dos resultados do grupo de controlo. Os compósitos *flowable* apresentam uma menor porção de partículas de carga e, inversamente, uma maior quantidade de matriz resinosa em comparação com os compósitos convencionais. Ainda, estes materiais fazem-se acompanhar por um maior volume de contracção de polimerização, que habitualmente varia entre os 3.6% e os 6%, enquanto que nas resinas compostas tradicionais estes valores encontram-se entre os 1.9% e os 2.3%. Uma maior contracção volumétrica pode indicar um maior *stress* ao nível da interface restauradora, tal como o possível insucesso da adesão (Giorgi et al., 2013). Estas características podem explicar os resultados obtidos neste estudo, que por sua vez estão de acordo com Oliveira e outros autores (Oliveira, Duarte, Araujo e Abrahão, 2010).

Nesta investigação, os piores resultados obtidos foram atribuídos a este tipo de materiais, constituindo o grupo 1. Neste grupo, ao analisar as restaurações *sandwich*, verificou-se que apenas seis não estavam infiltradas, uma infiltrou até ao esmalte, duas até à dentina e, por último, numa o corante penetrou até à parede pulpar da restauração. Ao observar o comportamento da resina SDR sozinha, concluiu-se que os valores obtidos foram semelhantes, porém, nesta situação, nenhuma das restaurações infiltrou até à parede pulpar. Comparativamente aos restantes materiais estudados, este grupo foi, sem dúvida, o que demonstrou piores resultados. No entanto, estatisticamente não surgiram diferenças significativas entre os vários grupos, excepto entre o grupo 1 e o grupo 2, onde já se observou uma maior discrepância de valores registados.

Poggio et al., (2013), num estudo de microinfiltração em restaurações a resina composta classe II efectuadas abaixo da JAC, comprovou que dos materiais utilizados, a resina SDR foi um dos que apresentou pior desempenho, com uma maior frequência do valor 1, ou seja, penetração do corante até ao esmalte. Nesta mesma investigação, das vinte

restaurações efectuadas com SDR (Grupo 3), apenas 15% não teve infiltração e 50% infiltrou até ao esmalte.

Apesar dos resultados, verifica-se que, à semelhança do presente estudo, nenhum dos materiais foi capaz de eliminar na totalidade a microinfiltração ao nível das margens das restaurações, principalmente a nível cervical, o que está em concordância com outros autores como Sadeghi (2009) e Koubi et al. (2009).

De acordo com a literatura, os fracos resultados obtidos podem resultar de uma fraca força adesiva entre o dente e o material restaurador. Como visto anteriormente, o insucesso da adesão pode ser desencadeado pela contracção de polimerização que, consequentemente, dá origem ao aparecimento de falhas ou fendas na interface restauradora (Poggio et al., 2013). Outros autores defendem que a contracção de polimerização depende em primeiro lugar do grau de conversão das resinas. Ainda, a maioria das cavidades classe II exibem as suas margens gengivais abaixo da JAC, ao nível da dentina ou do cimento. Assim, as margens gengivais dessas restaurações vão ficar colocadas sob estes tecidos, o que poderá enfraquecer o selamento das mesmas, em comparação com o esmalte (Poggio et al., 2013).

A contracção de polimerização das resinas compostas origina *stress* ao nível da interface dente-restauração, que por sua vez pode condicionar o aparecimento de fendas marginais. Dada a relevância deste aspecto, foram realizados vários estudos que o relacionam com a microinfiltração marginal. A correlação entre a contracção de polimerização e a microinfiltração marginal tem sido avaliada (Park e Kim, 2014).

Park e Kim (2014), ao relacionarem a adaptação interna das resinas compostas com a contracção de polimerização, alcançaram resultados que vão ao encontro dos valores obtidos de microinfiltração marginal, dada a correlação entre estes parâmetros. Segundo estes autores, o material SDRTM foi um dos que apresentou piores resultados aquando da medição da contracção de polimerização (25.40µm) e do *stress* gerado pela contracção de polimerização (3.07kgf), revelando, também, uma maior percentagem de penetração do corante nitrato de prata ao nível da parede pulpar das cavidades. Mais uma vez, a justificação dada pelos autores na tentativa de explicar os resultados prende-se na composição e na consistência destes materiais. Para as resinas de baixa viscosidade, como é o caso da SDR, a motilidade dos monómeros constituintes é activa, fazendo com que uma elevada percentagem dos mesmos participe no processo de

polimerização, aumentando assim a contracção resultante desse mesmo processo (Park e Kim, 2014).

Ainda assim, este material demonstrou minimizar a contracção de polimerização volumétrica quando comparado com a resina *flowable* convencional à base de metacrilato (Ilie e Hickel, 2011). De acordo com o *Scientific Compendium SDRTM* (2011), o elevado peso molecular e a flexibilidade deste material faz com que seja capaz de minimizar a contracção de polimerização, comparativamente às resinas à base de metacrilato. No entanto, em comparação com os restantes materiais avaliados neste estudo, tais como a Filtek P90, a Grandia Direct, a Filtek Z350 e a Charisma, a resina SDR apresentou uma adaptação interna inferior, bem como uma maior contracção de polimerização e maior *stress* resultante (Park e Kim, 2014).

Garcia et al. (2014) alcançaram resultados semelhantes ao analisar a resina SureFil SDR *Flow* (Dentsply). Observados os valores obtidos no que diz respeito à contracção de polimerização volumétrica, concluíram que este material apresentou um dos piores resultados (3.57%), em concordância com os autores Burgess e Cakir (2010), que obtiveram o valor de 3.1% para esse mesmo material. Mais uma vez, estes valores podem ter a mesma explicação, comprovada por Herrero, Yaman e Dennison (2005) que descobriram que a porção de partículas de carga não é o único factor determinante da contracção de polimerização, contribuindo também o formato das mesmas. No entanto, é possível assumir que, apesar da SureFil SDR *Flow* apresentar uma maior contracção de polimerização quando comparada com a SonicFill, o *stress* gerado pode ser inferior, dado o modulador incorporado na sua composição química, que minimiza a taxa de polimerização e, consequentemente, o *stress* resultante (Burgess e Cakir, 2010).

Já Rullmann, Schattenberg, Marx, Willershausen e Ernst (2012) registaram valores de *stress* resultante da contracção de polimerização aceitáveis (2.2 ± 0.17 MPa) medidos nos primeiros quatro minutos e após 24h (3.3 ± 0.26 MPa) para este mesmo material, em comparação com alguns dos materiais igualmente testados, o que poderá reflectir-se posteriormente na microinfiltração marginal, dada a correlação destes parâmetros.

El-Damanhoury e Platt (2013) também alcançaram resultados semelhantes, com o SureFil SDR *Flow* a atingir valores aceitáveis de *stress* gerado (1.710 MPa), contrastando com outras resinas, tais como a Tetric EvoCeram (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), X-tra fil (Voco, Cuxhaven, Alemanha) e Filtek Z250 (3M ESPE, St Paul, EUA). Os resultados revelados por estes autores podem indicar valores

de microinfiltração marginal inferiores aos obtidos neste estudo, no entanto seriam necessárias investigações posteriores para o comprovar.

Outro estudo demonstra que é possível alcançar resultados bastante satisfatórios com a aplicação de uma camada de quatro milímetros desta resina *flowable* em restaurações *sandwich*, se possível em cavidades com uma profundidade superior a seis milímetros. Em nenhum dos grupos de SDR se verificou uma menor quantidade de margens sem fendas, comparativamente aos grupos de controlo, onde se utilizaram resinas convencionais aplicadas segundo a técnica incremental convencional. Este estudo também revela que a combinação da SDR com outras cinco resinas convencionais aparentemente não resultou em falhas ao nível da adesão nem em termos de integridade das margens, quer ao nível do esmalte, quer ao nível da dentina. Avaliando a adaptação interna da SDR e das resinas convencionais, não foram encontradas diferenças significativas entre os materiais (Roggendorf, Kramer, Appelt, Naumann e Frankenberger, 2011). Estes resultados podem estar relacionados com os sistemas adesivos utilizados e, nesta situação, não é evidente qualquer tipo de incompatibilidade entre os materiais utilizados.

Furness, Tadros, Looney e Rueggeberg (2014) relataram resultados semelhantes, concluindo que não surgiram diferenças significativas na percentagem de interfaces sem fendas, quer para a técnica incremental, quer para a técnica *bulk*. No caso da SureFil SDR *Flow*, não existiram diferenças ao nível da integridade marginal encontrada no esmalte, na dentina média ou nas margens pulpareas quando aplicados os quatro milímetros, como indica a técnica *bulk*. Já quando colocada por incrementos, a integridade das margens no esmalte foi estatisticamente superior à encontrada ao nível da parede pulpar, demonstrando que estas resinas, onde se insere a SDR, não eliminam na totalidade a potencial formação de falhas nas restaurações, porém, melhores resultados são obtidos quando estes materiais são aplicados segundo as instruções do fabricante, através da colocação de um só incremento de quatro milímetros, em detrimento da técnica incremental.

Hernandes et al. (2013) consideram que a aplicação de resina *flowable* com menor espessura melhora a adaptação marginal em cavidades classe II, permitindo que a deformação elástica a que está submetida seja capaz de absorver parte do stress gerado pela contracção de polimerização, minimizando a possibilidade de surgirem fendas nas margens da restauração. Os resultados do seu estudo comprovam que, tanto para a

resina SureFil SDR, quer para a Filtek Z350 Flow, os valores de microinfiltração aumentam proporcionalmente à espessura destes materiais. Estes resultados podem, também, explicar os níveis elevados de microinfiltração no presente estudo, dado que as restaurações apresentam 1.5mm de espessura, sendo que os melhores resultados foram obtidos em cavidades com 0.5mm.

Como já verificado, o material que apresentou melhor capacidade de selamento marginal foi o cimento BiodentineTM, tanto nas restaurações *sandwich*, quer quando aplicado isoladamente em restaurações directas convencionais.

Raskin et al. (2012) compararam a microinfiltração marginal entre o Biodentine e um RMGIC (Fuji II LC), analisando a interface ao nível do esmalte e ao nível da dentina. Os resultados demonstraram que o selamento marginal destas restaurações proximais, cujas margens estavam localizadas abaixo da JAC, foi semelhante entre os dois materiais, concluindo que diferentes materiais restauradores podem ser aplicados por cima do Biodentine com sucesso, sem que ocorra infiltração significativa na interface entre este substituto dentinário e o material restaurador.

À semelhança deste presente estudo, os resultados registados por Raskin et al. (2012) foram obtidos na ausência de um condicionador dentinário, aplicado previamente ao Biodentine, sugerindo que este material é um substituto dentinário adequado, apesar do seu tempo de presa ser superior ao dos ionómeros de vidro modificados por resina. No entanto, independentemente do tratamento de superfície deste material, este pode ser utilizado como substituto dentinário em combinação com as resinas compostas, desde que o selamento da interface Biodentine/resina composta não seja substancialmente diferente quando comparado ao de um RMGIC.

Ainda, neste mesmo estudo, nos grupos G3, G4 e G5 foram aplicados diversos condicionadores do Biodentine, nomeadamente um silano, o sistema adesivo Optibond Solo Plus e o condicionador Septodont SE, respectivamente. Porém, os autores chegaram à conclusão que os diferentes materiais podem ser aplicados com sucesso sobre o Biodentine sem que ocorra microinfiltração significativa na interface entre este substituto dentinário e a resina composta. Desta forma, na presente investigação foi efectuado o condicionamento do Biodentine e do esmalte com ácido ortofosfórico (15seg a 37%) e aplicado seguidamente o sistema adesivo, comprovando que existiu uma boa adesão entre a resina composta Filtek Z250 e este material, tal como se verificou para o RMGIC utilizado.

Koubi et al. (2012) também chegaram às mesmas conclusões. No seu estudo, foi comparada a integridade marginal de restaurações *sandwich* entre o Biodentine e um ionómero de vidro modificado por resina (Ionolux, Voco, Cuxhaven, Alemanha). Estes autores concluíram que não existem diferenças significativas entre estes dois materiais, ou seja, o Biodentine comportou-se tão bem quanto o RMGIC, sem necessitar de preparação prévia das superfícies dentárias.

A boa integridade marginal das restaurações *sandwich* preenchidas com Biodentine deve-se essencialmente à capacidade que este material apresenta em formar cristais de hidroxiapatite. Ao ocorrer interacção entre o material restaurador e as paredes dentinárias, estes cristais podem contribuir para um selamento eficaz do material (Koubi et al., 2012)

No estudo de Koubi et al. (2012), foi utilizado um outro método de avaliação da integridade marginal, o teste da glucose, proposto inicialmente com o objectivo de detectar infiltração apical em tratamentos endodônticos. Este teste demonstrou que o Biodentine foi o material que apresentou uma menor concentração de glucose após uma hora, indicando que ocorreu uma menor difusão da mesma da cavidade oral para o espaço pulpar e, conseqüentemente, houve um maior selamento das margens dessas mesmas restaurações.

Já Camilleri (2013) estudou várias propriedades de alguns substitutos dentinários, nomeadamente o Biodentine, o Fuji IX e o Vitrebond, concluindo que os valores de infiltração do Biodentine foram superiores nas restaurações previamente submetidas ao condicionamento da superfície com ácido fosfórico a 35%, comparativamente às restaurações sem condicionamento prévio. De facto, foi provado que o condicionamento ácido afecta e altera a morfologia de superfície do MTA e, dessa forma, do próprio Biodentine, apesar de não existirem estudos suficientes nesse campo. Ainda Camilleri (2013) demonstrou, igualmente, que dos materiais utilizados o Biodentine apresentou valores superiores de microdureza de superfície. Apesar das alterações estruturais resultantes do condicionamento ácido, os resultados obtidos foram semelhantes, sobretudo para os RMGICs, que não apresentaram microinfiltração, quer quando submetidos ao condicionamento ácido, quer quando não submetidos ao mesmo, comprovando que as restaurações *sandwich* resultam numa menor microinfiltração marginal. Outros autores consideram que a colocação de cimentos de ionómero de vidro modificados por resina por baixo dos compósitos demonstrou um melhor selamento

marginal, em comparação com as restaurações a compósito convencionais (Camilleri, 2013).

Existem várias teorias que justificam os resultados obtidos no presente estudo, nomeadamente o facto de, quando em contacto com a dentina, este material forma estruturas *tag-like* ao longo da interface denominada “zona de infiltração mineral”, na qual a hidratação do cimento de silicato de cálcio degrada o colagénio presente na dentina subjacente. Ao comparar-se as diferentes interfaces dentina-restauração, verifica-se que existe uma infiltração mineral ao nível da dentina em restaurações com o Biodentine (Atmeh et al., 2012). Koubi et al. (2012), ao avaliarem a tolerância do Biodentine quando recoberto por uma resina composta, demonstraram que este é um material conveniente, eficiente e bem tolerado, actuando como um bom substituto dentinário. Neste mesmo estudo, foi colocada uma camada de Biodentine na região cervical das cavidades, foi efectuado condicionamento com ácido ortofosfórico a 32% durante 15 segundos, aplicado o sistema adesivo All Bond 2 (Bisco, Schaumburg, Ill, EUA) e, por fim, foi colocada uma camada da resina Tetric EvoCeram (Ivoclar, Vivadent, Schaan, Liechtenstein). Noutro estudo, Koubi e outros autores reportaram que o Biodentine tem um comportamento e uma eficácia semelhantes aos RMGICs em restaurações *sandwich* (Koubi et al., 2012).

Numa outra investigação, Koubi et al. (2013) compararam algumas propriedades entre o Biodentine e a resina Z100 durante o período de um ano. No primeiro dia, ambos os materiais apresentaram bons valores no que diz respeito à manipulação, anatomia, adaptação marginal e contacto interproximal. Estes parâmetros foram superiores para o Biodentine, comparativamente à resina Z100, bem como a resistência à descoloração. Os autores concluíram que o Biodentine é capaz de restaurar dentes posteriores até seis meses. Após os seis meses, o processo de degradação deste material representa a maior preocupação, apesar de não existir descoloração marginal. Em restaurações *sandwich*, nomeadamente com a resina composta Z100, o Biodentine é conveniente, eficiente e bem tolerado. Para estes autores, esta abordagem pode contribuir para uma maior preservação da estrutura dentária, melhorando a longevidade da restauração.

Hashem et al. (2014) chegaram às mesmas conclusões. Num estudo realizado pelos autores, foi comprovado que numa fase inicial o Biodentine é um material mais fraco em comparação com outros, como é o caso dos ionómeros de vidro modificados por resina. No entanto, quando aplicado em restaurações *sandwich*, aguardando-se duas

semanas para uma presa e maturação adequadas, este material foi capaz de resistir eficazmente às forças de contracção por parte da resina composta sobre este colocada, demonstrando ser tão adequando quanto um RMGIC.

Por fim, é igualmente importante avaliar-se a adesão entre o Biodentine e o material restaurador, uma vez que este cimento é habitualmente utilizado como base ou preenchimento cavitário. Assim, Odabas et al. (2013) analisaram a força de adesão deste material, utilizando três sistemas adesivos diferentes, concluindo que os valores mais elevados foram obtidos com os adesivos *self-etch* de dois passos, num período de 24h, resultados estes suportados por outros autores (Odabas et al., 2013). É um assunto de alguma controvérsia no que diz respeito à eficácia dos sistemas adesivos, visto que outros autores atribuíram resultados superiores de força adesiva aos sistemas *etch-and-rinse* (Odabas et al., 2013).

Ao analisar-se os resultados, podemos rejeitar a hipótese nula¹ e a hipótese alternativa², ou seja, pode afirmar-se que os substitutos dentinários reduzem a microinfiltração marginal e que, no entanto, não existem diferenças significativas entre os diversos grupos destes mesmos materiais. Porém, entre o grupo 1 (*a e b*) e o grupo 2 (*a e b*), verifica-se uma diferença significativa nos resultados obtidos, registando uma prevalência do valor 0 para o grupo 2, enquanto que o grupo 1 revelou resultados inferiores, com registo de valores 1 e 2.

Todos os estudos mencionados suportam os resultados obtidos nesta investigação. Ainda assim, alguns parâmetros aqui mencionados são alvo de uma certa controvérsia, pelo que existe a necessidade de pesquisas posteriores que sustentem este e outros estudos.

VII. CONCLUSÃO

Os resultados obtidos nestes estudo laboratorial, dentro das limitações inerentes ao mesmo, permitem concluir que:

- ✓ Todos os materiais utilizados, à excepção da resina SDR (grupo 1), demonstraram um bom comportamento, reflectindo-se nos resultados alcançados, não apresentando diferenças significativas entre si.
- ✓ A resina SDR não garantiu tão boa prestação, correspondendo ao grupo com piores valores de microinfiltração marginal observados.
- ✓ O Biodentine (grupo 2) foi o material que demonstrou os melhores resultados. Este mesmo material garantiu, assim, um óptimo selamento da superfície dentária, bem como da interface com a resina composta. Comparativamente à resina composta, apresentou um comportamento superior, indicando que a sua aplicação nas restaurações *sandwich* constitui uma vantagem na redução da microinfiltração marginal.

Perspectivas futuras

Neste estudo, à semelhança de tantos outros, são necessárias investigações futuras que permitam conhecer ao pormenor o comportamento destes materiais.

Futuramente, poderia ser efectuado um estudo *in vitro* da microinfiltração marginal, utilizando diferentes sistemas adesivos, de forma a avaliar-se qual o melhor adesivo para cada um destes materiais.

Poderia, também, ser realizado um estudo que permitisse avaliar a interacção entre os substitutos dentinários e o material restaurador adjacente, analisando a adesão que se estabelece entre os dois através de testes de microtracção ou microinfiltração marginal.

É importante compreender o comportamento do BiodentineTM e tentar melhorar as suas propriedades, nomeadamente o seu tempo de presa, que apesar de diminuto em comparação com o MTA não poderá, ainda, competir com o tempo de polimerização de uma resina composta ou de um ionómero de vidro modificado por resina. É de interesse clínico melhorar, igualmente, a resistência e a longevidade deste material, de modo a associar estas boas propriedades às já alcançadas por parte do mesmo.

IX. BIBLIOGRAFIA

Abd El Halim, S. e Zaki, D. (2011). Comparative evaluation of microleakage among three different glass ionomer types. *Operative Dentistry*, 36-1, 36-42.

Active Biosilicate Technology™, Septodont (2010). Biodentine™ scientific file. Saint-Maus-des-Fossés Cedex, France: R&D Department.

Al-Boni, R., e Raja, O. (2010). Microleakage evaluation of silorane based composite versus methacrylate based composite. *J Conserv Dent*, 13(3):152-155.

Al-Saleh, M., El-Mowafy, O., Tam, L. e Fenton, A. (2010). Microleakage of posterior composite restorations lined with self-adhesive resin cements. *Operative Dentistry*, 35-5, 556-563.

Alshali, R., Silikas, N. e Satterthwaite, J. (2013). Degree of conversion of bulk-fill compared to convencional resin-composites at two time intervals. *Dental Materials*, 29, e213-e217.

Atmeh, A., Chong, E., Richard, G., Festy, F. e Watson, T. (2012). Dentin-cement interfacial interaction: calcium silicates and polyalkenoates. *Journal of Dental Research*, 91:454.

Bagis, Y., Baltacioglu, I. e Kahyaogullari, S. (2009). Comparing miroleakage and the layering methods of silorane-based resin composite in wide class II MOD cavities. *Operative Dentistry*, 34(5), 578-585.

Breschi, L., Mazzoni, A., Ruggeri, A., Cadenaro, M., Lenarda, Rd. e Dorigo, Eds (2008). Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface. *Dental Materials*, 24, 90-101.

Buonocore, MG. (1955). A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res*, 34:849-53.

Burgess, J. e Cakir, D. (2010). Comparative properties of low-shrinkage composite resins. *Compendium of Continuing Education in Dentistry 31 (Special Number)*, 10-15.

Camilleri, J. (2013). Investigation of Biodentine as dentine replacement material. *Journal of Dentistry*, 600-610.

- Chan, K., Mai, Y., Kim, H., Tong, K., Ng, D. e Hsiao, J. (2010). Review: Resin Composite Filling. *Materials*, 3, 1228-1243.
- Craig, R.G e Powers J. M. (2002). Composite Restorative Materials. In *Restorative Dental Materials*,(pp.232-257). St Louis, Missouri: Mosby.
- Czasch, P. e Ilie, N. (2013). In vitro comparison of mechanical properties and degree of cure of bulk fill composites. *Clin Oral Invest*, 17:227-235.
- El-Badrawy, W., Jafarbour, S., Jazi, HS e McComb, D. (2012). Effect of composite insertion technique on cuspal deflection using in vitro simulation model. *Operative Dentistry*, 37(3), 299-305.
- El-Damanhoury, HM. e Platt, JA. (2013). Polymerization shrinkage stress kinetics and related properties of bulk-fill resin composites. *Operative Dentistry*, 39-1, 000-000.
- El-Safty, S., Silikas, N. e Watts, DC. (2012). Creep deformation of restorative resin-composites intended for bulk-fill placement. *Dental Materials*, 28(8), 928-935.
- Erickson, RL., Barkmeier, WW. e Latta, MA. (2009). The role of etching in bonding to enamel: A comparison of self-etching and etch-and-rinse adhesive systems. *Dental Materials*, 25, 1459-1467.
- Ferracane, JL. (2011). Resin composite - state of the art. *Dental Materials*, 27, 29-38.
- Ferreira, M. e Vieira, R. (2008). Marginal leakage in direct and indirect composite resin restorations in primary teeth: and in vitro study. *Journal of Dentistry*, 36, 322-325.
- Furness, A., Tadros, M., Looney, S. e Rueggeberg, F. (2014). Effect of bulk/incremental fill on internal gap formation of bulk-fill composites. *Journal of Dentistry*, <http://dx.doi.org/10.1016/j.jdent.2014.01.005>.
- Fusayama, T e Terachima, S. (1972). Differentiation of two layers of carious dentin by staining. *J Dent Res*, 51:866.
- Garcia, D., Yaman, P., Dennison, J. e Neiva, GF. (2014). Polymerization shrinkage and depth of cure of bulk fill flowable composite resins. *Operative Dentistry*, 39-2.

- Ghasemi, A., Torabzadeh, H., Mahdian, M., Afkar, M., Fazeli, A. e Baghban, A. (2012). Effect of bonding application time on the microleakage of class V sandwich restorations. *Australian Dental Journal*, 57:334-338.
- Giorgi, M., Hernandez, N., Sugii, M., Ambrosano, G., Marchi, G., Lima, D. e Aguiar, F. (2013). Influence of an intermediary base on the microleakage of simulated class II composite resin restorations. *Operative Dentistry*, 39-1, 000-000.
- Gwinnett, AJ. e Matsui, A. (1967). A study of enamel adhesives. The physical relationship between enamel and adhesives. *Arch Oral Biol*, 12:1615-9.
- Hadad, R., Hobson, RS. e McCabe, JF. (2006). Micro-tensile bond strength to surface and subsurface enamel. *Dental Materials*, 22, 870-874.
- Hamouda, IM., Samira, NR. e Badawi, MF. (2011). Microtensile bond strength of etch-and-rinse versus self-etch adhesive systems. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 4, 461-466.
- Hanabusa, A., Mine, A., Kuboki, T., Momoi, Y., Van Ende, A., Van Meerbeek, B. e De Munck, J. (2012). Bonding effectiveness of a new multi-mode adhesive to enamel and dentine. *Journal of Dentistry*, 40, 475-484.
- Hashem, D., Foxton, R., Manoharan, A., Watson, T., Banerjee, A. (2014). The physical characteristics of resin composite-calcium silicate interface as part of a layered/laminate adhesive restoration. *Dental Materials*, <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2013.12.010>.
- Heintze, SD. (2013). Clinical relevance of tests on bond strength, microleakage and marginal adaptation. *Dental Materials*, 29, 59-84.
- Hernandes, N., Catelan, A., Soares, G., Ambrosano, G., Lima, D., Marchi, G., Martins, L., Aguiar, F. (2013). Influence of flowable composite and restorative technique on microleakage of class II restorations. *Journal of Investigative and Clinical Dentistry*, 4, 1-6.
- Herrero, A., Yaman, P. e Dennison, J. (2005). Polymerization shrinkage and depth of cure of packable composites. *Quintessence Internacional*, 36(1), 25-31.

- Hill, M. e Hill, A. (2005). *Investigação por questionário*. Edições Sílabo, 2ª Edição, Lisboa.
- Ilie, N. e Hickel, R. (2011). Investigations on a methacrylate-based flowable composite based on the SDR technology. *Dental Materials*, 27(4), 348-355.
- Imbery, T., Namboodiri, A., Duncan, A., Amos, R., Best, A. e Moon, P. (2013). Evaluating dentin surface treatments for resin-modified glass ionomer restorative materials. *Operative Dentistry*, 38-4, 429-438.
- Ito, S., Hashimoto, M. e Wadgaonkar, B. et al. (2005). Effects of resin hydrophilicity on water sorption and changes in modulus of elasticity. *Biomaterials*, 26:6449-59.
- Jandt, KD. e Sigusch, BU. (2009). Future perspectives of resin based materials. *Dental Materials*, 25,1001-6.
- Karaman, E. e Ozgunaltay, G. (2014). Polymerization shrinkage of different types of composite resins and microleakage with and without liner in class II cavities. *Operative Dentistry*, 39-2, 000-000.
- Koubi S, Elmerini H, Koubi G, Tassery H, Camps J (2012). Quantitative diffusion of microleakage in aged calcium silicate-based open-sandwich restorations. *International Journal of Dentistry*, 2012:105863.
- Koubi, G., Colon, P., Franquin, JC., Hartmann, A., Richard, G., Faure, MO. e Lambert, G. (2013). Clinical evaluation of the performance and safety of a new dentine substitute, Biodentine, in the restoration of posterior teeth - a prospective study. *Clin Oral Invest*, 17, 243-249.
- Koubi, S., Raskin, A., Dejou, J., About, I., Tassery, H., Camps, J. et al (2009). Effects of dual cure composite as dentin substitute on marginal integrity of class II open-sandwich restorations. *Operative Dentistry*, 34, 150-6.
- Kwon, O., Kim, D. e Park, S. (2010). The influence of elastic modulus of base material on the marginal adaptation of direct composite restoration. *Operative Dentistry*, 35(4), 441-447.

- Luo, Z., Dongmei, L., Kohli, M., Yu, Q., Kim, S. e He, W. (2014). Effect of Biodentine™ on the proliferation, migration and adhesion of human dental pulp stem cells. *Journal of Dentistry*, <http://dx.doi.org/10.1016/j.dent.2013.12.011>
- Marôco, J. (2007). *Análise estatística com utilização do SPSS*. Edições Sílabo, 3ª Edição, Lisboa.
- Marshall, GW., Marshall SJ., Kinney, JH., Balooch, M. (1997). The dentin substrate: structure and properties related to bonding. *Journal of Dentistry*, vol. 25, no. 6, pp.441-458.
- Marshall, SJ., Bayne, SC., Baier, R., Tomsia, AP., Marshall, GW. (2010). A review of adhesion science. *Dental Materials*, 26, e11-e16.
- Menne-Happ, U. e Ilie, N. (2013). Effect of gloss and heat on the mechanical behavior of a glass carbomer cement. *Journal of Dentistry*, 41, 223-230.
- Mount, G. J. e Hume, W. R. (2005). *Knowledge Books and Software*. Dentil: Varsity Lakes, Queensland, Australia.
- Moura, SK., Reis, A., Pelizzaro, A., Dal-Bianco, K., Loguercio, AD., Arana-Chavez, VE. e Grande, RHM. (2009). Bond strength and morphology of enamel using self-etching adhesive systems with different acidities. *J Appl Oral Sci*, 17(4):315-25.
- Nakabayashi, N., Kojima, K. e Masuhara, E. (1991). Hybrid layer as a dentin bonding mechanism. *J Esthetic Dent*, 3:133-8.
- Odabas, M., Bani, M. e Tirali, R. (2013). Shear bond strengths of different adhesive systems to Biodentine. *Hindawi Publishing Corporation - The Scientific World Journal*, ID 626103.
- Oliveira, L., Duarte, S., Araujo, C. e Abrahão, A. (2010). Effect of low-elastic modulus liner and base as stress-absorbing layer in composite resin restorations. *Dental Materials*, 26(3), e159-e169.
- Pamir, T., Sen, B. e Evcin, O. (2012). Effects of etching and adhesive applications on the bond strength between composite resin and glass-ionomer cements. *J Appl Oral Sci*, 20(6):636-42.

- Park, SH. e Kim, HJ. (2014). Measurement of the internal adaptation of resin composites using micro-CT and its correlation with polymerization shrinkage. *Operative Dentistry*, 39-2, 000-000.
- Pashley DH. (1996). Dynamics of the pulp-dentin complex. *Crit Rev Oral Biol Med*, 7:104–33.
- Pashley, DH., Tay, FR., Breschi, L., Tjäderhane, L., Carvalho, RM., Carrilho, M. e Tezvergil-Mutluay, A. (2011). State of the art etch-and-rinse adhesives. *Dental Materials*, 27, 1-16
- Perdigão, J. (2010). Dentin bonding—Variables related to the clinical situation and the substrate treatment. *Dental Materials*, 26, e24-e37.
- Perdigão, J., Reis, A. e Loguercio, AD. (2013). Dentin adhesion and MMPs: A comprehensive review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, vol.25, no.4, 219-241.
- Perdigão, J. e Swift Jr, E.J. (2006). Fundamental concepts of enamel and dentin adhesion. In Roberson, T.M., Heymann, H.O. e Swift Jr, E.J. (Eds.) *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry*, (pp.244-279). St. Louis, Missouri: Mosby Elsevier.
- Petrovic, LjM., Zorica, DM., Stojanac, ILj., Krstonosic, VS., Hadnadjev, MS., Atanackovic, TM. (2013). A model of the viscoelastic behavior of flowable resin composites prior to setting. *Dental Materials*, 29, 929-934.
- Peumans, M., Kanumilli, P., De Munk, J., Van Landuyt, K., Lambrechts, P. e Van Meerbeek, B. (2005). Clinical effectiveness of contemporary adhesives: A systematic review of current clinical trials. *Dental Materials*, 21, 864-881.
- Poggio, C., Chiesa, M., Scribante, A., Mekler, J. e Colombo, M. (2013). Microleakage in class II composite restorations with margins below the CEJ: in vitro evaluation of different restorative techniques. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 18(5):e793-8.
- Pugach, MK., Strother, J., Darling, CL., Fried, D., Gansky, SA., Marshall, SJ., et al. (2009). Dentin caries zones: mineral, structure, and properties. *J Dent Res*, 88:71–6.

Raskin A, Eschrich G, Dejou J, About I (2012). In vitro microleakage of Biodentine as a dentine substitute compared to Fuji II LC in cervical lining restorations. *Journal of Adhesive Dentistry*, 14:535-42

Rawls, H.R. e Esquivel-Upshaw, J. (2003). Restorative Resins. In Anusavice, K.J. (Eds), *Phillips' Science of Dental Materials*, (pp.399-441). St. Louis, Missouri: Saunders.

Roggendorf, M., Kramer, N., Appelt, A., Naumann, M. e Frankenberger, R. (2011). Marginal quality of flowable 4-mm base vs conventionally layered resin composite. *Journal of Dentistry*, 39, 6433-7.

Rullmann, I., Schattenberg, A., Marx, M., Willershausen, B. e Ernst, C. (2011). Photoelastic determination of polymerization shrinkage stress in low-shrinkage resin composites. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*, vol.122.

Sadeghi, M. (2009). Influence of flowable materials on microleakage of nanofilled and hybrid class II composite restorations with LED and QTH LCUs. *Indian J Dent Res*, 20, 159-63.

Salerno, M., Derchi, G., Thorat, S., Ceseracciu, L., Ruffilli, R. e Barone, A. (2011). Surface morphology and mechanical properties of new-generation flowable resin composites for dental restoration. *Dental Materials*, 27, 1221-1228.

Scotti, N., Comba, A., Gambino, A., Paolino, D., Alovise, M., Pasqualini, D. e Berutti, E. (2014). Sealing ability of low-shrinkage flowable composites. *European Journal of Dentistry*, vol.8, issue 1.

SDRTM Scientific Compendium (2011).

<http://www.dentsply.eu/bausteine.net/file/showfile.aspx?downdaid=8854&sp=E&domid=1042&fd=2>

Sharma, R., Sharma, J. e Rani, A. (2011). Comparative evaluation of marginal adaptation between nanocomposites and microhybrid composites exposed to two light cure units. *Indian J Dent Res*, 22:495.

- Shin, DH. e Rawls, HR. (2009). Degree of conversion and color stability of the light curing resin with new photoinitiator systems. *Dental Materials*, 25:1030-8.
- Sideridou, ID. e Karabela, MM. (2009). Effect of the amount of 3-methacyloxypropyl trimethoxysilane coupling agent on physical properties of dental resin nanocomposites. *Dental Materials*, 25, p. 1315-1324.
- Stanley, HR., Pereira, JC., Spiegel, E., Broom, C. e Schultz M. (1983). The detection and prevalence of reactive and physiologic sclerotic dentin, reparative dentin and dead tracts beneath various types of dental lesions according to tooth surface and age. *J Oral Pathol*, 12:257-89.
- Taylor, M. e Lynch, E. (1992). Microleakage. *Journal of Dentistry*, 20:3-10.
- Van Landuyt, KL., Snauwaert, J., De Munck, J., Peumans, M., Yoshida, Y., Poitevin, A., Coutinho, E., Suzuki, K., Lambrechts, P., Van Meerbeek, B. (2007). Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials*, 28, 3757-3785.
- Van Meerbeek, B., Yoshihara, K., Yoshida, Y., Mine, A., De Munck, J. e Van Landuyt, KL. (2011). State of the art of self-etch adhesives. *Dental Materials*, 27, 17-28.
- Van Noort (2007). Resin Composites and polyacid modified resin composites. In *Introduction to Dental Materials*, (pp.99-126). London: Mosby Elsevier.
- Villat, C., Grosogeat, B., Seux, D. e Farge, P. (2013). Conservative approach of a symptomatic carious immature permanent tooth using a tricalcium silicate cement (Biodentine): a case report. *Restorative Dentistry & Endodontics*, <http://dx.doi.org/10.5395/rde.2013.38.4.258>.
- Yiu, C., Tay, F., King, N., Pashley, D., Carvalho, R. e Carrilho, M. (2004). Interaction of resin-modified glass-ionomer cements with moist dentine. *Journal of Dentistry*, 32, 521-530.
- Zaruba, M., Wegehaupt, F. e Attin, T. (2012). Comparison between different flow application techniques: SDR vs flowable composite. *J Adhes Dent*, 15:115-121.

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

Zoergiebel, J. e Ilie, N. (2013). An in vitro study on the maturation of conventional glass ionomer cements and their interface to dentin. *Acta Biomaterialia*, 9, 9529-9537.

ANEXO I



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 Dentes 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 paciente _____

Assinatura do responsável pela recolha _____

ANEXO II

Material	Marca e Lote
Turbina	NSK, Eschborn, Alemanha PAP-SU B2 P1024001
Micromotor	NSK, Eschborn, Alemanha IS-205 B2/B3 M154001
Contra-ângulo	NSK, Eschborn, Alemanha S-Max M25 C1027
Espátulaangulada	Heidemann 11-786 Dentaleader, Portugal
Destartarizador	Woodpecker
Curetas	Gracey Hu-Friedy, Chicago, EUA
Microbrush	PegasusAstek Innovations LTD
Misturador	Ventura Mix, Madespa, Toledo, Espanha
Aplicador	3M ESPE, St. Paul, MN, EUA
Activador	3M ESPE, St. Paul, MN, EUA
Fotopolimerizador	Optilux 501
Broca de fissura de grão fino	Edenta AG, Hauptstrasse, Suíça
Broca chama de vela de grão fino	Edenta AG, Hauptstrasse, Suíça
Borrachas de polimento	Edenta AG, Hauptstrasse, Suíça
Pinça	Asa Dental, Massarosa, Itália
Sonda periodontal	Asa Dental, Massarosa, Itália
Compressas e rolos de algodão	
Sonda exploratória	Asa Dental, Massarosa, Itália
Broca diamantada cilíndrica	ISO 837.012 F70297 Edenta AG, Hauptstrasse, Suíça
Godé	
Estufa	Memmert INE 400 Memmert, Alemanha
Termociclador	Refri 200 E ARALAB, Parede, Portugal

Micrótopo de tecidos duros	Isomet 1000 Buehler, IL, EUA
Resina de inclusão	Epoxy Resin Struers, Ballerup, Dinamarca
Lupa estereoscópica	Leica MZ6 Leica Microsystems GmbH, Wetzlar, Alemanha
Corante de penetração	Fucsina Básica 0.5%
Verniz à prova de água	KIKO
Disco diamantado de corte	#50000069 Struers, Ballerup, Dinamarca

*O presente trabalho não se encontra
ao abrigo do actual acordo
ortográfico*