



INSTITUTO UNIVERSITÁRIO EGAS MONIZ

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

RESINAS *BULK FILL* – VERTENTES RESTAURADORAS

Trabalho submetido por
Andreia Martins Paixão
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Outubro de 2018



INSTITUTO UNIVERSITÁRIO EGAS MONIZ

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

RESINAS *BULK FILL* – VERTENTES RESTAURADORAS

Trabalho submetido por
Andreia Martins Paixão
para a obtenção do grau de **Mestre** em Medicina Dentária

Trabalho orientado por
Professor Doutor Pedro de Melo e Moura

Outubro de 2018

Agradecimentos

Ao meu orientador, Professor Doutor Pedro Moura, que foi meu professor de Dentisteria II no meu primeiro semestre neste instituto e me deu forças na minha primeira fase de contacto com a Medicina Dentária. Um agradecimento especial por me ter impulsionado nesta etapa final onde a disponibilidade, motivação e paciência são cruciais.

Quero agradecer a uma pessoa em especial, que apesar de já não estar entre nós ainda nos representa e protege, o Professor Doutor José Martins dos Santos e também aos Professores Doutores Queirós de Medeiros, Professor Doutor José João Mendes e Professor Doutor Paulo Maurício que acreditaram em mim e nunca se opuseram ao meu particular percurso académico. São verdadeiros docentes que incentivam e premeiam a dedicação e esforço dos seus alunos sem nunca colocar obstáculos desnecessários no seu caminho.

À Professora Doutora Ana Mano Azul pela sua brilhante capacidade de despertar o interesse dos alunos pela Dentisteria Operatória e por tudo o que me ensinou neste breve percurso na Egas Moniz. Obrigada por todos os esclarecimentos e dicas, levarei sempre comigo o brio e capacidade crítica que tão alegremente nos incute.

À Mestre Fábria Santos por tão bondosamente me ter estendido a mão num momento de aflição. Por acreditar nos seus alunos sem qualquer tipo de filtro ou preconceito abrindo sempre as portas ao ensino e transmissão de conhecimento.

À Marta, minha madrinha de praxe e grande amiga, por me ter apanhado quando caí nesta universidade de paraquedas. Por todo o apoio, amizade e conhecimentos transmitidos de forma tão natural e genuína.

Aos meus colegas de box de quarto ano por terem transmitido com muita tranquilidade tantas dicas e conhecimentos.

Ao Egas, meu colega de box de quinto ano, meu parceiro nas horas boas e menos boas de clínica. Por me ter tornado mais confiante perante os pacientes e ter apoiado as minhas decisões.

Um agradecimento muito especial aos meus pais que sempre lutaram para que tivesse todas as condições. Sempre me apoiaram e fizeram sacrifícios para que nunca deixasse de perseguir os meus objetivos e deram o seu melhor para remover todas as pedras do meu caminho. Abriam-me novas portas quando as antigas se fecharam sempre com o olhar esperançoso de que tudo vai ficar bem. Obrigada por toda a força e dedicação.

Resumo

A evolução das técnicas e materiais restauradores tem vindo a abrir várias portas em diversas áreas da medicina dentária como a dentisteria, a endodontia e a reabilitação oral. A possibilidade de preencher uma cavidade de 4 milímetros de profundidade com apenas uma camada de resina tem sido explorada ao longo dos anos, surgindo assim as resinas *bulk fill* que os fabricantes defendem ter a capacidade de diminuir do tempo de trabalho do clínico não apresentando desvantagens quando comparadas com as resinas aplicadas com a técnica incremental. Os objetivos são avaliar a literatura existente sobre as resinas *bulk fill* presentes no mercado e perceber, através dos estudos das suas propriedades restauradoras, se elas apresentam vantagens em relação às resinas compostas utilizadas na técnica convencional incremental. Este trabalho tem como base uma revisão da literatura existente recorrendo a métodos de pesquisa como a consulta do acervo bibliográfico disponível na biblioteca Egas Moniz e através da consulta de bases de dados *online* como PubMed e B-on procurando artigos de acordo com as palavras-chave definidas. A pesquisa foi realizada com base em artigos científicos e livros publicados nos últimos 10 anos, sendo que o limite foi estendido em casos pontuais quando este se verificou relevante e essencial para a avaliar os objetivos de estudo definidos. São avaliados fenómenos como contração de polimerização, profundidade de polimerização, dureza e integridade marginal pois estes fatores determinam o sucesso da restauração.

A pesquisa concluiu que a investigação existente ainda não permite um consenso por parte dos autores em relação ao uso das resinas *bulk fill*, em vez das resinas compostas convencionais, em cavidades de grandes dimensões que suportem *stress*. No entanto, a maioria dos autores concorda que algumas resinas *bulk fill* possam ser aplicadas em incrementos de 4mm podendo representar uma alternativa ao uso das resinas compostas convencionais.

Palavras-chave: Resinas *Bulk Fill*, Profundidade de Polimerização, Dureza, Contração Polimerização

Abstract

The evolution of restorative techniques and materials has been pushing forward several areas of dental medicine such as dentistry, endodontics and oral rehabilitation. The ability to fill a cavity of 4 millimeters deep with only one layer of resin has been explored over the years bringing forward bulk fill composites. Manufacturers consider that these resins have the ability to decrease the chair time and do not present disadvantages when compared to resin composites inserted with the incremental technique. The aim is to evaluate the existing literature on bulk fill composites available in the market and understand, through the study of their restorative properties, if they show advantages compared to the resin composites used in the incremental technique. This study is based on a review of the literature, using research methods such as consultation of the bibliographic collection available in the faculty's library and through the search of online databases such as PubMed and B-on looking for articles according to the defined keywords, The research will be conducted based on the scientific articles and books published in the last 10 years, the limit being extended when the cases are considered relevant and essential for the defined study objectives. Phenomena such as polymerization contraction, depth of cure, hardness and marginal integrity will be evaluated as these factors determine the success of the restoration.

The research concluded that the investigations available do not show a consensus amongst the authors for the use of bulk fill resins rather than conventional composite resins in large, stress-bearing cavities. However, most authors agree that some bulk resins can be applied in 4mm increments presenting na alternative for convencional composites.

Key-words: Bulk Fill Resin, Depth of cure, Hardness, Polimerization contraction

Índice Geral

Resumo	1
Índice de Figuras	7
Índice de Tabelas	9
Lista de Siglas.....	11
I. Introdução.....	13
1. Enquadramento Teórico	13
1.1 O Esmalte	16
1.2 A Dentina.....	16
II. Desenvolvimento	19
2. Resinas Compostas	19
2. 1 Composição	19
2.1.1 Agente de União	19
2.1.2 Matriz Orgânica.....	19
2.1.3 Matriz Inorgânica	20
2.1.4. Outros Componentes	23
2.2 Resinas <i>Bulk Fill</i> de Alta Viscosidade	25
2.3 Resinas <i>Bulk Fill</i> Fluídas	26
2.4 Resinas <i>Bulk Fill</i> Disponibilizadas por Alguns Fabricantes	28
3. Polimerização	31
3.1. Fotopolimerização e Profundidade de polimerização	34
4. Resinas <i>Bulk Fill</i> Como Materiais Restauradores	41
4.1 Propriedades Biomecânicas	41
4.1.1 Força e <i>Stress</i>	41
4.1.2 Deformação	43
4.1.3. Módulo de Elasticidade	44

4.1.4 Dureza.....	47
4.1.5 Desgaste e rugosidade de superfície.....	52
4.1.6 Resistência à fratura.....	54
4.1.7 Contração de polimerização e Deflexão de Cúspide.....	55
4.1.8 Integridade marginal e biocompatibilidade	65
III. Conclusão	73
IV. Bibliografia.....	77

Índice de Figuras

Figura 1. Evolução das formulações compósitos dentários baseadas nas modificações feitas nas partículas inorgânicas. Adaptado de Ferracane, J. L., 2011.	21
Figura 2. Imagens de microscopia SEM da superfície do compósito Filtek Z250 com ampliações de 1000× A e 4000× B. Adaptado de Kopperud et al., (2013).	22
Figura 3. Imagens de microscopia SEM da resina bulk fill X-tra fill (A) e da resina convencional Filtek Z250 (B). Adaptado de Bucuta & Ilie, 2014; Tsujimoto <i>et al.</i> , 2018	23
Figura 4. Imagens obtidas com SEM das superfícies de resinas compostas convencionais com ampliações de 5000 x (a) e 20,000 x (b). B2: Beautifil II (nanohíbrido); CA: Clearfil AP-X (micohíbrido); CM: Clearfil Majesty ES2 (nanoparticulado); EQ: Estelite Sigma Quick (nanoparticulado); FS: Filtek Supreme Ultra Restorative (nanohíbrida) GS: G-aenial Sculpt (nanoparticulado) HN: Harmonize (nanohíbrido); ZR: Filtek Z100 restorative (microhíbrido). Adaptado de (Tsujimoto <i>et al.</i> , 2018).....	24
Figura 5. Imagens obtidas com SEM das superfícies de resinas compostas bulk fill de alta viscosidade com ampliações de 5000 x (a) e 20,000 x (b). BB: Beautifil Bulk Fill restorative; EP: EverXposterior; FB: Filtek Bulk Fill; QX: Quixfill; SF: Sonicfill 2; TN: Tetric Nceram Bulk Fill; TB: Tetric Evoceram Bulk Fill Adaptado de (Tsujimoto <i>et al.</i> , 2018).....	26
Figura 6. Imagens obtidas com SEM das superfícies de resinas compostas <i>bulk fill</i> fluídas X (a): X-tra base; X (b): SDR surefill flow; X (c): Venus Bulk. Adaptado de (Bucuta & Ilie, 2014).....	27
Figura 7. Espectro de emissão de luz das unidades de polimerização Bluephase (a) e Bluephase Style (b). Adaptado de Par <i>et al.</i> , (2018).....	34
Figura 8. Esquema dos diferentes tipos de <i>stress</i> e das suas correspondentes deformações. Adaptado de Sakaguchi e Powers, 2006.	42
Figura 9. Representação da curva de tensão-deformação de um material hipotético. Adaptado de Sakaguchi e Powers, 2006.....	44
Figura 10. Determinação do módulo de elasticidade através da curva de tensão-deformação. Adaptado de Sakaguchi & Powers, 2006.	46
Figura 11. Determinação da resiliência 11(a) e resistência 11(b) na curva tensão-deformação. Adaptado de Trushkowsky, 2001	47

Figura 12. Representação 3D dos espaços vazios dentro das restaurações a resina composta introduzidas com duas técnicas diferentes. XA1 – Herculite ultra e técnica incremental. XA2 – Herculite ultra e introdução sónica. XB1- SDR surefill flow e técnica incremental. XB2 – surefill flow e introdução sónica. XC1 – Tetric Evoceram e técnica incremental. XC2 – Tetric Evoceram e introdução sónica. XD1 – Sonicfill e técnica incremental. XD2 – Sonicfill e introdução sónica. Adaptado de Hirata *et al.*, 2018. 54

Índice de Tabelas

Tabela 1. Resinas compostas presentes no mercado cuja indicação do fabricante defende o uso na técnica bulk fill. (Informação fornecida pelos fabricantes).	28
Tabela 2. Características das principais resinas convencionais estudadas na literatura. Adaptado de (Par <i>et al.</i> , 2018; Daugherty <i>et al.</i> , 2018; Gan, Yap, Cheong, Arista e Tan, 2018; Almeida Junior <i>et al.</i> , 2018;; Çolak, Tokay, Uzgur, Hamidi, & Ercan, 2017; Maghaireh, Price, Abdo, Taha e Alzraikat, 2017; Derchi, Vano, Ceseracciu, Diaspro e Salerno, 2018; Fronza <i>et al.</i> , 2015).	29
Tabela 3. Características das principais fornecidas pelos fabricantes sobre as resinas bulk fill estudadas na literatura. Adaptada de (Daugherty <i>et al.</i> , 2018; Almeida Junior <i>et al.</i> , 2018; Derchi, Vano, Ceseracciu, Diaspro & Salerno, 2018; Gan, Yap, Cheong, Arista & Tan, 2018; Maghaireh, Price, Abdo, Taha & Alzraikat, 2017). NA* - a informação não é disponibilizada pelo fabricante.	30

Lista de Siglas

% - Percentagem

3D – Três dimensões

µm - Micrómetro

BisEMA – Bisfenol-A-glicil di-metacrilato etoxilado

bis-GMA – Bisfenol-A-glicidil metacrilato

BisMPEPP - 2,2-bis (4-(2-metacril-polietoxi)fenil) propano

EBPADA – Bisfenol A diacrilato etoxilado

EBPADMA - Bisfenol A dimetacrilato etoxilado

fator-C - Fator de configuração

g/mol – Gramas por mol

GPa - Gigapascal

ISO – Organização Internacional de Normalização

Kgf – Kilograma-força

LED - Diodo emissor de luz

mm – Milímetro(s) (Unidade de Medição de Comprimento)

mm² - Milímetro quadrado

MOD – Mesio-ocluso-distal

MPa – Megapascal (*stress*)

MPa/m - Megapascal por metro

MPa/m² – Megapascal por metro quadrado

mW/cm² – MiliWatt(s) por centímetro quadrado (Densidade de um fluxo energético -
Unidade de Medição da Irradiância)

N - Newton (Unidade de Medição de Força)

nm - Nanómetro

N/mm² Newton por milímetro quadrado

Pa – Pascal (Unidade de Medição de e Pressão e Tensão)

PEGDMA - Dimetacrilato de polietileno glicol.

PMMA – Poli-metil-metacrilato

Psi – libra/força por polegada quadrada (Pressão)

SEM - *Scanning Electron Microscope*

SIMA - Monómero de dimetriclato sem estrutura de bisfenol-A

TEGDMA - Trietilenoglicol dimetacrilato

TMPTMA - Trimetilolpropano trimetacrilato

UDMA – Dimetacrilato de uretano

UV - Ultravioleta

VHN – Número de Dureza de *Vickers*

I. Introdução

1. Enquadramento Teórico

Em 1800 foi introduzido o primeiro material desenvolvido para ser usado como restauração direta estética - o cimento de silicato. Este era preparado com vidro de alumino-silicato e ácido fosfórico líquido. Este cimento foi o material de eleição até 1950 e tinha a capacidade de libertar iões fluoreto, mas o silicato é muito solúvel pelo que fenómenos de dissolução, despigmentação, perda de translucidez e propriedades mecânicas inadequadas contribuíram para a sua substituição (Michael, & Buonocore, 1955). Em 1945 são introduzidas as resinas acrílicas auto-polimerizáveis sem carga. Estes materiais são menos solúveis e têm melhor estabilidade de cor e maior facilidade de polimento. No entanto, têm alta contração de polimerização, grandes alterações dimensionais com a variação de temperatura, alteração de cor e sofrem muito desgaste (Dennison, 2008).

Em 1948, na Grã-Bretanha, foi introduzida a técnica incremental utilizando resinas acrílicas autopolimerizáveis (Trushkowsky, 2001). Em 1950 são introduzidas as resinas compostas que contêm materiais acrílicos de preenchimento com partículas inorgânicas de vidro de alumino-silicato. Este vidro era revestido com polímero ou condicionado com silano aumentando as suas propriedades físicas. No entanto, estes materiais ainda eram demasiado viscosos para manipular (Trushkowsky, 2001; Dennison, 2008).

Em 1962 Rafael Bowen introduziu a resina de dimetacrilato, bis-GMA, surgindo assim resinas compostas com uma formulação semelhante às atuais, criadas para combinar a estética e facilidade de uso de uma base polimerizável de resina com propriedades aumentadas, cada vez mais semelhantes às da dentina e esmalte, devido as partículas cerâmicas (Bowen, 1963).

Em 1970 surgiram as resinas fotopolimerizáveis sendo que pouco depois foi desenvolvida a polimerização de resinas com luz UV permitindo um tempo de trabalho adequado controlado pelo clínico. A evolução para a utilização de luz visível trouxe vantagens aumentando a utilização das resinas compostas pelos clínicos e excluindo os danos inerentes ao uso da radiação UV. Atualmente os médicos dentistas utilizam estas

resinas com bastante frequência. (Tjan, Bergh, & Lidner, 1992; Trushkowsky, 2001; Rees, Jagger, Williams, Brown, & Duguid, 2004).

As resinas compostas foram inicialmente utilizadas em restaurações anteriores que não suportassem cargas, mas a procura constante pela melhoria da resistência ao desgaste, adesão à dentina e diminuição da contração de polimerização tornou possível a utilização destas resinas em restaurações posteriores. Atualmente as resinas compostas são o material restaurador direto de eleição na dentisteria estética (Powers & Wataha, 2013; Alvanforoush, Palamara, Wong, & Burrow, 2017) apresentando adesão ao esmalte, dentina, cimento, resina previamente colocada, cerâmica e metal (Trushkowsky, 2001). Podem também ser aplicadas como revestimento de cavidades, selantes de fissura, reconstrução de núcleo, restaurações definitivas posteriores diretas e indiretas, coroas, restaurações provisórias, cimentos para prótese ou ortodontia, selantes endodônticos e postes para canais radiculares (Ferracane, 2011).

Tendo em conta a evolução história, podemos afirmar que entre os anos 1980 e 1990 os esforços concentraram-se nas partículas inorgânicas da resina. Tendo isto em conta, desenvolveram-se os compósitos microhíbridos que conferem ao material propriedades mecânicas superiores, boa resistência ao desgaste e bons níveis de polimento. A partir dos anos 90 até meados dos anos 2000 as melhorias deram-se ao nível da contração de polimerização como uma estratégia para diminuir a sensibilidade pós-operatória, reduzir flexão das cúspides e fissuras marginais. Atualmente, os compósitos *bulk fill* estão cada vez mais populares pelo facto de diminuírem o tempo de trabalho necessário para introduzir o compósito na preparação cavitária (Ferracane, 2011; Fronza *et al.*, 2015).

O sucesso da dentisteria clínica requer um conhecimento detalhado sobre a natureza anatómica e biológica do dente, com os seus componentes como o esmalte, dentina, polpa, cimento assim como os seus tecidos de suporte como a gengiva e osso. Uma prática clínica que viola parâmetros físicos, químicos e biológicos dos tecidos dentários pode levar a uma falha prematura da restauração, comprometimento da integridade da coroa, recidivas de cárie, desconforto do paciente e eventualmente necrose pulpar. Os princípios, materiais e técnicas que constituem a dentisteria operatória são eficazes apenas quando baseados nestes parâmetros biológicos (Sakaguchi & Powers, 2006; Fruits, Khajotia, & Nicholson, 2013). Um dos objetivos

principais da dentisteria operatória e restauradora é promover tratamentos preventivos que mantêm a integridade dos tecidos, substituindo os danificados por materiais idealmente muito semelhantes que simulem a aparência e o comportamento dos tecidos originais. Sendo assim, o conhecimento das estruturas e propriedades dos tecidos é vital para que possamos avaliar corretamente os materiais restauradores que os vão substituir (Sakaguchi & Powers, 2006). Por este motivo, esta dissertação inicia-se com uma breve descrição das estruturas anatômicas do dente.

Dependendo de fatores como bruxismo ou outros hábitos parafuncionais, maloculsões, idade e dieta, as cúspides podem ser perdidas por completo; o esmalte sofre desgaste expondo a dentina comprometendo a oclusão (Fruits *et al.*, 2013). Os estudos de Van Dijken e Pallesen (2014, 2015, 2016, 2017) demonstram que um grande número de insucessos nas restaurações de dentes posteriores está relacionado com hábitos parafuncionais como o bruxismo sendo que os resultados publicados apresentam um número significativo de falhas causadas por fratura de resina e dente, sendo a maioria em pacientes bruxómanos.

As resinas compostas *bulk fill* foram concebidas para simplificar a técnica restauradora pois podem ser colocadas em cavidades de dentes posteriores num só incremento de 4-5mm. Segundo os fabricantes estas resinas podem ser utilizadas em restaurações estéticas e de carga poupando tempo ao médico dentista sem comprometer as propriedades da restauração (Flury, Hayoz, Peutzfeldt., Hüsler & Lussi, 2012; Flury, Peutzfeldt & Lussi, 2014).

O conhecimento das propriedades restauradoras do material utilizado é de extrema importância pois ao substituírem porções do dente no ambiente da cavidade oral são expostos a desafios químicos, térmicos, mecânicos assim como a procedimentos profiláticos e de polimento (Powers & Wataha, 2013). Estes podem causar deformação do material e é através de ciências como a biomecânica que nos é possível estudar como os materiais biológicos interagem e se deformam. Para otimizar o desempenho destes materiais é necessário olhar para as várias propriedades como um todo, compreendendo que estão todas interrelacionadas (Sakaguchi & Powers, 2006; Veloso *et al.*, 2018).

1.1 O Esmalte

O dente é constituído por três tecidos calcificados especializados, o esmalte, a dentina e o cimento. O esmalte é único pelo facto de ser o tecido mais calcificado do organismo e com menos composição orgânica. A dentina e o cimento, tal como o osso, são estruturas biológicas vitais hidratadas formadas maioritariamente por matriz de colagénio tipo I reforçada com minerais de fosfato de cálcio denominadas apatite (Sakaguchi & Powers, 2006).

O esmalte possui 96%, em peso, de estrutura mineral, 1 % representa os lípidos e proteínas presentes sendo que os restantes 3 % são água (Fruits *et al.*, 2013). Se quisermos pensar em termos de volume, os componentes orgânicos constituem 3% e a água 12% da estrutura do esmalte (Sakaguchi & Powers, 2006). Este tecido tem uma estrutura semipermeável através da qual é possível a difusão de vários fluídos, iões e substâncias de baixo peso molecular, quer sejam nocivas, fisiológicas ou terapêuticas. Sendo assim dinâmicas como desmineralização ácida, remineralização, captação de fluoretos, assim como procedimentos de branqueamento não são limitadas à superfície pois são ativas em três dimensões (Wainwright, & Lemoine, 1950; Yanagisawa & Miake, 2003; Fruits *et al.*, 2013).

O esmalte confere ao dente forma, dureza e durabilidade fazendo parte da sua superfície externa que protege a dentina e polpa subjacentes. A sua forma e cor contribuem para a aparência estética do esmalte. Grande parte da arte da dentisteria restauradora advém de esforços para simulação da forma, cor, textura, translucidez assim como o contorno ou perfil do esmalte a partir de materiais dentários sintéticos como as resinas compostas ou as cerâmicas. Esta é uma estrutura anatómica única quando comparada com outros tecidos pois apesar de conseguir sofrer alterações no seu conteúdo mineral a sua reparação ou substituição são apenas possíveis com intervenção clínica e terapias dentárias (Fruits *et al.*, 2013).

1.2 A Dentina

Ao contrário do esmalte, que é acelular e predominantemente mineralizado, a dentina possui, em volume, 45-50% de cristais de apatite inorgânica ricos em carbonatos e pobres em cálcio, 30% de matriz orgânica maioritariamente constituída por fibras de colagénio tipo I e 25% de água e fluído semelhante ao plasma (Sakaguchi & Powers, 2006; Fruits *et al.*, 2013).

Por sua vez, também funciona como uma base elástica que suporta o esmalte e lhe confere cor que é tipicamente amarelo claro. É uma estrutura ligeiramente mais dura que o osso e é primariamente composta por finos e pequenos cristais de apatite embebidos numa matriz proteica de fibras de colagénio interligadas. Apesar de ser um tecido sem aporte sanguíneo e nervoso satisfatórios, consegue responder a estímulos externos químicos, térmicos e mecânicos (Fruits *et al.*, 2013).

II. Desenvolvimento

2. Resinas Compostas

2.1 Composição

As resinas compostas utilizadas nas restaurações estéticas são constituídas por uma fase orgânica e uma inorgânica. A fase orgânica é constituída por uma matriz orgânica de polímero, normalmente de diacrilato e dimetacrilato (Dennison, 2008) na qual está aderida uma fase inorgânica como borosilicato, estrôncio, vidro, lítio ou bário, silicato de alumínio ou sílica coloidal (Sakaguchi & Powers, 2006).

2.1.1 Agente de União

A fase dispersa é tratada com organosilanos. Os silanos são agentes de união que reagem com o vidro ou com a água formando ligações entre as partículas de carga e a matriz orgânica da resina (Sakaguchi & Powers, 2006; Powers & Wataha, 2013).

A ligação entre estas duas fases permite uma distribuição do *stress* gerado quando o material se encontra em função. Esta adesão permite também uma retenção das partículas de carga durante a abrasão na superfície do compósito aumentando a sua resistência ao desgaste. Existe também uma diminuição da absorção da água presente no ambiente oral levando a uma melhor estabilidade dimensional e de cor (Dennison, 2008).

2.1.2 Matriz Orgânica

A matriz orgânica mais comum é à base um oligómero de dimetacrilato de uretano, UDMA, ou de um dimetilacrilato como o bis-GMA (bisfenol A glicidil metacrilato). Estes oligómeros possuem nas suas extremidades ligações duplas reativas capazes de sofrer polimerização adicional se estiverem na presença de radicais livres. Estas moléculas são altamente viscosas pelo que devem ser adicionados monómeros diluentes de baixo peso molecular, normalmente um dimetatacrlato, para melhorar a consistência da pasta (Powers & Wataha, 2013).

Segundo Oliveira *et al.*, (2018), diferenças na matriz orgânica podem influenciar as diferenças encontradas nos valores de contração e *stress* de polimerização. Neste estudo, as resinas *bulk fill* apresentam menor contração de polimerização e deformação de cúspide. O TEGDMA e Bis-GMA estão presentes em ambos os compósitos testados

(X-tra fill e Filtek Z100) mas em diferentes concentrações. A resina *bulk fill* (X-tra fill) contém também um monómero de alto peso molecular UDMA (895 g/mol) que diminui os locais disponíveis para reação por unidade de volume contribuindo para uma diminuição do *stress* de contração (Oliveira *et al.*, 2018; Ferracane, 2011) assim como uma redução na quantidade de TEGDMA na resina. (Moorthy *et al.*, 2012). A contração de polimerização produz *microcracks* de esmalte conduzem a uma perda significativa de estrutura dentária existindo assim, um aumento da probabilidade da formação de *cracks* ou de fratura do dente (Kim, Kim, Choi, & Lee, 2015; Oliveira *et al.*, 2018).

Algumas diferenças nas propriedades mecânicas entre resinas *bulk fill* (e.g: Venus Bulk fill, SDR Surefill flow e Filtek Bulk fill) podem dever-se a variações na densidade da rede de polímero da matriz. Por vezes estas resinas integram monómeros plastificantes para diminuir o *stress* de contração tornando-as mais suscetíveis à dissolução e amolecimento. Este facto faz com que seja essencial a cobertura das resinas *bulk fill* com uma camada final de resina convencional não só por motivos estéticos, mas também mecânicos (Leprince *et al.*, 2010; Van Ende *et al.*, 2013; Leprince *et al.*, 2014; Miletic, Pongprueksa, De Munck, Brooks, & Van Meerbeek, 2017).

2.1.3 Matriz Inorgânica

As partículas de carga constituem a parte inorgânica do compósito. Para além do quartzo (sílica cristalina) podem ser compostas por pequenas partículas de bário, lítio e vidros de silicato de lítio, de alumínio, borosilicato, estrôncio ou de zinco. Partículas de sílica coloidal são também adicionadas (Dennison, 2008; Powers & Wataha, 2013).

As resinas compostas são muitas vezes classificadas de acordo com o tamanho das partículas de carga. Resinas compostas microparticuladas contêm partículas esféricas de sílica coloidal de 0.01 – 0.12 µm de diâmetro na sua matriz (Trushkowsky, 2001; Dennison, 2008). Contêm carga micro-fina que aumenta a área de superfície de contacto. Constituem 35-50 % do volume da matriz de modo a conseguir uma viscosidade apropriada. Alguns destes compósitos utilizam como carga partículas de polímero reforçadas, que podem ter entre 10-20 µm, com partículas micro-finas que são então misturadas na matriz de resina (Powers & Wataha, 2013). Estas resinas possuem propriedades óticas similares ao esmalte, apresentam boas propriedades de polimento e são utilizadas em restaurações que não suportem *stress*. Apenas resinas microparticuladas com grande carga podem ser utilizadas em restaurações posteriores

(Dennison, 2008) (e.g: Filtek A110 da 3M ESPE ou Helio molar da Ivoclar-Vivadent). A figura 1 ilustra as formulações dos compósitos.

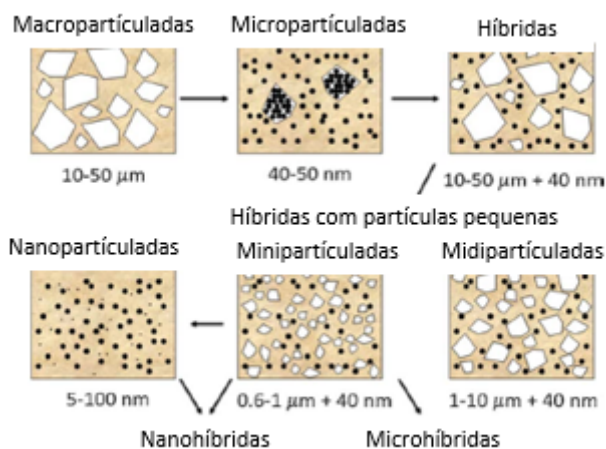


Figura 1. Evolução das formulações compósitos dentários baseadas nas modificações feitas nas partículas inorgânicas. Adaptado de Ferracane, 2011.

Resinas compostas híbridas possuem a combinação de partículas coloidais com outras partículas microscópicas. Uma parte considerável do volume da resina (60-65%) é constituída por esta carga onde as partículas coloidais preenchem a matriz entre as partículas pequenas. (e.g: Amelogen Hybrid da Ultradent) (Dennison, 2008; Trushkowsky, 2001).

Resinas microhíbridas apresentam a combinação das microparticuladas juntamente com partículas de vidro ultra-finas cujo tamanho varia entre 0.04- 1 µm.). Estas perfazem 84% de peso da resina. As partículas ultra-finas encaixam no espaço entre as microparticulas produzindo um total de 70% de volume, o que resulta no aumento das propriedades físicas do material (Powers & Wataha, 2013). São consideradas resinas compostas universais pois são estéticas e apresentam uma resistência ao desgaste elevada podendo ser utilizadas em restaurações anteriores e posteriores. (e.g: Filtek Z100 da 3M ESPE ou Herculite XRV da Kerr) (Dennison, 2008).

Resinas nanoparticuladas são compósitos microhíbridos que possuem partículas entre 20-75 nm dependendo da tonalidade e da translucidez desejadas. São recomendadas para restaurações anteriores e posteriores. (e.g: Filtek Supreme Plus e Filtek Z250 (Figura 2) da 3M ESPE) (Dennison, 2008).

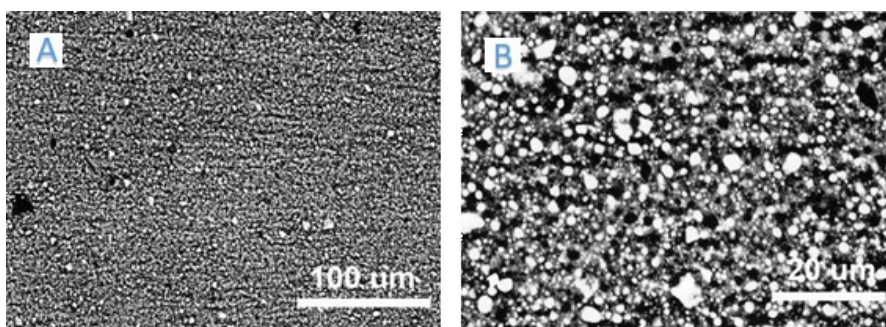


Figura 2. Imagens de microscopia SEM da superfície do compósito Filtek Z250 com magnificações de 1000× A e 4000× B. Adaptado de Kopperud *et al.*, (2013).

De acordo com diversos autores (Leprince *et al.*, 2010; Illie & Hickel, 2011; Leprince *et al.*, 2014) existe uma boa correlação linear positiva entre as propriedades mecânicas, tal como a microdureza da superfície da resina e módulo de elasticidade, e a fração de massa de partículas inorgânicas.

O estudo de Gonçalves *et al.*, (2018) afirma que o valor elevado da fração de volume (66.3%) de partículas inorgânicas da resina composta convencional de alta viscosidade Filtek Z350 pode contribuir para atenuar a luz resultando num menor grau de conversão. Além disso, a elevada quantidade de ligações duplas de TEGDMA, utilizado como monómero diluente na Filtek Z350, pode contribuir para aumentar os níveis de contração. As resinas convencionais fluídas têm uma carga inorgânica que é 20-25% mais baixa do que as de alta viscosidade e possuem boa molhabilidade o que favorece a sua adaptação às paredes da cavidade diminuindo a inclusão de ar e formação de espaços vazios dentro da resina. Contudo, a primeira geração destes materiais não era capaz de preencher uma cavidade posterior num só incremento devido às suas propriedades mecânicas inferiores e contração de polimerização superior, quando comparada com as resinas convencionais de alta viscosidade, que se devem sobretudo a um menor conteúdo de partículas inorgânicas. As resinas eram utilizadas como revestimento da cavidade ou para restaurações pequenas (Bayne, Thompson, Swift, Stamatiades, & Wilkerson, 1998; Lee, Min, Kim, & Ferracane, 2010). Atualmente estes materiais possuem maiores cargas de partículas inorgânicas que lhes conferem melhores

propriedades mecânicas sendo assim passíveis de usar em restaurações posteriores com maiores dimensões (Labella, Lambrechts, Van Meerbeek, & Vanherle, 1999; Ikeda, Otsuki, Sadr, Nomura, Kishikawa, & Tagami, 2009).

Tsujimoto *et al.*, (2018) demonstram que a deflexão de cúspide das resinas compostas depende do material o que sugere que esta propriedade pode ser mais influenciada pela composição da resina do que pela técnica utilizada (Ferracane, 2011; Fronza *et al.*, 2015). A alta variedade de partículas inorgânicas dos compósitos é visível nas imagens de microscopia (Figuras 2 e 3) no entanto, não existe uma relação clara entre o tamanho e a forma da partícula e a deflexão de cúspide.

No já referido estudo de Oliveira *et al.*, (2018) a resina de alta viscosidade X-tra fil tem um conteúdo semelhante à convencional Filtek Z100 contudo, as partículas de preenchimento são diferentes em tamanho e composição (Figura 3) incluindo as partículas de sílica que podem afetar a contração volumétrica (que é superior na Filtek Z100). O compósito convencional, Filtek Z100, apresenta um maior módulo de elasticidade e dureza de *Vickers* que contribui para um maior *stress*. A composição da resina composta é um dos fatores que pode influenciar a quantidade de *stress* gerado durante o processo de contração e uma maior percentagem de volume de partículas de preenchimento geralmente leva a uma menor contração volumétrica (Oliveira *et al.*, 2018; Tsujimoto *et al.*, 2018).

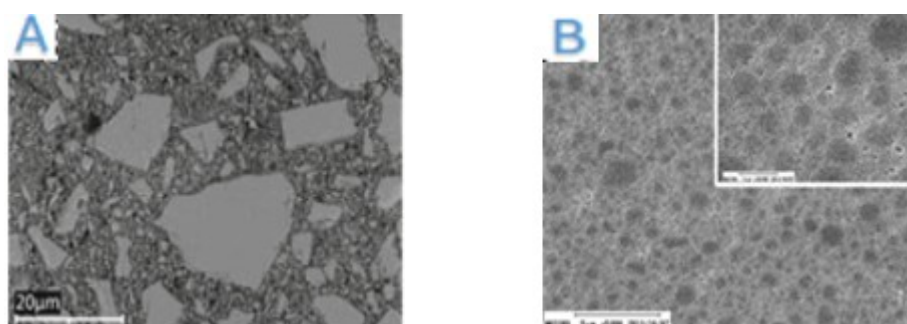


Figura 3. Imagens de microscopia SEM da resina bulk fill X-tra fill (A) e da resina convencional Filtek Z250 (B). Adaptado de Bucuta & Ilie, 2014; Tsujimoto *et al.*, 2018.

2.1.4. Outros Componentes

Para gerar algumas tonalidades *standard*, são adicionados pigmentos de óxido inorgânico aos compósitos assim como inibidores de polimerização de modo a prolongar o tempo de armazenamento. A resina apresenta radiopacidade pela

integração de moléculas de alto peso atômico como bário, estrôncio, zircônio e itérbio nas partículas de vidro (Dennison, 2008).

A Figura 4 apresenta imagens microscópicas da superfície de algumas resinas convencionais. Estes materiais demonstram um largo intervalo de partículas de forma irregular, < 1-4 μ m para Filtek Z100; < 1-7 μ m para Beautifil II, Clearfil Majesty ES2 e Filtek Supreme Ultra Restorative; <1-20 μ m para o Clearfil AP-X e Harmonize. Partículas esféricas uniformes e pequenas < 1 μ m estão presentes na Estelite Sigma Quick. A G-aenial Sculpt e Filtek Z100 restorative apresentam partículas pequenas não uniformes sendo respectivamente, < 1 μ m e < 1-2 μ m (Tsujimoto *et al.*, 2018).

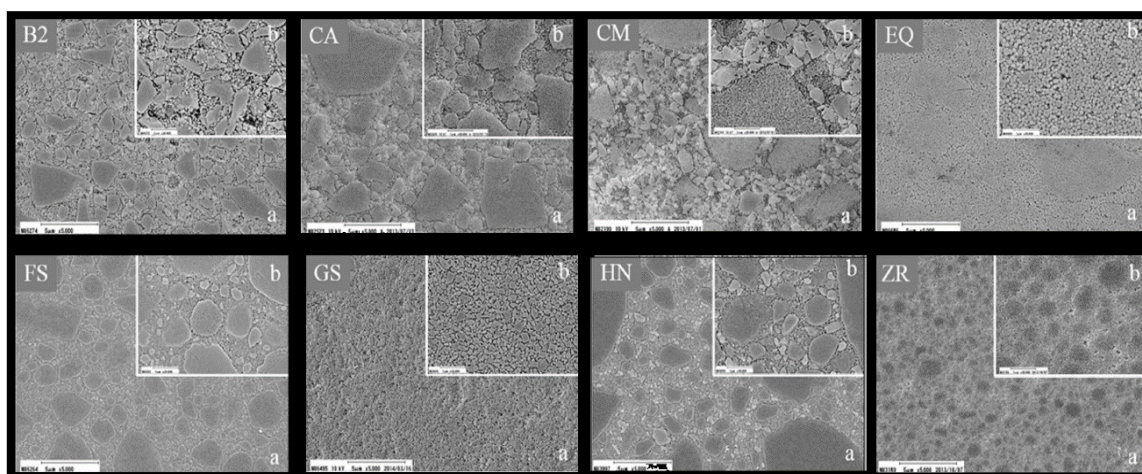


Figura 4. Imagens obtidas com SEM das superfícies de resinas compostas convencionais com magnificações de 5000 x (a) e 20,000 x (b). B2: Beautifil II (nanohíbrido); CA: Clearfil AP-X (micohíbrido); CM: Clearfil Majesty ES2 (nanoparticulado); EQ: Estelite Sigma Quick (nanoparticulado); FS: Filtek Supreme Ultra Restorative (nanohíbrida) GS: G-aenial Sculpt (nanoparticulado) HN: Harmonize (nanohíbrido); ZR: Filtek Z100 restorative (microhíbrido). Adaptado de Tsujimoto *et al.*, 2018.

De acordo com os fabricantes as resinas *bulk fill* podem manter níveis ótimos de propriedades mecânicas e de polimerização em incrementos superiores a 2 mm de espessura devido a mecanismos como a utilização de fotoiniciadores, derivados de benzoil germânio, com uma atividade fotopolimerizadora superior que aumenta os níveis de conversão e profundidade polimerização. Um segundo mecanismo baseia-se nos moduladores de polimerização como monómeros de alto peso molecular à base de uretano como os dimetracrilatos, responsáveis por reduzir o *stress* de contração. Outras abordagens passam pelo aumento da fluidez da resina para uma melhor adaptação,

aumento da translucidez, utilização de uma mistura de partículas de óxidos com índices de refração semelhantes aos da matriz de resina (Ilie, & Hickel, 2011; Bucuta, & Ilie, 2014) ou até através de fibras de vidro que favorecem a penetração da luz (Garoushi, Säilynoja, Vallittu, & Lassila, 2013).

Alguns estudos mostraram que as resinas *bulk fill*, com exceção do SonicFill, são mais translúcidas que as resinas convencionais (Bucuta, & Ilie, 2014; Garoushi *et al.*, 2016) devido ao tamanho e concentração das partículas de preenchimento e ao índice de refração. Esta afirmação pode explicar a conversão elevada a 4 mm de profundidade das *bulk fill*, quando comparadas com os compósitos convencionais. A Sonicfill apresenta uma diminuição do grau de conversão com a profundidade (4 mm) e, ao contrário das restantes resinas *bulk fill*, é menos translúcida que as resinas convencionais (Garoushi *et al.*, 2016). No entanto, no estudo de Gonçalves *et al* (2018) esta resina é um dos materiais com maiores níveis de conversão nos incrementos de 1, 2 e 3 mm e, apesar de existir uma diminuição significativa nos 4 mm, ainda apresenta valores aceitáveis de conversão neste último incremento.

As resinas podem também ser classificadas de acordo com as suas características de manuseamento e manipulação. Existem dois tipos de resina *bulk fill* disponíveis no mercado: fluídas e de alta viscosidade.

2.2 Resinas *Bulk Fill* de Alta Viscosidade

Estas resinas apresentam alta viscosidade e por isso são também denominadas de esculpíveis ou resina *bulk fill* em pasta. Apresentam uma alta carga inorgânica permitindo a reconstrução da estrutura dentária num só incremento em cavidades mais extensas sem necessidade de recobrimento. São utilizadas em zonas com elevadas cargas mastigatórias (Van Ende, De Munck, Lise, & Van Meerbeek, 2017).

São resinas fotopolimerizáveis que têm sido utilizadas como alternativa à amálgama. Contêm matriz de dimetracilato e uma alta carga inorgânica cerca de 80% em peso e 66-70% em volume integrando fibras, partículas de forma irregular e modificadores de viscosidade. Apresentam uma elevada profundidade de polimerização, baixa contração de polimerização, radiopacidade e um baixo nível de desgaste – 3.5 µm/ano. Utilizam sistemas adesivos fotopolimerizáveis sendo recomendadas por alguns fabricantes para utilização na técnica *bulk fill*. São indicadas para preparações cavitárias

de classes I e II (MOD) e classes VI de Black e diversos autores consideram-nas apropriadas para a técnica *bulk fill* (ex. SureFill da Denstply) (Powers & Wataha, 2013; Dennison, 2008).

A Figura 5 apresenta imagens de microscopia da superfície de algumas resinas *bulk fill* de alta viscosidade. Observa-se uma grande variedade de partículas de preenchimento com diferentes tamanhos e formas. As resinas *bulk fill* demonstram um largo intervalo de tamanhos, Beautifil Bulk Fill e Filtek Bulk Fill posterior ($< 1-6 \mu\text{m}$), Sonicfill ($< 1-10 \mu\text{m}$) e Quixfill ($< 1-15 \mu\text{m}$), e de formas irregulares. O Tetric Evoceram Bulk Fill e Tetric Nceram Bulk Fill têm um relativamente pequeno ($< 1-2 \mu\text{m}$) de partículas regulares. As fibras curtas de vidro-E e partículas $< 1\mu\text{m}$ de forma irregular estão presentes na EverX posterior (Tsujiimoto *et al.*, 2018).

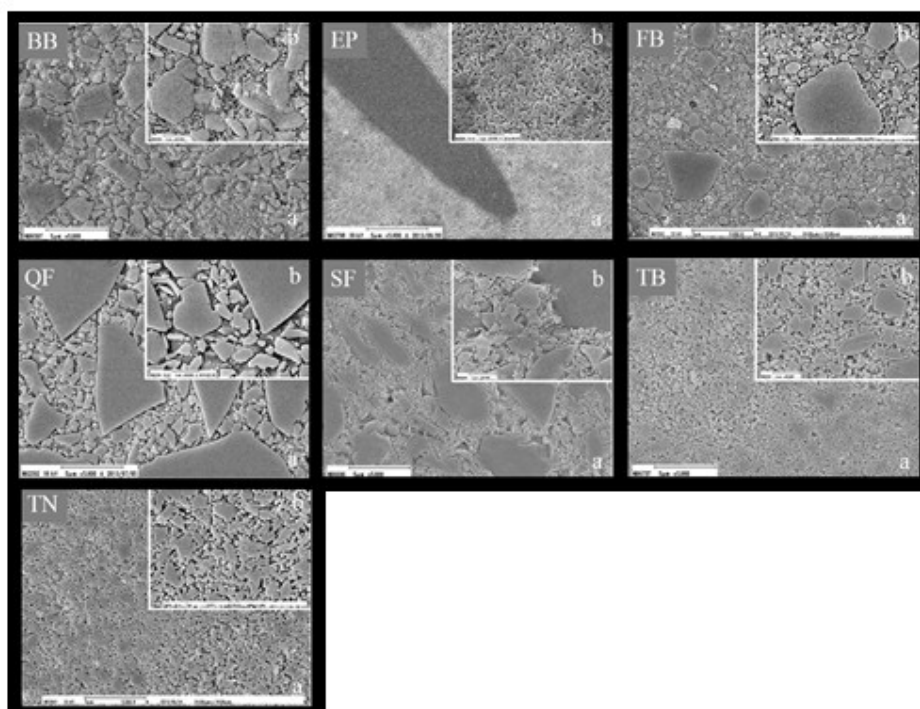


Figura 5. Imagens obtidas com SEM das superfícies de resinas compostas *bulk fill* de alta viscosidade com magnificações de 5000 x (a) e 20,000 x (b). BB: Beautifil Bulk Fill restorative; EP: EverXposterior; FB: Filtek Bulk Fill; QX: Quixfill; SF: Sonicfill 2; TN: Tetric Nceram Bulk Fill; TB: Tetric Evoceram Bulk Fill Adaptado de (Tsujiimoto *et al.*, 2018).

2.3 Resinas *Bulk Fill* Fluídas

As resinas *bulk fill* base são resinas compostas de baixa viscosidade e por isso também denominadas como resinas *bulk fill* fluídas. Envolvem uma carga de partículas inorgânicas mais baixa do que as convencionais microhíbridas ou nanohíbridas que

requerem um preenchimento incremental da cavidade. São por isso usadas como uma base que deve ser coberta por uma resina convencional no último incremento oclusal (Flury *et al.*, 2012; Ilie, Bucuta, & Draenert, 2013; Van Ende *et al.*, 2017).

Estas resinas são fotopolimerizáveis, apresentam baixa viscosidade e são constituídas por resinas de dimetacrilato com partículas inorgânicas que variam entre os 0.4-0.3 μm em tamanho e representam 42-50% do volume. Este baixo conteúdo de partículas inorgânicas faz com que este material apresente maior contração de polimerização e menos resistência ao desgaste do que as resinas microhíbridas. Evidenciam também um baixo módulo de elasticidade (Powers & Wataha, 2013).

Devido à sua baixa viscosidade são mais adequadas para preencher cavidades classe I estreitas e profundas e cavidades com mais de 4mm de profundidade, como em restaurações pós-endodonticas. Podem ser dispensadas através de uma seringa sendo utilizadas para preencher as irregularidades nas superfícies internas da preparação cavitária e as boxes proximais antes da colocação de uma resina de alta viscosidade. Estas resinas adaptam-se à superfície do dente permitindo um bom selamento periférico e uma redução da sensibilidade pós-operatória (Van Ende *et al.*, 2017).

A resina fluída de baixo-*stress* como Surefill SDR flow, (DENTSPLY, Caulk, Milford, Delaware) foi a primeira resina *bulk fill* a ser largamente utilizada no mercado. Neste momento existem várias resinas *bulk fill* disponíveis (Van Ende *et al.*, 2013; Van Dijken e Pallesen, 2014; Garoushi, Vallittu, Shinya, & Lassila, 2016).

A Figura 6 apresenta imagens de microscopia da superfície de 3 resinas *bulk fill* fluídas onde é possível ver as diferentes composições dentro da mesma categoria de resinas.

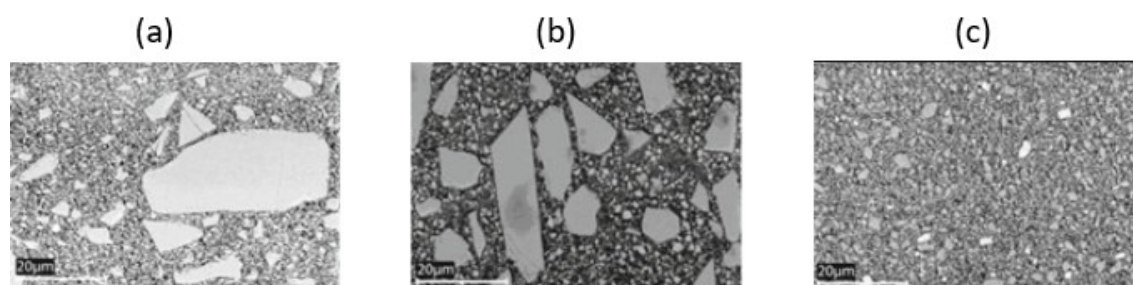


Figura 6. Imagens obtidas com SEM das superfícies de resinas compostas *bulk fill* fluídas 6 (a): X-tra base; 6 (b): SDR surefill flow; 6 (c): Venus Bulk. Adaptado de (Bucuta & Ilie, 2014).

2.4 Resinas *bulk fill* disponibilizadas por alguns fabricantes

O mercado atual apresenta várias opções de resinas recomendadas para a técnica *bulk fill* pelo que algumas das resinas disponibilizadas pelas principais marcas de fabricantes são apresentadas na tabela 1.

Tabela 1. Resinas compostas presentes no mercado cuja indicação do fabricante defende o uso na técnica *bulk fill*. (Informação fornecida pelos fabricantes).

Fabricante	Material	Viscosidade do compósito
Ivoclar Vivadent , Schaan, Liechtenstein	Tetric EvoCeram Bulk Fill	Alta viscosidade
	Tetric N Ceram Bulk	Alta viscosidade
	Tetri N-flow bulk fill	Fluído
	Tetric EvoFlow bulk fill	Fluído
Heraeus-Kulzer , Hanau, Alemanha	Venus Bulk fill	Fluído
3M-ESPE, St.Paul, MN, EUA	Filtek™ bulk fill flow	Fluído
	Filtek™ Bulk Fill posterior restorative (e Filtek™ One Bulk Fill Restorative)	Alta viscosidade
Dentsply, Konstanz, Alemanha	SDR Surefill flow	Fluído
	QuixFil	Alta viscosidade
Voco GmbH, Cuxhaven, Alemanha	X-tra base	Fluído
	X-tra fil	Alta viscosidade
	Grandioso x-tra	Alta viscosidade
	Admira fusion x-tra	Alta viscosidade
	Admira fusion x-base	Fluído
Kerr Corp, Orange, CA, USA	Sonic Fill (assim como Sonic Fill™ 2 e Sonic Fill™ 3)	Alta viscosidade
Shofu Inc. Quioto, Japan	Beautifil-Bulk Flowable	Fluído
	Beautifil bulk restorative	Alta viscosidade
GC, Tóquio, Japão	EQUIA	Alta viscosidade
	EQUIA Forte	Alta viscosidade
	EverX posterior	Alta viscosidade
Bisco, Schaumburg, IL, EUA	REVEAL HD Bulk	Alta viscosidade
Coltene-whaledent, Alstätten, Suíça	Fill Up!	Alta viscosidade

Tendo em conta que se pretende avaliar se as propriedades restauradoras das resinas *bulk fill* são superiores às resinas utilizadas na técnica incremental, a pesquisa incide também sobre estudos comparativos. As resinas compostas apresentadas na tabela 2 são algumas das utilizadas como meio desta comparação.

Tabela 2. Características das principais resinas convencionais estudadas na literatura. Adaptado de Fronza *et al.*, 2015; Çolak, Tokay, Uzgur, Hamidi, & Ercan, 2017; Maghairah, Price, Abdo, Taha e Alzraikat, 2017; Almeida Junior *et al.*, 2018; Daugherty *et al.*, 2018; Derchi, Vano, Ceseraciu, Diaspro e Salerno, 2018; Gan, Yap, Cheong, Arista e Tan, 2018; Par *et al.*, 2018.

Material	Tipo de compósito	Espessura do incremento	Tempo fotopolimerização	Matriz orgânica	Partículas inorgânicas	% partículas Peso/Volume	Fabricante
Filtek Z250	Micohíbrido universal alta viscosidade	2 mm	20s	UDMA, BisEMA, BisGMA, TEGDMA, PEGDMA	Sílica, zircônio	75-85/ 60	3M-ESPE
Filtek supreme XTE	Nanohíbrido de alta viscosidade	1,5mm	20s	BisGMA, UDMA, TEGDMA, PEGDMA, BisEMA	Nanopartículas de sílica(20 nm) e zircônio (4-11nm) não aglomeradas	78.5/ 63.3	3M-ESPE
Herculite	microhíbrido de alta viscosidade	2mm	40s	BisGMA, TEGDMA	vidro de borossilicato de alumínio	79/59	Kerr
Herculite ultra	nanohíbrido de alta viscosidade	≤ 2mm	40s	Óxidos de BisGMA, TEGDMA, BisEMA	quartzo, vidros de bário (0.4µm), sílica coloidal(0.02-0.05µm)	78/ NA	Kerr
Tetric Evoceram	nanohíbrido de alta viscosidade	2mm	20s	BisGMA, UDMA, BisEMA	vidros de bário, fluoreto de itérbio, mistura de óxido, pré-polímeros	76/54	Ivoclar-Vivadent
Grandio	híbrido	2mm	20s ≥ 500 mW/cm ²	BisEMA, BisGMA, EBPADA	vidro de borossilicato de bário e alumínio	87/71	Voco

A descrição, de acordo com o fabricante, da composição assim como método de utilização das resinas *bulk fill* exploradas na bibliografia estão indicadas na tabela 3.

Tabela 3. Características principais fornecidas pelos fabricantes sobre as resinas *bulk fill* estudadas na literatura. Adaptada de Daugherty *et al.*, 2018; Almeida Junior *et al.*, 2018; Derchi, Vano, Ceseracciu, Diaspro & Salerno, 2018; Gan, Yap, Cheong, Arista & Tan, 2018; Maghaireh, Price, Abdo, Taha & Alzraikat, 2017. NA* - a informação não é disponibilizada pelo fabricante.

Material	Tipo de compósito	Espessura do incremento	Tempo fotopolimerização	Matriz orgânica	Partículas inorgânicas	% partículas Peso/Volume	Fabricante
Tetri N-flow Bulk Fill	Bulk fill fluido	4 mm	20s para ≥ 500 mW/cm ² ou 10s para ≥ 1000 mW/cm ²	Monomethacrilatos e dimethacrilatos	Vidro de bário, fluoreto de itérbio e copolímeros	68.2/46.4	Ivoclar-Vivadent
Tetric N Ceram Bulk Fill	Bulk fill esculpível	4mm	20 s para ≥ 500 mW/cm ² ou 10 s para ≥ 1000 mW/cm ²	BisGMA, BisEMA UDMA	Partículas entre 0,04-3 μ m. Vidro de bário silanizado, fluoreto de itérbio, pré-polímeros, mistura de óxido	75-77/ 53-55	Ivoclar-Vivadent
Tetri Evoceram Bulk Fill	Bulk fill esculpível	4 mm	20s para ≥ 500 mW/cm ² ou 10s para ≥ 1000 mW/cm ²	BisGMA, BisEMA UDMA	Partículas entre 0,04-3 μ m. fluoreto de itérbio, vidro de bário, mistura de óxido. Ivocerin	76-77/53-54	Ivoclar-Vivadent
Venus Bulk Fill	Bulk fill fluido	4 mm	20 s	UDMA, EBADMA	Partículas entre 20-5000 nm. Vidro de bário-alumínio-fluor-silício, fluoreto de itérbio, sílica.	65/38	Heraeus-Kuzer
Filtek bulk fill flow	Bulk fill fluido	4mm	40 s <1000 mW/cm ² 20 s > 1000 mW/cm ²	UDMA modificado, Dimetacrilato, BisEMA, BisGMA, TEGDMA	Partículas com 0,01-3,5 μ m. Sílica, zircônio, fluoreto de itérbio.	64,5/42.5	3M-ESPE
Filtek bulk fill posterior restorative	Bulk fill packable	4mm	20 s	UDMA modificado, UDMA	Partículas com 0,01-3,5 μ m. Sílica, zircônio, fluoreto de itérbio	76,5/58,4	3M-ESPE
Quixfil	Bulk fill esculpível	4mm	10s para ≥ 800 mW/cm ² ou 20s para $\geq 500-800$ mW/cm ²	Bis-EMA,UDMA, TEGDMA e TMPTMA. Uma pequena quantidade de ácido butano-1,2,3,4-tetracarboxílico	1 μ m -10 μ m	86/66	Dentsply
SDR Surefill flow	Bulk fill fluido	4 mm	20s para ≥ 550 mW/cm ²	UDMA modificado, TEGDMA, EBPDMA, dimetacrilato, diluentes disfuncionais	Partículas com 0.002-25 μ m. Vidros de bário e estrôncio-alumínio-fluor-silicato, fluoreto de itérbio, sílica	68 / 44	Dentsply
X-tra base	Bulk fill fluido	4mm	20s para ≥ 800 mW/cm ² ou 40s para $\geq 500-800$ mW/cm ²	UDMA, BisEMA	Cerâmica de vidro de bário, sílica	75/58	Voco
X-tra fil	Bulk-fill nanohíbrido esculpível	4mm	10 s >800 mW/cm ²	Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, EBPDMA	Sílica, vidro de bário, óxidos	86 /70	Voco
Sonic Fill 2	Bulk fill esculpível	5mm	20s ≥ 1000 mW/cm ² mais 10 s adicionais do lado lingual e vestibular	BisGMA, TEGDMA, BisEMA, SIMA, EBPDMA	Partículas de 25-400 nm. Sílica, vidro de bário, óxidos	83,5 /69	Kerr Corp
Beautiful-Bulk Flowable	Bulk fill fluido	4mm	10s	BisGMA, UDMA, BisMPEPP, TEGDMA	Partículas de vidro fluor-bromo-alumínio-silicato, fluoreto de itérbio	87/74,5	Shofu Inc
everX Posterior	Bulk fill esculpível	4mm	10s para ≥ 1200 mW/cm ² ou 20s para 700 mW/cm ²	Bis-GMA, TEGDMA	Fibras de vidro E com 1-2mm de comprimento, PMMA, vidro de bário-boro-silicato.	74.2/53.6	GC
Reveal HD Bulk	Bulk fill esculpível	5-6 mm	20s para 1000-2000 mW/cm ²	BisGMA, UDMA	Ytterbium Fluoride	NA*	Bisco

3. Polimerização

A reação de polimerização é constituída por três estágios: iniciação, propagação e terminação. Na iniciação a canforoquinona assume a forma de radical livre. Quando este radical reage com um monómero é criada uma ligação que o converte na forma de radical livre. A propagação ocorre quando estas duas formas de radicais livres reagem com outros monómeros convertendo-os também em radicais livres. Esta cadeia de reações termina quando dois radicais livres reagem um com o outro para formar uma ligação estável (Trushkowsky, 2001). As ligações covalentes estáveis formadas reduzem o espaço entre as cadeias diminuindo o volume livre da resina (Prager *et al.*, 2018). De acordo com os fabricantes algumas resinas *bulk fill* contêm modeladores de polimerização de alto peso molecular na matriz da resina que, por sua vez, possuem um rácio menor de grupos funcionais (para estabelecer ligações duplas através da fotopolimerização) / peso molecular, o que pode reduzir a contração de polimerização (Leprince *et al.*, 2014).

Se a terminação da polimerização se der mais lentamente o complexo de radicais livres consegue reagir com mais monómeros criando cadeias mais longas e flexíveis de polímero. A redução do número de radicais livres disponíveis pode minimizar a terminação antecipada da reação pois torna mais provável a reação entre radical-monómero do que entre radicais (Trushkowsky, 2001). A conversão do monómero nas restaurações a compósito é uma propriedade fundamental que influencia as suas propriedades mecânicas e de biocompatibilidade (Par *et al.*, 2018). Do ponto de vista do material é importante obter uma profundidade de polimerização suficiente pois a dureza da superfície não indica que as partes mais profundas do material tenham sido suficientemente ativadas, o que origina uma restauração com propriedades inferiores (Par *et al.*, 2018; Dennison, 2008).

A polimerização dos compósitos pode ser iniciada por meio químicos, autopolimerizável, ou através de luz visível, fotopolimerizável. A dupla polimerização é uma combinação de ambos os métodos (Fruits *et al.*, 2013). Atualmente estão a ser desenvolvidas resinas compostas *bulk fill* auto-adesivas. A Cention N é um material de

dupla polimerização denominado *alkasite*, à base de UDMA, fabricado pela Ivoclar Vivadent. Os fabricantes afirmam que a resina contém fibras de vidro alcalinas capazes de libertar níveis substanciais de fluoreto e que podem ser utilizadas na técnica bulk fill em restaurações retentivas sem aplicação de adesivo. O fabricante Coltene-whaledent também tem disponível no mercado a resina *bulk fill* Fill Up! de dupla polimerização (Van Ende *et al.*, 2017). A marca GC comercializa a resina auto-adesiva EQUIA.

As resinas compostas de reconstrução de núcleo normalmente contêm partículas de fibra de vidro maiores do que as resinas convencionais. Estes materiais, tal como o nome indica, formam o núcleo para suporte de coroas e não necessitam de atingir níveis elevados de polimento. A grande parte destas resinas é de auto ou dupla-polimerização. No entanto, a Clearfil Photo Core (Kurakay Noritake) é um material fotopolimerizável que pode ser aplicado, segundo o fabricante, em incrementos de 7mm e fotopolimerizado durante 20s (Van Ende *et al.*, 2017).

A maioria das resinas *bulk fill* disponíveis são fotopolimerizáveis pelo que a intensidade da luz à superfície e tempo de exposição são fatores críticos. A ponta do fotopolimerizador deve estar entre 1-2 mm da superfície para atingir profundidades de 2 – 2.5 mm numa exposição standard de 40 seg. Incrementos desta espessura são aplicados na técnica incremental que se baseia nestas medidas e que defende que, como já referido, para uma polimerização ideal, a redução da espessura do incremento é mais importante do que aumentar o tempo de exposição (Dennison, 2008; Lassila, Nagas, Vallittu, & Garoushi, 2012; Tarle *et al.*, 2015).

Esta técnica apresenta vantagens como uma melhor penetração de luz devido à reduzida espessura do incremento, melhor polimerização da resina, redução do fator-C da cavidade, da flexão das cúspides, do *stress* de contração de polimerização e assegura uma melhor adesão da resina às paredes da cavidade. A redução da contração de polimerização conseguida nesta técnica é apresentada por vários autores (Moore, Platt, Borges, Chu, & Katsilieri, 2008; Kwon, Ferracane, & Lee, 2012), no entanto existem estudos que os contradizem (Soares, Bicalho, Tantbirojn, & Versluis, 2013; Bicalho *et al.*, 2014). Por outro lado, a técnica incremental pode incluir espaços com ar entre os incrementos, existe maior risco de contaminação entre os incrementos, dificuldade em colocar o material após uma intervenção minimamente invasiva e consome mais tempo ao clínico devido à colocação e polimerização de cada incremento (Li, Pongprueksa,

Van Meerbeek, & De Munck, 2015; Bayraktar, Ercan, Hamidi, & Çolak, 2017; Çolak, Tokay, Uzgur, Hamidi, & Ercan, 2017).

Os avanços na tecnologia das resinas compostas, especialmente na constituição dos monómeros, translucidez, sistemas de iniciadores e propriedades das partículas inorgânicas permitiram o aparecimento e a introdução das resinas *bulk fill* no mercado. Segundo os fabricantes, estas resinas, conseguem atingir níveis de polimerização adequada em incrementos de 4mm. Estes fatores são essenciais para obter propriedades mecânicas satisfatórias e conseqüentemente aumentar a longevidade da restauração. (Trushkowsky, 2001; Leprince *et al.*, 2010; Li, *et al.*, 2015; Van Ende *et al.*, 2017).

Par *et al* (2018), verificaram a correlação de fatores como composição do material, espessura da restauração e a unidade de luz utilizada explicando, como já referido anteriormente por outros autores (Dennison, 2008; Tarle *et al.*, 2015; Lassila, Nagas, Vallittu, & Garoushi, 2012), que a espessura é o fator com mais influência numa polimerização completa e apropriada pois existe uma atenuação exponencial da luz com o aumento do percurso da mesma através do compósito (Peutzfeldt, & Asmussen, 2005; Bucuta, & Ilie, 2014; Flury *et al.*, 2014; Garoushi *et al.*, 2016; Miletic *et al.*, 2017; Gonçalves *et al.*, 2018).

O estudo de Garoushi, Vallittu, Shinya, & Lassila, (2016) avalia características como a transmissão de luz, grau de conversão de monómero e microdureza de superfície de 6 resinas *bulk fill* (X-tra fil, Venus Bulk Fill, Tetric Evoceram, SDR surefill flow, Filtek Bulk Fill e Sonicfill), uma resina reforçada com fibras curtas de vidro (EverXposterior), 3 resinas convencionais nanohíbridas de alta viscosidade (Alert, G-aenial anterior e Filtek Supreme) e uma fluída (G-aenial universal flow). As resinas são testadas em incrementos de 1 a 4 mm polimerizados durante 40s a 1000 mW/cm². Foram observadas diferenças significativas entre todas as resinas para todas as propriedades nas diferentes espessuras demonstrando que os resultados são dependentes das propriedades do material (Flury *et al.*, 2012; Garoushi *et al.*, 2016). À medida que a espessura aumenta os valores de radiação diminuem para todas as resinas estudadas. Comparando todas as resinas em cada espessura, existem valores estatisticamente mais altos para a translucidez à luz azul nos incrementos 1, 2 e 3mm sendo que as resinas *bulk fill* são mais translucidas que as convencionais em todos os incrementos, com exceção

do Sonicfill que demonstra uma translucidez semelhante aos compósitos convencionais (Garoushi *et al.*, 2016).

No estudo de Gonçalves *et al* (2018), a resina Venus Bulk Fill exibe maior uniformidade de grau de conversão no incremento mais espesso o que se pode dever à sua elevada translucidez e baixo conteúdo de partículas inorgânicas permitindo uma transmissão considerável de luz e conversão constante no fundo da restauração.

Tendo em conta que testes de microdureza têm sido úteis na medição indireta do grau de conversão da matriz de polímero, a diminuição gradual da microdureza ao longo da resina (em profundidade) sugere a diminuição do grau de conversão com a diminuição da penetração da luz e com o aumento da distância da superfície que está a ser irradiada (Flury *et al.*, 2014; Alkudhairy, 2018).

3.1. Fotopolimerização e Profundidade de polimerização

O início da polimerização nas resinas ativadas por luz depende da quantidade de radicais livres gerados pelo sistema iniciador quando irradiado, pelo que a fonte de luz deve emitir comprimentos de onda dentro de um espectro coincidente com o espectro de absorção do iniciador presente no material (Dennison, 2008; Van Ende *et al.*, 2017). Nos sistemas fotopolimerizáveis o iniciador mais comum é a canforoquinona que, na presença de uma amina orgânica, absorve a luz no espectro de 350-530 nm de comprimento de onda (luz azul) iniciando a polimerização (Powers & Wataha, 2013). Foram introduzidas no mercado luzes *LED*, que conseguem produzir maiores potências em áreas mais restritas do espectro (Dennison, 2008). Os fotopolimerizadores com dois picos de irradiação são característicos das novas luzes *LED* e são benéficos para os compósitos que têm iniciadores alternativos; por exemplo, os sistemas *Bluephase Style* e *Bluephase Style M8* (Ivoclar Vivadent) da figura 7 são utilizados no estudo de Par *et al* (2018). O último sistema apresenta dois picos de emissão dentro do espectro de absorção da canforoquinona.

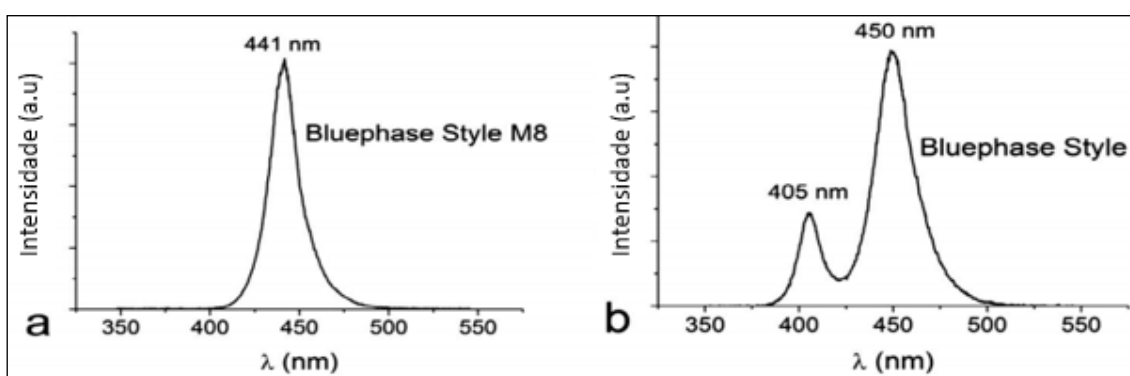


Figura 7. Espectro de emissão de luz das unidades de polimerização *Bluephase* (a) e *Bluephase Style M8* (b). Adaptado de Par *et al* (2018).

É importante mencionar que os valores apresentados nos estudos são obtidos em condições ideais de laboratório como a alta potência de irradiação, longos períodos de exposição e contacto direto entre a ponta de luz e a amostra, que podem não se reproduzir em condições clínicas menos ideais devido aos baixos níveis de irradiação pelo aumento da distância luz-resina, contaminação da ponta de emissora de luz e um poder reduzido do fotopolimerizador. Estas alterações podem levar a uma redução nas propriedades dos materiais durante a prática clínica (Leprince *et al.*, 2014). As resinas mais translúcidas conseguem colmatar algumas destas falhas no sentido em que conseguem iniciar a polimerização sem estarem diretamente sob o feixe incidente devido à refração interna da luz nas partículas do material. Isto indica que a posição e a orientação da luz têm um peso menor do que a quantidade de energia que entra na restauração (Fronza *et al.*, 2015; Li, *et al.*, 2015).

Quando comparadas com as resinas convencionais as resinas *bulk fill* apresentam uma profundidade de polimerização superior que é atribuída ao tamanho superior das partículas inorgânicas e uma carga diminuída que conseqüentemente diminui a superfície entre as partículas e a matriz orgânica, reduzindo a dispersão de luz. Os autores apresentam esta hipótese pois a composição química e os sistemas de iniciadores, com exceção da Tetric Evoceram Bulk Fill, são similares às resinas convencionais. (Ilie, Bucuta, e Draenert, 2013; Bucuta e Ilie, 2014; Alkudhairy, 2018; Gonçalves *et al.*, 2018; Par *et al.*, 2018).

As partículas de preenchimento da resina Tetric Evoceram Bulk Fill são menores quando comparadas com as resinas *bulk fill* de baixa viscosidade e são semelhantes às resinas convencionais o que explica a reduzida translucidez deste material (Ilie, Bucuta, & Draenert 2013). Devido à sua alta carga de partículas de preenchimento (84% peso) a quantidade de luz azul transmitida é menor na resina convencional de alta viscosidade, Alert, para todas as espessuras testadas (Garoushi *et al.*, 2016).

As resinas *bulk fill* foram introduzidas com o objetivo de reduzir o tempo de trabalho do clínico ao executar a restauração. Para este efeito, alguns fabricantes recomendam a utilização de unidades de fotopolimerização com uma elevada potência em curtos períodos de tempo, 10-20s, levando a preocupações em relação à conversão

adequada nas camadas mais profundas (Par *et al.*, 2018). Valores inadequados de irradiação assim como uma exposição insuficiente à luz polimerizadora, podem conduzir a reduzidos graus de conversão, de dureza, de módulo de elasticidade, de resistência ao desgaste, e ao aumento da citotoxicidade, microinfiltração e falhas na adesão (Peutzfeldt & Asmussen, 2005; Alkudhairy, 2018).

A profundidade de polimerização é particularmente importante pois as resinas *bulk fill* representam a maioria, senão toda, a extensão da restauração (Leprince *et al.*, 2014). A transmitância (quantidade de luz que atravessa um corpo) dos compósitos dentários é maioritariamente influenciada pela refração da luz que por sua vez depende do comprimento de onda da luz incidente, geometria das partículas inorgânicas e a diferença entre os índices de refração da matriz e carga inorgânica da resina (enquanto os índices de refração das partículas inorgânicas se mantêm constantes com a polimerização o índice da matriz aumenta com a conversão do do monómero) (Dennison, 2008; Garoushi *et al.*, 2016; Par *et al.*, 2018). Tendo isto em conta é de esperar que uma maior carga inorgânica diminua a transmitância de luz. Contudo, o estudo de Par *et al.* (2018), revela que não existe uma relação entre estes dois fatores demonstrando que uma alta carga de resina não é incompatível com a técnica *bulk fill* pois estas resinas apresentam um menor tempo de polimerização do que as resinas convencionais para uma conversão completa em ambas as espessuras de 2mm e 4mm.

A transmissão de luz nas resinas *bulk fill*, do já referido estudo de Garoushi *et al.* (2016), foi superior às resinas convencionais em todas as espessuras testada, com exceção da SonicFill. As resinas bulk fill que apresentam alta transmissão de luz como a Venus Bulk Fill, Filtek Bulk Fill, SDR surefill, EverXposterior e Xtra fill não demonstraram correlação entre a espessura e o grau de conversão o que pode ser explicado pelo facto de a quantidade de luz que chega ao fundo do incremento ser suficiente para a conversão dos monómeros (Lassila *et al.*, 2012; Garoushi *et al.*, 2016). A resina *bulk fill* de baixa viscosidade e a EverXposterior apresenta maior transmissão de luz quando comparada com os compósitos convencionais de alta viscosidade (Garoushi *et al.*, 2016). A resina EverXposterior tem níveis de translucidez superiores, que podem estar associados às fibras curtas de vidro (1.3-2mm), e valores de profundidade de conversão superiores à dos restantes compósitos no estudo de Miletic *et al.* (2017) sendo semelhante à profundidade encontrada nas resinas fluídas *bulk fill* e SDR surefil flow. Por outro lado, a resina convencional fluída demonstrou uma

translucidez semelhante às resinas *bulk fill* de alta viscosidade (Filtek Bulk fill e Tetric Evoceram) que pode ser atingida devido à carga de partículas inorgânicas semelhante entre estes materiais (Li, *et al.*, 2015; Garoushi *et al.*, 2016). Tendo em conta estes resultados existem autores afirmam que as propriedades mecânicas das resinas *bulk fill* se aproximam mais das propriedades das resinas fluídas do que dos compósitos micro ou nanohíbridos. (Leprince *et al.*, 2014).

A translucidez das resinas SDR surefill flow e Filtek Bulk Fill flow, apesar de inferiores ao EverXposterior, são suficientes para a luz penetrar até ao fundo do incremento de 4mm. O Filtek Bulk Fill flow, apesar de manter uma conversão constante a 4mm de profundidade, apresenta valores inferiores deste parâmetro no incremento superficial em relação aos outros materiais, possivelmente devido à sua composição de monómeros (Gonçalves *et al.*, 2018). Os valores de profundidade de conversão podem estar relacionados com a natureza inicial fluída do compósito. Os grupos amina do UDMA têm sido considerados responsáveis pela polimerização contínua através das cadeias de reação aumentando a mobilidade dos radicais livres o que, combinado com a baixa viscosidade da resina, SDR ou Filtek Bulk Fill flow, pode contribuir para a conversão do monómero nos materiais. Os resultados de Miletic *et al* (2017), estão de acordo com esta informação pois a resina de alta viscosidade Tetric Evoceram Bulk fill possui valores semelhantes de translucidez em relação à SDR e obteve valores inferiores de conversão e dureza no fundo do incremento. No estudo de Van Ende, De Munck, Van Landuyt, e Van Meerbeek (2016) os níveis de irradiação de luz medida no pavimento da cavidade revelam uma atenuação da luz principalmente na resina convencional Filtek Z100 e quase nenhuma diferença na atenuação das resinas Filtek Bulk Fill, Tetric Evoceram Bulk Fill e SDR surefill sendo que a última obteve os valores mais altos de irradiação no fundo do incremento.

A resina de alta viscosidade Tetric Evoceram *bulk fill*, tem na sua composição um inibidor de sensibilidade à luz que permite um maior tempo de manipulação, um inibidor do *stress* de contração para atingir níveis ótimos de adaptação marginal e Ivocerin. Esta molécula por sua vez, é um derivado de germânio-benzoilo sintetizada pelo fabricante como foto-iniciador adicional para além do sistema canforoquinona-amina. De acordo com o fabricante este componente possui um pico de absorção nos comprimentos de onda 370-460 nm e permite profundidades de

polimerização total em espessuras de 4 mm sem ser necessária a colocação de um incremento oclusal de resina convencional, ao contrário das resinas compostas *bulk fill* fluídas (Moszner, Fischer, Ganster, Liska, & Rheinberger, 2008; Ilie, Bucuta & Draenert, 2013; Çolak *et al.*, 2017; Van Ende *et al.*, 2017).

Leprince *et al* (2014), estudaram as propriedades mecânicas de 8 resinas *bulk fill* (Tetric EvoCeram Bulk fill, Venus Bulk fill, SDR Surefill flow, X-tra fill, X-tra base, Sonic Fill, Filtek Bulk fill e Xenius) quando comparadas com resinas convencionais nanohíbridas de alta carga e fluídas - Grandio e GrandioFlow (VOCO). Os resultados encontrados demonstram que os valores de grau de conversão (%) são superiores para as resinas Sonic Fill, Venus Bulk fill e SDR Surefill flow quando comparadas com as resinas nanohíbrida de alta viscosidade e fluída.

A eficiência da polimerização é afetada por fatores intrínsecos e extrínsecos à resina. No caso das *bulk fill*, o impacto específico de cada componente nas propriedades do material é difícil de prever tendo em conta que vários detalhes não são fornecidos pelos fabricantes (Leprince *et al.*, 2014; Li *et al.*, 2015).

Nos estudos realizados com resinas *bulk fill* são encontradas diferentes profundidades de polimerização dependendo do método utilizado. Por norma, os níveis de polimerização são testados pelos autores através de testes de microdureza ou de grau de conversão. Uma fotopolimerização de 20s gerou valores de 4.93mm, 6.08mm e 3.83mm de profundidade de polimerização, respectivamente, para as resinas SDR Surefill flow, Venus Bulk fill, Tetric EvoCeram Bulk fill, ao utilizar o método “ISO 4049- profundidade de polimerização” (Flury *et al.*, 2012). O estudo de Li *et al* (2015), também se baseia neste método e demonstra valores de 9.4mm para a SDR Surefill flow e de 3.1mm para a Tetric EvoCeram Bulk fill. No entanto quando os estudos se baseiam em valores de microdureza a profundidade é de 2.5mm, 4.0mm e 0.2mm, respetivamente, para SDR Surefill flow, Venus Bulk fill, Tetric EvoCeram Bulk fill A utilização do método ISO 4049 pode conduzir a uma estimativa mais elevada dos valores do que os estudos com perfil de dureza de *Vickers* (Flury *et al.*, 2012).

No estudo de Par *et al* (2018), são avaliadas 3 resinas convencionais e 3 resinas *bulk fill*: Filtek bulk fill flow, Tetric EvoCeram *bulk fill* e X-tra fil. Este estudo defende que são necessários 26.9 – 42.1s, com uma intensidade de 658-938 mW/cm², para

ocorrer uma polimerização adequada em incrementos de 4 mm para as resinas indicadas. Apenas a resina X-tra fil demonstrou uma polimerização completa neste intervalo, as outras resinas necessitam de mais tempo. Estes valores são determinados por extrapolação pois o tempo máximo das unidades fotopolimerizadoras utilizadas no estudo é de 30s. Para um determinado material, com uma unidade de polimerização, em determinado ponto, a transmitância de luz nas amostras com espessura de 4mm foi 2 - 7.5 vezes menor do que nas amostras com 2mm. No entanto a transmitância aumentou durante a polimerização para todos os compósitos estudados sendo que o grupo das *bulk fill* apresenta valores de 2.9 – 27% quando comparado com valores de 0.7 – 16.7 % das resinas convencionais. O grupo das resinas *bulk fill* apresenta também tempos para uma polimerização completa menores do que as resinas convencionais, seja em incrementos de 2 ou 4 mm. Uma implicação prática do aumento da transmitância durante a polimerização é que a melhoria gradual na penetração da luz pode aumentar a energia recebida nas zonas mais profundas da cavidade, que por várias vezes apresentam uma polimerização incompleta. Estes autores defendem que, por vezes, os tempos de polimerização aconselhados pelo fabricante não são apropriados podendo ainda existir camadas por polimerizar (Par *et al.*, 2018).

O aumento progressivo da intensidade da luz produzida pelo fotopolimerizador permite uma redução na contração de polimerização durante a conversão porque gera uma polimerização inicial enquanto o material ainda está no seu estado plástico. Ambos processos de auto e fotopolimerização nas resinas compostas são incompletos, os valores de grau de conversão das resinas *bulk fill* estão entre 60-80% (Dennison, 2008; Li *et al.*, 2015; Miletic *et al.*, 2017).

Através da determinação do grau de conversão e profundidade de polimerização com o método ISO 4049, Li *et al* (2015), testaram 2 resinas *bulk fill* de alta viscosidade (everX posterior e Tetric EvoCeram), duas *bulk fill* fluídas (Filtek Bulk Fill Flowable e SDR Surefill flow e uma resina convencional nanohíbrida (Herculite Ultra). Incrementos de 1,2,3 e 4mm foram polimerizados durante 20s com uma potência de 1174 mW/cm². Os valores médios máximos de grau de conversão são de 80% para a Filtek Bulk Fill fluída e EverX Posterior, rondando os 77.3% na SDR Surefill flow e 70% para as Tetric EvoCeram Bulk Fill e resina convencional Herculite Ultra Foram medidas as áreas de polimerização adequada nas resinas e a SDR e Filtek Bulk fill

conseguiram, respetivamente, uma conversão adequada de 75% e 65% da sua área total. Valores mais baixos de 30%, 19% e 14% correspondem às resinas everX Posterior, Tetric EvoCeram e convencional Herculite Ultra, respetivamente. Os autores concluem que existem perfis de polimerização diferentes entre cada uma das resinas *bulk fill* mas que são seguras de usar em incrementos de 4mm. Concluem também que as resinas mais translúcidas sofrem polimerização mesmo fora do feixe direto da luz devido à refração interna que ocorre nas resinas pelo que a posição e orientação adequada do fotopolimerizador é menos crítica nas resinas *bulk fill* do que nas resinas convencionais, desde que entre energia de luz suficiente na restauração (Li, *et al.*, 2015)

No estudo de Miletic *et al* (2017), a resina Tetric Evoceram Bulk Fill apresenta um grau de conversão inferior à SDR surefill e semelhante à Filtek Bulk Fill flow apresentando valores de 54% à superfície e 40% no fundo do incremento.

4. Resinas *Bulk Fill* Como Materiais Restauradores

4.1 Propriedades Biomecânicas

4.1.1 Força e *Stress*

A força é gerada quando um corpo interage com outro. As forças podem ser aplicadas à distância ou através de contacto sendo que o resultado de uma força aplicada num corpo é a sua translação ou deformação, dependendo se o corpo é rígido ou deformável e se está privado de movimentos ou livre. É representada nas unidades SI como newton (N). No âmbito da Medicina Dentária é importante saber quais os tipos de forças aplicadas na cavidade oral nos dentes e materiais restauradores sendo que vários estudos defendem que as forças oclusais máximas se encontram entre os 300 – 3500 N. As forças geradas entre os dentes permanentes são superiores na região posterior, sendo de 400-800 N na região molar, e decrescem para a região anterior onde as forças são de 150 N (Sakaguchi & Powers, 2006).

Quando uma força atua num corpo imóvel e restringido existe uma resistência associada a esta aplicação de força externa. Esta reação interna denomina-se *stress* e tem igual intensidade e sentido oposto à força aplicada externamente. Ambas, a força aplicada e o *stress*, são distribuídos pela área da estrutura sendo que o *stress* num objeto é designado como a força por unidade de área: (SI) $Stress (Pa) = Força (N) / Área (m^2)$ (Sakaguchi & Powers, 2006). Sendo assim, o *stress* varia diretamente com a força e inversamente com a área (Marckert, 2008). Nos estudos avaliados as unidades são normalmente apresentadas em MPa = $10^6 Pa$ (Braun *et al.*, 1995; Fruits *et al.*, 2013; Van Ende *et al.*, 2013). As forças podem ser aplicadas com qualquer ângulo ou direção sendo que o desenvolvimento de *stress* se deve a uma combinação de várias forças. De forma geral, forças individuais podem ser axiais - tensão ou de compressão; de cisalhamento, flexão ou torsionais.

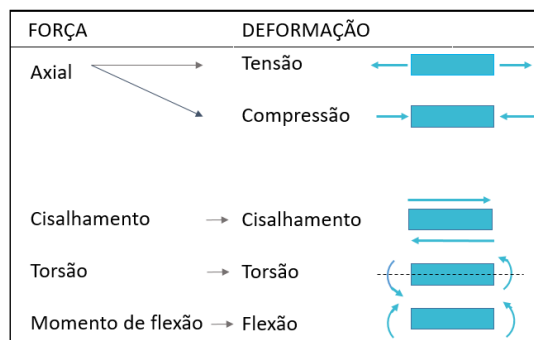


Figura 8. Esquema dos diferentes tipos de *stress* e das suas correspondentes deformações. Adaptado de Sakaguchi e Powers, 2006.

A Figura 8 ilustra os vários tipos de *stress* e as suas deformações. Forças de tensão ocorrem quando o corpo está sujeito a forças com igual direção e sentidos opostos, que se afastam, gerando uma resistência ao distanciamento das moléculas. Podem ocorrer também quando uma das extremidades se encontra fixa.

A compressão resulta quando um corpo está sujeito a duas forças com a mesma direção e sentidos coincidentes, que se aproximam, gerando uma resistência à aproximação das moléculas. Podem ocorrer também quando uma das extremidades se encontra fixa.

Cisalhamento dá-se quando, num corpo, atuam duas forças paralelas, mas com sentidos opostos gerando um *stress* onde parte do corpo tem de resistir a deslizar sobre a outra porção.

Torsão resulta do torcer de um corpo. Flexão resulta da aplicação, num corpo, de um momento de flexão (Sakaguchi & Powers, 2006).

A força, rigidez e integridade do dente dependem de um substrato dentinário intacto. Para apreciarmos a magnitude das cargas oclusais, em média, a força máxima de mordida é de 738 N ou 75.3 Kgf, aplicados numa área de contacto de 4mm², distribuídos por 20 contactos oclusais produzindo cerca de 26 000 psi ou 180 MPa de *stress* (Fruits *et al.*, 2013; Braun *et al.*, 1995). De uma forma geral as forças mais aplicadas nas estruturas dentárias são de compressão, tensão e cisalhamento (Marckert, 2008). Por outro lado, o grau de *stress* exercido no dente, por uma restauração em resina composta está relacionado com a composição química, propriedades viscoelásticas, cinética das reações, módulo de elasticidade, contração volumétrica assim como a geometria da preparação cavitária (fator C) (Ilie, Bucuta, & Draenert, 2013; Van Dijken

e Pallesen, 2014). Meereis, Münchow, de Oliveira da Rosa, da Silva, e Piva, (2018) defendem que uma modificação na matriz de resina contribui positivamente para a diminuição de *stress*.

4.1.2 Deformação

Os diferentes tipos de *stress*, provocados pela aplicação de diferentes forças, quando atuam em corpos deformáveis, causam a sua deformação. Por exemplo, forças de tensão causam alongamento do corpo enquanto forças de compressão provocam encurtamento (Sakaguchi & Powers, 2006). A deformação é definida como a mudança temporária, em comprimento, de um corpo quando sujeito a uma carga. Deformação (ϵ) = comprimento deformado/comprimento original. É representada por um valor sem unidades ou em percentagem e difere com o tipo de material e a magnitude da força aplicada (Marckert, 2008). Os materiais que resistem à deformação apresentam propriedades elásticas (Fruits *et al.*, 2013).

A Figura 9 representa uma curva de tensão-deformação para um hipotético material sujeito a forças crescentes de *stress* de tensão até ocorrer fratura. À medida que o *stress* aumenta a deformação aumenta também. Como é possível observar na figura 9, na porção inicial da curva a tensão é diretamente proporcional ao *stress* e quando uma duplica a outra também (Sakaguchi & Powers, 2006).

Quando os níveis de *stress* atingem valores superiores ao ponto A (figura 9) a relação deixa de ser proporcional e atingimos o ponto denominado de limite de proporcionalidade. Este limite é definido como o ponto de maior *stress* a que o material é sujeito sem que exista um desvio desta proporcionalidade direta entre o *stress* e a deformação (Marckert, 2008). A zona do gráfico anterior a este limite representa a região elástica do material onde não existe uma deformação permanente da estrutura e a remoção do *stress* permite ao corpo retomar as suas dimensões originais. A zona do gráfico posterior a este limite representa a região plástica onde a aplicação de forças superiores resulta numa deformação permanente ou irreversível do material. É de notar que, para o mesmo material, valores do limite de proporcionalidade obtidos em tensão são diferentes dos obtidos em compressão (Sakaguchi & Powers, 2006).

O ponto D da figura 9 representa o *stress* de fratura ou força de fratura. Se o material estiver a ser esticado (com cargas de tensão) o *stress* no ponto de rotura é denominado

força tensional limite (ponto C). É importante notar que o material pode não fraturar no ponto onde ocorre o *stress* máximo (ponto C). Após a força de tensão máxima ser aplicada, alguns materiais começam a alongar (pontos C a D) até que ocorra a fratura (Marckert, 2008)

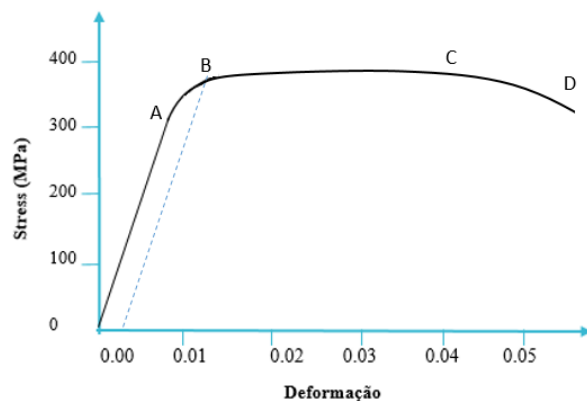


Figura 9. Representação da curva de tensão-deformação de um material hipotético. Adaptado de Sakaguchi e Powers, 2006.

A medição da deformação cuspídea tem sido uma técnica utilizada para prever os efeitos da contração de polimerização no dente restaurado pois reflete o efeito do *stress* interno do dente (Rosatto *et al.*, 2015). Quanto maior o *stress* de contração de polimerização, maior a deformação cuspídea. Oliveira *et al* (2018), demonstram que a resina convencional Filtek Z100 apresenta maior deformação de cúspide do que a bulk fill X-tra fill independentemente do método utilizado nas medições, o que vai de acordo com os estudos de Moorthy *et al.* (2012) e Rosatto *et al.* (2015).

4.1.3. Módulo de Elasticidade

A elasticidade do material (E) é descrita como módulo de elasticidade ou como módulo de Young. Este módulo representa a dureza do material dentro do seu limite elástico. Pode ser determinado a partir de uma curva de tensão-deformação através do rácio entre *stress* e deformação na zona elástica: $E = stress / strain$. Tendo em conta que a deformação não tem unidades de medida, o módulo é, tal como o *stress*, quantificado em MPa (Sakaguchi & Powers, 2006).

Nas resinas compostas, as forças interatômicas fortes (entre os átomos dentro da cadeia de polímeros), e intermoleculares fracas (entre cadeias adjacentes) de um material, são responsáveis pelas propriedades elásticas da mesma. Quanto mais fortes forem as forças de atração básicas maiores serão os valores do módulo de elasticidade e

mais rígido será o material. As moléculas das resinas aplicadas com a técnica *bulk fill* estão mais desorganizadas e entrelaçadas formando-se assim menos ligações entre cadeias adjacentes tornando assim os polímeros mais flexíveis (Marckert, 2008).

O módulo de elasticidade foi considerado um fator importante que afeta o *stress* de contração das resinas compostas (Braga, Ballester & Ferracane, 2005) sendo que o baixo nível de *stress* de contração e, em alguns casos, a melhoria na adaptação marginal das resinas *bulk fill*, estão provavelmente relacionados com o seu baixo módulo de elasticidade (Leprince *et al.*, 2014). O *stress* de contração pode causar fissuras marginais na interface dente-restauração que pode levar ao desenvolvimento de cárie secundária. Por outro lado, a fratura depende da oclusão do paciente assim como das limitações do material, configuração da cavidade e quantidade e qualidade da estrutura dentária remanescente (Ferracane, 2011; Fronza *et al.*, 2015; Kim *et al.*, 2015). A formação de *stress* é uma situação temporária que pode ser compensada por uma boa força de adesão marginal, moduladores da diminuição de *stress* e expansão higroscópica (Suiter, Watson, Tantbirojn, Lou, & Versluis, 2016; van Dijken, & Pallesen, 2016).

No que diz respeito à associação entre o módulo de elasticidade e a fração de massa de filler verifica-se uma correlação positiva (Illie & Hickel, 2011; Leprince *et al.*, 2014). Ilie, Bucuta e Draenert, (2013) também obtiveram valores superiores de módulo de elasticidade no material com maior carga inorgânica testado, X-tra fill enquanto que uma menor carga refletiu valores de inferiores demonstrando a relação entre a carga e o módulo de elasticidade (Ilie, & Hickel, 2009; Masouras, Silikas, & Watts, 2008). Os valores de módulo de elasticidade (GPa) das resinas X-tra fil, Sonic Fill e Xenius (EverXposterior) no estudo de Leprince *et al* (2014), são inferiores aos da resina nanohíbrida de alta carga com alta viscosidade e são superiores ou semelhantes à resina fluída testada. Estes valores podem comprometer o seu desempenho sobre *stress* e aumentando os seus níveis de deformação. O módulo de elasticidade, sendo uma propriedade inerente ao material e à sua composição (carga inorgânica) é geralmente independente de tratamentos térmicos ou mecânicos que possam ser aplicados (Marckert, 2008; Leprince *et al.*, 2014; Prager *et al.*, 2018).

A resina SDR Surefill flow revelou baixos níveis de *stress* de contração quando comparada com as resinas convencionais de alta viscosidade e fluídas (Illie & Hickel, 2011). Valores inferiores deste *stress* foram também encontrados quando comparadas as

resinas Venus Bulk fill, Tetric EvoCeram Bulk fill, Filtek Bulk fill e X-tra fil com a convencional Filtek Z250 (El-Damanhoury & Platt 2014).

Ao observar a Figura 10 consegue-se determinar o módulo de elasticidade pelo declive da curva tensão-deformação na zona elástica. Ao avaliar o gráfico podemos constatar que o material A é mais rígido do que o material B pois para que ocorra a mesma deformação é necessário aplicar mais força.

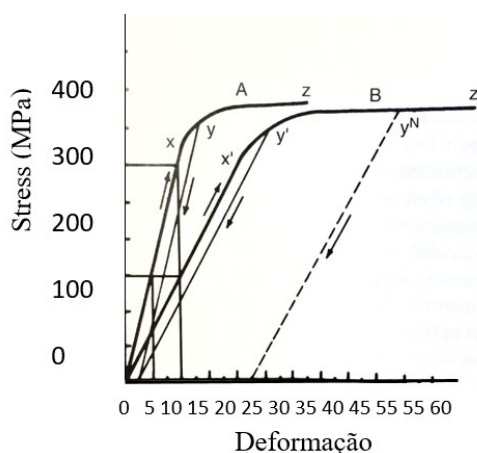


Figura 10. Determinação do módulo de elasticidade através da curva de tensão-deformação. Adaptado de Sakaguchi & Powers, 2006.

Os valores de módulo de elasticidade são de 84 GPa para o esmalte, 17 GPa para a dentina, e para resinas compostas com carga híbridas são entre 17-21 GPa (Sakaguchi & Powers, 2006). Deve-se considerar sempre que a comparação de valores entre os diferentes estudos ser condicionada pelos diferentes métodos utilizados (Leprince *et al.*, 2014). Ilie, Rencz, e Hickel, (2013) obtiveram valores semelhantes à dentina no compósito híbrido Grandio (15.5 GPa) e valores inferiores entre 3.3 – 9.4 para as resinas *bulk fill*. Resinas como X-tra fil, Sonic Fill e Xenius (versão anterior da everX posterior) têm valores que se aproximam dos compósitos híbridos (~8 GPa) enquanto que as SDR Surefill flow, Filtek Bulk Fill e a Venus ulk fill apresentam valores inferiores semelhantes às resinas fluídas (~4GPa).

Leprince *et al* (2014), também demonstraram que os valores de módulo de elasticidade (GPa) das resinas X-tra fil, Sonic Fill e Xenius são inferiores aos da resina nanohíbrida de alta carga com alta viscosidade, mas são superiores ou semelhantes à resina fluída testada.

A resiliência (figura 11a) representa a resistência que o material oferece à deformação permanente, indica a quantidade de energia necessária para deformar o material no limite de proporcionalidade. É por isso medida na área elástica do gráfico da curva tensão-deformação. As unidades representam a energia por volume de material sendo representada em MPa/m (Sakaguchi & Powers, 2006).

A dureza (figura 11b) representa a resistência do material à fratura indicando a quantidade de energia necessária para causar essa fratura. Esta é determinada pela área por debaixo da curva de tensão-deformação nas zonas de elasticidade e plasticidade tendo as mesmas unidades que a resiliência, ou mMPa/m (Sakaguchi & Powers, 2006).



Figura 11. Determinação da resiliência 11(a) e resistência 11(b) na curva tensão-deformação. Adaptado de Trushkowsky, 2001.

4.1.5 Dureza

A dureza é uma propriedade mecânica da superfície da resina e pode ser definida como a resistência a uma penetração ou indentação permanente da superfície da resina. A dureza é então representada pela resistência à deformação plástica e é medida como a força por unidade de área da indentação. Na dentisteria operatória esta propriedade é importante nos procedimentos de acabamento e polimento e na capacidade de resistir à formação de riscos na superfície que podem levar à fadiga e falha permanente da restauração. Existem vários tipos de testes de dureza e nos artigos recolhidos os mais utilizados são o teste de dureza de *Vickers* e *Knoop*. Os testes são semelhantes entre si pois todos dependem da penetração de uma pequena e simétrica forma na superfície do material variando no material perfurador, geometria e carga aplicada. O teste de vickers é especialmente útil na medição de pequenas áreas em materiais muito duros (Sakaguchi & Powers, 2006).

Existem correlações significativas entre a microdureza da superfície da resina e a fração de massa de partículas inorgânicas presentes. (Leprince *et al.*, 2010; Ilie & Hickel, 2011; Leprince *et al.*, 2014). Os valores de dureza de *Knoop* dos compósitos estão exponencialmente relacionados com o volume de partículas inorgânicas estando menos associados à dureza das partículas. Nas resinas microhíbridas existe uma integração de grande quantidade de partículas de preenchimento aumentando a resistência a indentações não recuperáveis e desgaste abrasivo (Powers & Wataha, 2013).

Leprince *et al* (2014), apresentam valores de dureza de *Vickers* inferiores para todas as resinas *bulk fill* testadas quando comparadas com as resinas convencionais de alta viscosidade e fluída.

Miletic *et al* (2017), realizaram um estudo com o objetivo de determinar o grau de conversão, dureza de *Vickers* e profundidade de polimerização correlacionando-os com parâmetros de tempo de polimerização, translucidez da resina e espessura do incremento. Esta avaliação é feita com base em 5 resinas *bulk fill* (Tetric Evoceram Bulk Fill, Sonic fill, SDR surefill flow, EverXposterior, Filtek Bulk Fill flow) e uma resina convencional (Tetric Evoceram). Os autores testaram vários incrementos de 2mm (10s de fotopolimerização), 4mm (10 ou 20s de fotopolimerização) e 6mm (20s de fotopolimerização). Ao avaliar os dados chegaram à conclusão que para atingir características ótimas de polimerização as resinas *bulk fill* de alta viscosidade requerem 20s incidência de luz *LED* de alta intensidade enquanto que as *bulk fill* fluídas requerem apenas 10s. A dureza de *Vickers* das resinas *bulk fill*, encontra-se entre os 30-80 VHN sendo a Sonicfill a que apresenta valores mais elevados entre os compósitos testados, quando medidos à superfície do material. Tendo em conta que o grau de conversão da Sonicfill à superfície tem valores significativamente inferiores à resina SDR surefill flow, os seus valores superiores de dureza de *Vickers* devem-se, provavelmente, em grande parte, à alta carga de partículas inorgânicas e propriedades mecânicas superiores (Ilie, Bucuta & Draenert, 2013; Bucuta, & Ilie, 2014; Miletic *et al.*, 2017). Tendo em conta que testes de microdureza têm sido úteis na medição indireta do grau de conversão da matriz de polímero a diminuição gradual da microdureza através da resina sugere a diminuição do grau de conversão com a diminuição da penetração da luz e com o aumento da distância da superfície que está a ser irradiada (Flury *et al.*, 2014). Miletic *et al* (2017), apresentam um rácio de dureza profundidade-superfície superior a 80%

(com 20s de polimerização) para as resinas Tetric Evoceram Bulk Fill, Everxposterior e Sonicfill colocadas em incrementos de 4mm.

Van Ende *et al* (2013) demonstram que a resina SDR Surefill flow, em comparação com compósitos convencionais fluídos, demonstra uma dureza de *Vickers* inferior, um módulo de elasticidade maior e uma maior deformação. Num estudo de 2013, Ilie, Bucuta e Draenert defendem que as resinas SDR Surefill flow, Venus Bulk fill e Filtek Bulk fill apresentam valores de dureza de *Vickers* entre 38.14 - 54.2 N/mm² que são consideravelmente inferiores aos valores das resinas nanohíbrida e microhíbrida, 87.0 e 90.9 N/mm², respetivamente. Os níveis baixos de dureza e de módulo de elasticidade de algumas resinas *bulk fill*, especialmente a SDR Surefill flow, Venus Bulk fill e Filtek Bulk fill, quando comparadas com resinas convencionais, demonstram, como já referido anteriormente por outros autores (Flury *et al.*, 2012; Ilie, Bucuta, & Draenert, 2013; Van Ende *et al.*, 2017), a necessidade de cobrir destas resinas com um incremento oclusal final de resina convencional de alta viscosidade (Flury *et al.*, 2014; Çolak *et al.*, 2017; Miletic *et al.*, 2017).

O estudo já referido de Miletic *et al* (2017) defende que a inferior dureza de *Vickers* da resina SDR surefill flow, quando comparada com resinas de alta viscosidade (Sonicfill, Tetric Evoceram Bulk FILL e Tetric Evoceram), se deve às suas propriedades mecânicas inferiores e à baixa carga de partículas inorgânicas. Por outro lado, a Filtek Bulk Fill flow, apresenta um grau e conversão ligeiramente inferior à resina SDR surefill flow, mas tem resultados de dureza e profundidade de conversão semelhantes. Estes resultados, por sua vez, são relativamente baixos pois os autores detetaram valores de 35VHN. Flury *et al* (2012) obtiveram valores de dureza de *Vickers* ainda mais baixos para SDR surefill (15.60 VHN num incremento de 4.33mm) pelo que nestas resinas deve ser utilizado um incremento oclusal final de resina convencional de alta viscosidade, não só por motivos estéticos.

Tarle *et al* (2015), estudaram a influência do tempo de irradiação no grau de conversão na subsuperfície da resina assim como a sua microdureza. As resinas avaliadas são *bulk fill* de alta viscosidade Tetric EvoCeram bulk fill, X-tra fil, Sonic Fill e Quixfil. Os autores concluíram que as resinas testadas podiam ser utilizadas de forma segura em incrementos de 4mm considerando os níveis de grau de conversão, no

entanto, apenas a X-tra fill e Quixfil conseguiram valores aceitáveis de dureza nesta espessura quando irradiadas durante 30s com uma luz de alta potência (1.170mW/cm²).

Como já referido, tendo em conta que testes de microdureza têm sido úteis na medição indireta do grau de conversão da matriz de polímero, a diminuição gradual da microdureza através da resina sugere a diminuição do grau de conversão com a diminuição da penetração da luz e com o aumento da distância da superfície que está a ser irradiada (Flury *et al.*, 2014).

No já mencionado estudo de Leprince *et al* (2014), onde foram avaliadas as propriedades mecânicas de 8 resinas *bulk fill* (Tetric EvoCeram Bulk fill, Venus Bulk fill, SDR Surefill flow, X-tra fill, X-tra base, Sonic Fill, Filtek Bulk fill e Xenius) e de duas resinas convencionais utilizadas como controlo (Grandio e GrandioFlow – VOCO), os valores dos testes de dureza de *Vickers* são inferiores para todas as resinas *bulk fill* testadas quando comparadas com as resinas convencionais de alta viscosidade e fluída.

Deve-se considerar que, apesar de as propriedades mecânicas das resinas *bulk fill* estudadas serem inferiores quando comparadas com as resinas de alta carga utilizadas como controlo, Leprince *et al* (2014), realçam que algumas resinas *bulk fill* possam ser equivalentes a outras resinas convencionais no mercado. Por exemplo, a resina TetricEvoCeram Bulk fill apresenta módulo de elasticidade, dureza de *Vickers* e força de flexão semelhantes à sua equivalente convencional, Tetric EvoCeram (Leprince *et al.*, 2010). Pensa-se que estas propriedades são semelhantes devido a estas duas resinas apresentarem uma fração de massa de partículas orgânicas semelhante (70%) (Leprince *et al.*, 2014). No entanto propriedades como o tamanho e morfologia das partículas inorgânicas, tipo e proporção de monómero assim como a química dos fotoiniciadores podem influenciar as propriedades físicas das resinas. Exemplos desta influência são as resinas Filtek Bulk fill e a sua equivalente convencional Filtek Supreme XT que apresentam valores semelhantes de força de flexão mas a *bulk fill* tem valores de módulo de elasticidade e dureza inferiores (Leprince *et al.*, 2010). Outro exemplo são as resinas X-tra fill e a sua equivalente Grandio (ambas com 85% de fração de massa de partículas inorgânicas) que apresentam forças de flexão semelhantes mas módulos de elasticidade e dureza significativamente diferentes (Leprince *et al.*, 2014).

Garoushi *et al* (2016), demonstraram que as resinas *bulk fill* de baixa viscosidade apresentam valores de dureza de *Vickers* significativamente inferiores às resinas de alta viscosidade *bulk fill*, sendo que os mais baixos pertencem à Venus Bulk Fill (20.4 VHN) e os mais elevados à Sonicfill (68.3 VHN), A resina Sonicfill demonstra valores de dureza de *Vickers* superiores às restantes resinas testadas tendo sido anteriormente evidenciadas correlações entre a dureza e a fração de massa de partículas inorgânicas (Leprince *et al.*, 2010; Ilie, & Hickel, 2011).

A microdureza de superfície está relacionada com o grau de polimerização sendo que as resinas compostas demonstram uma diminuição gradual da microdureza desde a superfície até à base do incremento (Flury *et al.*, 2012). Na técnica incremental tem-se demonstrado conseguir manter os níveis de dureza de *Vickers* ao longo da profundidade do material (Lazarchik, Hammond, Sikes, Looney, & Rueggeberg, 2007). A resina Tetric Evoceram Bulk Fill e duas resinas de alta viscosidade convencionais demonstraram a maior diminuição dos valores de rácio de dureza da superfície para a profundidade, num incremento de 4mm, chegando a ser inferiores a 80% (Garoushi *et al.*, 2016). Estes dados entram em conflito com os resultados de Bucuta, e Ilie, (2014) que defendem que esta resina possibilita uma polimerização adequada em incrementos de 4mm. Flury *et al* (2014), também defendem que, apesar existir uma diminuição significativa na dureza da resina Tetric Evoceram Bulk Fill com o aumento da espessura quando comparado com outras resinas *bulk fill*, até incrementos de 4mm, os valores do rácio de dureza profundidade-superfície desta resina não foram inferiores a 80%. Garoushi *et al* (2016), concluem que, para a resina Tetric Evoceram Bulk Fill, a dureza diminui com o aumento da espessura, mas que se mantém constante nas resinas SDR surefill, Filtek Bulk Fill e X-tra fill. Contudo, as resinas *bulk fill* de baixa viscosidade, SDR surefl, Filtek Bulk Fill flow e Venus Bulk Fill apresentam valores de microdureza inferiores quando comparadas com as resinas *bulk fill* de alta viscosidade e com as resinas convencionais pelo que devem ser cobertas com um último incremento oclusal de resina convencional de alta viscosidade por motivos mecânicos e não estéticos, como já referido anteriormente por Flury *et al* (2012) e novamente por Van Dijken e Pallesen (2014; 2015; 2016; 2017).

4.1.6 Desgaste e rugosidade de superfície

Vários critérios têm de ser cumpridos para que as resinas compostas bulk fill possam ser aplicadas num só incremento. Para além do aumento da profundidade de polimerização e a redução das consequências da contração de polimerização os compósitos devem apresentar uma resistência ao desgaste e à fratura suficientes para evitar a fraturas precoces da restauração (Van Ende *et al.*, 2017).

O desgaste nos compósitos é um fenómeno completo que inclui fatores extrínsecos e intrínsecos. Um maior volume da porção inorgânica resulta num menor desgaste e maior resistência à fratura. Se mantivermos constante a fração de volume de partículas de preenchimento a resistência ao desgaste aumenta com a diminuição do tamanho das partículas pois a carga por partícula é menor quando existe um maior número de partículas por unidade de volume (Dennison, 2008).

Atualmente os compósitos aceites para restaurações posteriores apresentam estudos clínicos que demonstram uma perda de material inferior a 250 μm durante 5 anos ou uma média inferior a 50 μm por ano, quando em função na cavidade oral enquanto que o esmalte sofre um desgaste de 15-29 μm por ano (Lambrechts, Braem, Vuylsteke-Wauters, & Vanherle, 1989; Powers & Wataha, 2013).

Um estudo de Al Qahtani, Al Bounni, Omari, e Assery (2017) evidência uma relação entre a rugosidade de superfície e o desgaste após uma simulação de abrasão de 50.000 ciclos de escovagem. Defendendo que a rugosidade da superfície pode aumentar a fricção durante a mastigação. A forma, tipo, tamanho e distribuição das partículas inorgânicas influênciam a rugosidade na superfície das resinas. O aumento da carga e diminuição do tamanho destas partículas diminui a rugosidade (Alkudhairi, 2018). Isto acontece porque devido ao uso de partículas mais pequenas o espaço entre partículas é diminuído protegendo a matriz de resina que é mais suave. Durante o polimento é difícil evitar irregularidades entre a resina e as partículas de preenchimento devido aos diferentes tipos de dureza. As resinas nanohíbridas exibem uma superfície mais polida comparadas com as resinas nanocerâmicas e microhíbridas. (Magdy, Kola, Alqahtani, Alqahtani & Alghmlas 2017). As rugosidades presentes na superfície podem levar à acumulação de placa, pigmentação da superfície e estética diminuída e estão diretamente relacionadas com o material restaurador e o sistema de polimento (Alkudhairi, 2018).

A rugosidade de superfície de duas resinas de alta viscosidade (Tetric N-Ceram, Sonic Fill) e duas resinas fluídas (SDR surefill e Filtek Bulk Fill) foi estudada utilizando radiações de polimerização elevadas e baixas. Radiações de 1200 mW/cm² não demonstram uma influência positiva na rugosidade do Filtek Bulk Fill e do Tetric N-ceram quando comparados com irradiações de 650mW/cm². No entanto existem diferenças na rugosidade de superfície das resinas Sonic Fill e SDR surefill ao serem polimerizadas com diferentes intensidades sendo que a Sonic Fill apresenta um valor medio mais alto de suavidade de superfície quando polimerizada com uma luz de 650mW/cm². Uma maior potência pode então ser utilizada para diminuir o tempo de polimerização das resinas *bulk fill* sem comprometer a qualidade da restauração (Alkudhairy, 2018). Clinicamente esta afirmação confirma uma diminuição do tempo de trabalho do clínico, no entanto, Flury *et al* (2012) defendem que os tempos recomendados poderão ser insuficientes para atingir propriedades restauradoras ideais.

De acordo com as informações do fabricante, a resina ativada sonicamente, Sonicfill pode ser introduzida, com uma peça de mão sónica vibratória, num único incremento até 5mm não necessitando de uma camada adicional oclusal com resina composta convencional de alta viscosidade. A ativação sónica diminui a viscosidade da resina ao ser introduzida na cavidade permitindo uma melhor adaptação às paredes com menos inclusões de ar e após aplicação o compósito assume a sua viscosidade original esculpível. Os baixos níveis de translucidez e profundidade de conversão deste material, apenas superiores à resina convencional (Tetric Evoceram), demonstram a necessidade de usar programas com maior potência durante mais tempo do que o recomendado pelos fabricantes (Garoushi *et al.*, 2016; Miletic *et al.*, 2017).

No estudo de Hirata *et al* 2018, na introdução da resina com a técnica incremental, as resinas SonicFill e Herculite ultra demonstraram maiores percentagens de volume de espaços vazios quando comparadas com a Tetric EvoCeram Bulk Fill e Surefil SDR Flow. Contudo ao utilizar a peça de mão sónica a Surefil SDR Flow demonstrou um aumento significativo deste volume em relação à Herculite Ultra, Sonicfill, e Tetric EvoCeram Bulk Fill.

A aplicação desta vibração no teve efeitos significativos no aumento do volume de espaços vazios nas resinas Herculite Ultra e SonicFill mas nas resinas for Surefil SDR Flow and Tetric EvoCeram bulk fill esta a percentagem deste volume aumentou. Tendo isto em conta, as imagens 3D da figura 12 demonstram um aumento de espaços vazios

para todas as resinas ao utilizar a técnica de introdução sónica, no entanto estes valores não são significativos estatisticamente.

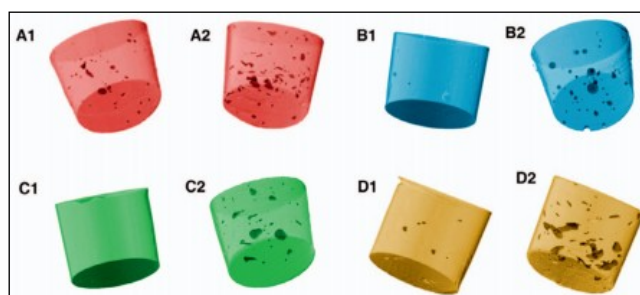


Figura 12. Representação 3D dos espaços vazios dentro das restaurações a resina composta introduzidas com duas técnicas diferentes. XA1 – Herculite ultra e técnica incremental. XA2 – Herculite ultra e introdução sónica. XB1- SDR surefill flow e técnica incremental. XB2 – surefill flow e introdução sónica. XC1 – Tetric Evoceram e técnica incremental. XC2 – Tetric Evoceram e introdução sónica. XD1 – Sonicfill e técnica incremental. XD2 – Sonicfill e introdução sónica.

Adaptado de Hirata *et al* 2018.

4.1.7 Resistência à fratura

Quando os materiais são sujeitos a ciclos repetidos de aplicação e carga e alívio, como os que ocorrem durante a mastigação, eles podem falhar devido à fadiga mesmo com níveis de *stress* inferiores ao limite da sua força coesiva. Por norma, pequenas fissuras à superfície ou dentro do material vão crescendo gradualmente ao longo dos ciclos até que ocorra fratura. A resistência à fratura é das propriedades mais importantes de um material pois todos os materiais contêm falhas à sua superfície e no seu interior quando são criados e desenvolvem falhas adicionais com o uso. Esta propriedade representa resistência de um material à fratura quando existe uma fissura dentro, ou à superfície do mesmo. É medida pela quantidade de energia absorvida durante a propagação de uma fissura (*crack*). As unidades são expressas em Mpa/m^2 (Marckert, 2008).

Os valores de resistência à fratura (Mpa/m^2) das resinas compostas para restaurações posteriores variam entre 1.2-1.3; das resinas compostas esculpíveis 0.7-1.7; Resinas compostas fluidas 1.15 – 1.65, esmalte humano 0.6 - 0.7 e a dentina humana 3.1. Como meio de comparação temos materiais como o zircónio com 4.9 e ligas de titânio com 55 (Marckert, 2008).

Garoushi, Säilynoja, Vallittu e Lassila (2016) obtiveram valores, em Mpa/m^2 , de 0.9 para a Filtek Bulk Fill, 1.1 X-tra base, 1.2 Venus Bulk Fill e Tetric EvoCeram Bulk Fill, 1.7 para a Alert (resina convencional de alta viscosidade), 1.8 para SonicFill e SDR e 2.9 para EverXposterior. A resina *bulk fill* EverXposterior consiste numa combinação de matriz de resina, fibras curtas milimétricas de vidro-E e partículas inorgânicas de preenchimento. As fibras de vidro orientam-se aleatoriamente durante a colocação da resina na cavidade tornando-a mais flexível tao como foi referido anteriormente por Dennison (2008). A matriz de resina contem Bis-GMA, TEGDMA e PMMA formando uma matriz de polímero denominada rede de polímero interpenetrado, (semi-IPN) que confere boas propriedades de adesão e uma resistência superior às resinas. O estudo de Garoushi *et al* (2013), demonstra que este compósito tem parâmetros mecânicos elevados e baixa contração de polimerização que está relacionada com a orientação das fibras de vidro o que sugere um melhor desempenho e durabilidade do material em restaurações em áreas de carga. No estudo de Garoushi, Vallittu, Shinya, e Lassila, (2016), a transmissão de luz no incremento de 4mm da resina EverXposterior é semelhante à resina *bulk fill* mais translúcida (Venus Bulk Fill). A resina EverXposterior demonstra também a maior deflexão de cúspide entre as resinas *bulk fill* de alta viscosidade testadas por Tsujimoto *et al*, (2018). As fibras de vidro curtas (1.3-2mm) da resina previnem e impedem a propagação de *cracks* pelo que estes compósitos são recomendados para cavidades de grandes dimensões (Vallittu, 2015; Miletic *et al.*, 2017).

Abordando de forma mais detalhada o estudo de Oliveira et al (2018), os autores utilizaram 20 molares humanos para realizar restaurações MOD de Classe II com a resina bulk fill X-tra fill ou convencional Filtek Z100 de alta viscosidade. Foram avaliados os parâmetros de contração de polimerização, deformação de cúspide e *cracks* de esmalte. A resina X-tra fill foi colocada em incrementos de 4mm e a convencional em incrementos de 2 mm. Foi utilizando um sistema adesivo self-etch e as resinas foram polimerizadas durante 20s (bulk fill) e 40s (convencional). A contração de polimerização da resina bulk fill gerou menos efeitos negativos do que a restauração com resina convencional demonstrando que a contração e deformação cuspídea estão relacionadas com a formação de *cracks* de esmalte. A deformação da cúspide e a propagação do *crack* podem aumentar o risco de fratura do dente (Oliveira et al., 2018). Os *cracks* ocorrem mais em zonas cervicais com reduzida espessura de esmalte que, por

sua vez, são zonas que podem afetar a propagação de *cracks* durante a aplicação de cargas, aumentando o risco de fratura (Moorthy et al., 2012; Rosatto et al., 2015).

A resistência do dente à fratura é comprometida com o aumento da profundidade e largura da restauração (Mondelli, Steagall, Shikiriama, de Lima Navarro, & Soares, 1980) sendo que com o aumento do volume da restauração a predictibilidade de fratura diminui (Van Ende et al., 2017). Alvanforoush et al (2017) reportam que, no geral, as taxas de falha das resinas compostas em dentes posteriores foram semelhantes desde 1995-2005 e 2006-2016 sendo respectivamente, 10.59% e 13.13%. Estes autores notam também que as taxas de fratura da resina composta demonstram aumentos significativos que dependem do aumento do tamanho e superfície da restauração subindo para 28.84% (1995-2005) 39.07% (2006-2016). Tendo isto em conta sabe-se se a resistência à fratura é uma propriedade mecânica importante na longevidade das restaurações extensas.

4.1.8 Contração de polimerização e Deflexão de cúspide

A contração das resinas compostas após fotopolimerização é acompanhada por uma contração volumétrica de aproximadamente 1.5-5% (Tsujimoto *et al.*, 2018). Uma força de adesão de cerca 20 MPa é o valor estimado para prevenir fissuras marginais após contração de polimerização (Powers & Wataha, 2013). A ocorrência de contração durante a polimerização gera *stress* na casa dos 18 MPa na interface dente-restauração, o que pode exceder as forças de adesão entre o compósito e a dentina ou esmalte. (Trushkowsky, 2001; Dennison, 2008). A deflexão das cúspides é uma manifestação clínica da contração volumétrica e *stress* de polimerização que afetam a estrutura dentária devido à adesão entre o compósito e o dente (Prager *et al.*, 2018).

Falhas na adesão levam ao surgimento de fissuras marginais permitindo o influxo de fluidos orais promovendo a sensibilidade pós-operatória, pigmentação marginal, formação de cárie secundária e fratura da restauração, sendo que as duas últimas são a principal razão de falha das restaurações diretas a resina nos dentes posteriores. (Trushkowsky, 2001; Marckert, 2008; Van Dijken e Pallesen, 2014; Kim *et al.*, 2015; Veloso *et al.*, 2018; 2015; 2016; 2017).

A contração da resina composta é determinada pela quantidade relativa partículas inorgânicas e matriz da resina polimerizada, pela sua composição e grau de conversão da reação (Trushkowsky, 2001). As resinas *bulk fill* apresentam partículas

inorgânicas maiores e com menor carga do que os compósitos convencionais. (Alkudhairy, 2018; Par *et al.*, 2018). Atualmente as cargas inorgânicas excedem, por norma, os 60% de volume da fração entre matriz-partícula de preenchimento (Prager *et al.*, 2018).

Existem também outros fatores que afetam a contração volumétrica e o *stress* de polimerização tais como o fator-C, profundidade e volume do material restaurador, o uso de diferentes métodos de irradiação de luz e técnica restauradora utilizada. Na tentativa de ultrapassar estes problemas foram introduzidas resinas compostas com *stress* de polimerização e contração volumétrica baixos que podem ser utilizadas na técnica *bulk fill* (Moorthy *et al.*, 2012; Prager *et al.*, 2018).

Gonçalves *et al* (2018), avaliaram o grau de conversão, a contração volumétrica de polimerização e citotoxicidade de 6 resinas *bulk fill* (Filtek Bulk Fill posterior, Everxposterior Sonicfill, Venus Bulk Fill, Filtek Bulk Fill flow, e Aura Bulk fill) e 2 resinas convencionais (Filtek Z350 de alta viscosidade e Filtek Z350 fluído) em incrementos de 1, 2, 3 e 4mm. Os compósitos *bulk fill* apresentam uma contração volumétrica semelhante ou inferior (0.4-1.4%) às resinas convencionais (1.7-2-1%) sendo que as resinas Filtek Bulk Fill flow e duas resinas convencionais obtiveram valores mais elevados. A Aura Bulk Fill é uma resina relativamente recente no mercado pelo que não existem estudos suficientes que incluam esta resina pelo que não é possível comparar os dados de conversão do estudo de Gonçalves *et al* (2018).

A resina convencional de alta viscosidade (Filtek Z350) apresenta valores baixos de grau de conversão e uma elevada contração de polimerização. Por outro lado, a Venus Bulk Fill tem elevados graus de conversão e a menor contração de polimerização (Garoushi *et al.*, 2016). Esta informação não está de acordo com os estudos de Gonçalves, Azevedo, Ferracane e Braga, (2011) que defendem que a conversão do monómero é diretamente proporcional à contração volumétrica nem com os resultados de Benetti *et al.*, (2015) onde a resina Venus Bulk fill apresenta elevada contração de polimerização.

No estudo de Kim *et al* (2015), a contração volumétrica da resina convencional de alta viscosidade Filtek Z350 é superior a várias *bulk fill* incluindo Filtek Bulk Fill posterior e Sonicfill. Com exceção da Filtek Bulk Fill flow, todas as resinas *bulk fill*

apresentaram contrações volumétricas semelhantes ou inferiores aos compósitos convencionais equivalentes da mesma consistência.

Prager *et al* (2018), realizaram um estudo para testar a contração de polimerização e flexão de cúspide em restaurações com 6 tipos de resinas compostas diferentes. Uma resina híbrida convencional foi comparada com 3 resinas fluídas *bulk fill* (Filtek bulk fill flow, Venus Bulk fill, SDR Surefill flow) e 2 *bulk fill* com alta viscosidade (Tetric EvoCeram *bulk fill* e a Sonic Fill). Todas foram colocadas em cavidades com 4mm de profundidade e polimerizadas com luz LED a 545 mW/cm² durante 20s. Neste estudo verificaram que para o deslocamento da cúspide, os valores das 3 resinas fluídas não foram significativamente diferentes entre si, no entanto, apresentam valores muito mais baixos do que a resina híbrida convencional e a Sonic Fill que por sua vez apresentam valores semelhantes entre si. Para as resinas fluídas a contração volumétrica verificou-se maior chegando a valores de 6%. Tendo isto em conta, no seu geral, as resinas fluídas têm valores mais baixos de flexão de cúspide apesar de apresentarem valores superiores de contração volumétrica. Esta contração deve-se à baixa carga de partículas inorgânicas (64,5-68% peso) quando comparadas com a resina convencional híbrida (76% peso) e com a de alta viscosidade, SonicFill (83,5% peso). Tendo em conta a relação inversa entre a carga de partículas inorgânicas na resina e o grau de contração de polimerização é de esperar que maiores módulos de elasticidade reflitam uma menor contração, no entanto, quando a resina está restringida e aderida às paredes da preparação cavitária, as resinas com mais carga podem exercer um *stress* descompensado no sistema adesivo influenciando assim a flexão de cúspide (Prager *et al.*, 2018).

O Tetric EvoCeram *bulk fill* é uma resina de alta viscosidade, no entanto demonstrou valores baixos para ambos os parâmetros. A baixa contração volumétrica é atribuída aos 71% em peso de carga inorgânica e os autores associam os baixos valores de flexão à presença de uma partícula de alívio de *stress* com baixo módulo de elasticidade capaz de atenuar as forças durante a polimerização (Prager *et al.*, 2018). Os fabricantes afirmam não ser necessário adicionar um incremento oclusal final com resina convencional híbrida de alta viscosidade ao utilizar as resinas Tetric Evoceram Bulk Fill e a Sonicfil pois é possível restaurar a cavidade com apenas um incremento até 4 mm sem a necessidade de aplicar uma camada adicional de proteção (Garoushi *et al.*, 2016).

No estudo de Oliveira *et al* (2018), referido no capítulo anterior, a contração de polimerização, deflexão de cúspide e formação de *cracks* foram superiores para a resina Filtek Z100, do que para a *bulk fill* X-tra fil, demonstrando valores superiores de deformação para a cúspide lingual em relação à cúspide vestibular. Após expansão higroscópica da resina composta, o deslocamento de cúspide recuperou aproximadamente 85% em ambas as resinas nas duas cúspides. A expansão higroscópica pode contrabalançar os efeitos da contração e depende do tempo de imersão em água e da composição do material assim como da espessura da restauração (Suiter *et al.*, 2016). O benefício deste fenómeno é controverso devido ao impacto clínico ser dependente das características do material e levar alguns dias a manifestar-se, pelo que nessa altura já ocorreram os efeitos da contração (Alrahlah, Silikas, & Watts, 2014). A captação de água por parte da resina composta é um processo controlado por difusão que depende da percentagem de volume de carga da matriz de polímero e é influenciada pelas propriedades mecânicas da resina. Em materiais hidrofílicos existe absorção de água e, caso exceda a contração de polimerização pode gerar efeitos negativos como fratura da restauração (Versluis, Tantbirojn, Lee, Tu, & Delong, 2011). A resina Z100 contém monómeros hidrofílicos de Bis-GMA e é possível que a absorção da água possa ser uma das causas para uma maior quantidade de *cracks* (Oliveira *et al.*, 2018).

Os problemas causados pela contração têm também sido combatidos de outras formas. Uma passa pelo uso da técnica incremental, referida anteriormente no texto. Nesta técnica, a contração total da resina e o seu *stress* são o resultado do efeito combinado da contração de todos os incrementos e da deformação da estrutura dentária adjacente no final da restauração. Tendo isto em conta deve-se notar que quando a restauração está perfeitamente adaptada e em contacto total com a preparação cavitária a contração de polimerização de cada incremento causa alguma deformação na cavidade forçando as paredes para dentro e para baixo diminuindo o volume da cavidade (Trushkowsky, 2001; Dennison, 2008). No entanto, a técnica incremental ainda é a técnica de eleição para prevenir o *stress* interno e fissuras marginais causados pela contração de polimerização das resinas e conseguir uma interface de adesão íntegra (Park *et al.*, 2008; Kim & Park, 2011).

Uma segunda forma de combater os grandes níveis de contração é a aplicação de várias intensidades de luz durante a fotopolimerização onde inicialmente incide uma luz

com baixa intensidade e termina com intensidade total (Dennison, 2008). Existe uma relação direta linear entre a intensidade da luz e a contração da resina (Trushkowsky, 2001).

No estudo clínico randomizado publicado por Karaman, Keskin, e Inan, (2017), 33 de 47 pares de restaurações colocadas em dentes endodonciados foram avaliadas após 3 anos. Pacientes bruxómanos e com pobre higiene oral e foram excluídos. No primeiro grupo, foram restauradas cavidades de classe II (MOD), com uma resina *bulk fill* fluida (X-tra base) num incremento de 4mm que foi coberto por um incremento oclusal final de 2mm com uma resina convencional híbrida (GrandioSo, Voco). No segundo grupo, foi colocada uma resina convencional fluída num incremento de 2 mm e recoberta com a mesma resina híbrida (2mm). As restaurações com a resina *bulk fill* mostraram um desempenho clínico aceitável que não foi significativamente diferente das restaurações colocadas com a técnica incremental.

Van Dijken e Pallesen (2014; 2015; 2016; 2017) investigaram a durabilidade de restaurações com resina composta *bulk fill* e convencional em cavidades de Classe I e Classe II profundas sendo que os dois primeiros estudos têm um seguimento de 3 anos e dois últimos 5 e 6 anos de seguimento respectivamente. Todos comparam os resultados clínicos da resina *bulk fill* SDR surefill flow ao preencher uma cavidade com um incremento de 4mm coberto por um incremento oclusal de 2mm com uma resina convencional nanohíbrida, com os resultados de uma restauração feita apenas com a mesma resina composta convencional utilizando a técnica incremental. A fotopolimerização do material foi de 20 s. Avaliam parâmetros como a anatomia da restauração, adaptação marginal, pigmentação marginal, rugosidade de superfície, compatibilidade de cor e cárie secundária, utilizando o mesmo critério e descrevem também o risco de cárie e os hábitos parafuncionais (e.g, bruxismo) dos pacientes no início do estudo e durante as consultas de seguimento. As razões principais de insucesso foram fratura e cárie secundária.

Em 2014, os resultados de Van Dijken e Pallesen indicam que não existem diferenças significativas entre os dois grupos de restaurações nos parâmetros avaliados de anatomia da restauração, adaptação marginal, pigmentação marginal, rugosidade de superfície assim como compatibilidade de cor. Sendo que a taxa anual de insucesso deste estudo para a resina convencional é de 1.3% e de 0% para as *bulk fill*. Um ano

mais tarde, noutro estudo de Van Dijken e Pallesen (2015), um seguimento de 3 anos conseguiu avaliar 74 restaurações Classe I e 122 de Classe II. Neste estudo os insucessos por fratura de estrutura dentária superam a fratura da resina. A taxa anual de insucesso para todas as restaurações (Classe I e II) foi de 1.2% para a resina *bulk fill* e 1% para as resinas compostas convencionais. No estudo de 2016, van Dijken e Pallesen mostraram que após 5 anos, das 183 restaurações (68 Classe I e 115 Classe II) avaliadas, 10 restaurações falharam, sendo todas de classe II, em que 4 pertencem à resina *bulk fill* e 6 à resina convencional. As razões principais de insucesso foram fratura e cárie secundária sendo que a taxa anual de insucesso para todas as restaurações (Classe I e Classe II) é de 1.1% para a SDR surefil flow e 1.3% para a resina convencional. Para apenas as restaurações de Classe II a taxa anual é de 1.4% e 2.1% respetivamente para a SDR surefil flow e a convencional. Num estudo posterior, van Dijken e Pallesen, (2017) avaliaram 72 restaurações de Classe II e 26 de Classe I num seguimento de 6 anos. No grupo de Classe II existiram 3 falhas no grupo da resina *bulk fill* e 3 no da resina convencional. A taxa de insucesso anual para Classe I e Classe II em ambos os grupos foi de 0% e 1.4% respetivamente. A resina composta *bulk fill* fluída de baixo *stress* demonstrou boa durabilidade durante 5 e 6 anos de seguimento. Não foram observadas diferenças estatísticas significativas entre os dois tipos de restauração posterior nestes períodos de tempo e, mesmo sendo necessário continuar a investigar, pode-se afirmar que, com base nestes estudos a resina SDR surefil flow pode ser utilizada em incrementos de 4 mm em Classes I e II com uma durabilidade semelhante à resina convencional (CeramX mono) em incrementos de 2mm (Van Dijken & Pallesen, 2014; 2015; 2016; 2017).

Resultados semelhantes foram encontrados no estudo de Bayraktar *et al.* (2017), que avalia restaurações classe II de duas resinas *bulk fill* de alta viscosidade (Tetric EvoCeram *Bulk fill* e SonicFill), uma *bulk fill* fluída coberta com uma resina convencional (Filtek *Bulk fill* Flowable com Filtek P60), e uma resina convencional híbrida (Clearfil Photo Posterior). Os parâmetros de compatibilidade de cor, pigmentação marginal, sensibilidade pós-operatória e formação de cárie secundária foram avaliados a cada 3 meses até perfazer 1 ano. No final desse ano existiam pequenas modificações nas resinas, no entanto, não são diferenças estatisticamente significativas ao compararmos com o estado das restaurações após uma semana de colocação. Estes autores concluem que as resinas *bulk fill* apresentam um desempenho

clínico semelhante às resinas compostas convencionais para dentes posteriores, no entanto, são necessárias mais investigações com tempos de seguimento superiores (Bayraktar *et al.*, 2017).

Çolak *et al* (2017) testaram as resinas *bulk fill* de alta viscosidade Tetric Evoceram e a resina composta convencional nanohíbrida Tetric Evoceram com 37 restaurações de cada material colocadas em 34 pacientes. A intensidade da luz utilizada é de 1000 mW/cm² e o sistema adesivo foi um *self-etch* de dois passos. Os parâmetros utilizados na avaliação são os mesmos dos estudos das resinas fluídas de van Dijken e Pallesen, (2014; 2015; 2016; 2017) sendo que no presente estudo é avaliada a retenção, integridade marginal, pigmentação marginal, anatomia da restauração e cárie secundária. As restaurações foram avaliadas passado uma semana, 6 meses e 12 meses. Em nenhuma consulta de seguimento foi encontrada sensibilidade pós-operatória, perda de forma, retenção ou cárie secundária. A pigmentação, adaptação marginal e correspondência de cor não evidenciam diferenças estatísticas relevantes entre os dois tipos de material, no entanto, os resultados dos seguimentos revelaram um aumento significativo de pigmentação marginal após 6 anos em ambos os tipos de resina. Neste estudo todas as restaurações se mantiveram em boca após 12 meses. Após 1 ano de se encontrarem em função, ambas as resinas foram avaliadas como materiais ideais de restauração apresentando valores elevados para os parâmetros avaliados tendo desempenhos clínicos estatisticamente semelhantes concluindo que a resina composta *bulk fill* pode representar uma alternativa à convencional nanohíbrida utilizada na técnica incremental.

O objetivo do estudo de Benetti, Havndrup-Pedersen, Honoré, Pedersen e Pallesen, (2015) é a comparação da profundidade de polimerização, contração de polimerização e fissuras marginais entre as resinas *bulk fill* e convencionais. A profundidade de polimerização foi determinada através do grau de conversão de acordo com a ISO 4049 e as fissuras marginais foram avaliadas em restaurações de Classe II colocadas com um sistema adesivo *etch and rinse*. Foram testadas 2 resinas *bulk fill* de alta viscosidade (Tetric Evoceram bulk fill e Sonicfil) e 3 resinas *bulk fill* fluídas (X-tra base, Venus bulk fill e SDR surefil flow) e uma resina convencional Tetric evoceram. A fotopolimerização foi de 20s a 950±50 mW/cm². O cobrimento das resinas fluídas com uma camada oclusal de resina convencional de alta viscosidade não é mencionado neste estudo. Quando comparadas com a resina convencional as *bulk fill* de alta viscosidade

apresentam apenas um ligeiro aumento na profundidade de polimerização e contração de polimerização, excepto para a Tetric EvoCeram Bulk Fill onde o aumento é significativo). Por outro lado, as resinas de baixa viscosidade demonstraram profundidades e contrações de polimerização significativamente maiores. Concluem que apesar de na sua maioria as resinas *bulk fill* apresentarem um nível de fissuras marginais semelhante com a resina composta convencional, a X-tra base e Venus Bulk Fill produzem fissuras maiores.

Kim *et al* (2015), constataram que resinas *bulk fill* de alta viscosidade sofrem uma falha de adesão, após polimerização, na interface resina/dente semelhante às resinas convencionais. As resinas *bulk fill* fluídas como a SDR surefil flow podem apresentar melhores resultados que as resinas convencionais fluídas o que é explicado pelos seus baixos valores de contração e módulo de elasticidade. No estudo de Gonçalves *et al.*, (2018) a resina Venus Bulk Fill demonstrou um grau de conversão superior em relação a todas as resinas testadas em incrementos de 4mm apresentando uma menor contração volumétrica e níveis de citotoxicidade aceitáveis. Fronza *et al* (2015), observaram que a resina SDR surefil flow apresentou fissuras internas de menores proporções.

Vários testes foram desenvolvidos para medir a força de ligação entre dois materiais tal como os polímeros, cerâmicas, resinas compostas ou sistemas adesivos ao esmalte e à dentina. Devemos ter em conta que os valores de força de ligação obtidos *in vitro* são superiores aos valores clínicos (Sakaguchi & Powers, 2006). A deflexão das cúspides é uma manifestação clínica da contração volumétrica e *stress* de polimerização que afetam a estrutura dentária devido à adesão entre o composto e o dente (Prager *et al.*, 2018). A força de flexão para a resina composta é de 139 MPa e é importante determinar esta propriedade nos materiais pois não só indica a força do material, mas também a distorção espectável. Existe uma relação entre o comprimento, espessura e largura de uma restauração com a força e deformação evidentes. Ambos o comprimento e espessura são críticos pois a deformação varia ao cubo com estas dimensões (Sakaguchi & Powers, 2006).

Apesar da redução nas contrações de *stress* as vantagens em termos de adaptação marginal não estão ainda bem definidas. Resinas como X-tra fil não demonstraram diferenças significativas na deflexão de cúspide quando comparada com

uma resina convencional de alta viscosidade, Filtek Supreme Plus, ao preencher cavidades de 4mm de profundidade em apenas um passo (Campodonico, Tantbirojn, Olin. & Versluis 2011).

No estudo de Leprince *et al* (2014), os valores de força de flexão (MPa) das resinas Sonic Fill e X-tra fill são superiores aos de ambas as resinas convencionais, de alta viscosidade e fluída.

Deve-se considerar que, apesar de como já referido anteriormente por Leprince *et al.* (2014) as propriedades mecânicas das resinas *bulk fill* estudadas serem inferiores quando comparadas com as resinas de alta carga usadas para o controlo, Grandio e GrandioFlow (VOCO), é de notar que algumas resinas *bulk fill* possam ser equivalentes a outras resinas convencionais no mercado. Por exemplo, a resina TetricEvoCeram Bulk fill apresenta módulo de elasticidade, dureza de *Vickers* e força de flexão semelhantes à sua equivalente convencional, Tetric EvoCeram (Leprince *et al.*, 2010). Pensa-se que estas propriedades são semelhantes devido a estas duas resinas apresentarem uma carga de partículas inorgânicas semelhante (70%) (Leprince *et al.*, 2014). No entanto propriedades como o tamanho e morfologia das partículas inorgânicas, tipo e proporção de monómero assim como a química dos fotoiniciadores podem influenciar as propriedades físicas das resinas (Tsujiimoto *et al.*, 2018). Exemplos desta influência são as resinas Filtek Bulk Fill e a sua equivalente convencional Filtek Supreme XT que apresentam valores semelhantes de força de flexão mas a *bulk fill* tem valores de módulo de elasticidade e dureza inferiores (Leprince *et al.*, 2010) tal como as resinas X-tra fill e a sua equivalente Grandio (85% de fração de massa de partículas inorgânicas) que apresentam forças de flexão semelhantes mas módulos de elasticidade e dureza significativamente diferentes (Leprince *et al.*, 2014).

Prager *et al* (2018), obtiveram resultados onde a resina Tetric EvoCeram *bulk fill* apresenta uma deflexão de cúspide semelhante às 3 resinas fluídas *bulk fill* testadas e um valor significativamente mais baixo do que a segunda *bulk fill* de alta viscosidade, Sonic Fill. Os valores mais baixos de flexão das resinas fluídas devem-se ao facto de estes materiais viscosos apresentarem um baixo módulo de elasticidade absorvendo melhor o *stress* resultante da polimerização. A resina de alta viscosidade Sonic Fill e a convencional híbrida apresentam valores elevados de flexão de cúspide devido ao facto de a flexão representar uma medida do *stress* de contração de polimerização. Sabe-se

que uma alta percentagem de partículas inorgânicas tende a aumentar o módulo de elasticidade e conseqüentemente o *stress* de polimerização resultando numa maior flexão da cúspide (Prager *et al.*, 2018).

Tsujimoto *et al* (2018), testaram 7 resinas *bulk fill* de alta viscosidade e 8 resinas convencionais de alta viscosidade aplicadas em cavidades de Classe II (MOD) feitas em blocos de alumínio para investigar a relação entre a deflexão de cúspide simulada e as propriedades de flexão. As propriedades de deflexão simulada de ambos os tipos de resina foram semelhantes. As resinas *bulk fill* testadas são a Sonicfill, Tetric Nceram Bulk Fill, Tetric Evoceram Bulk Fill, EverXposterior, Filtek Bulk Fill posterior e QuixFill (Tsujimoto *et al.*, 2018). Os valores de força de flexão e módulo de elasticidade das resinas compostas foram determinados através da curva de tensão-deformação sendo que as *bulk fill* apresentam 98.7-157.0 MPa e 11.4-20.3 GPa, respectivamente enquanto que as resinas compostas convencionais têm valores de 90.6-143.1 MPa e 6.3-14.1 GPa. Não descobriram uma relação entre a força de deflexão de cúspide e as propriedades de flexão demonstrando que a influencia das últimas no *stress* de contração é cada vez mais reduzida devido ao avanço da tecnologia das resinas indicando que, através da pesquisa continuada, pode ser possível desenvolver compósitos com maiores propriedades de flexão e valores menores de deflexão Tsujimoto *et al* (2018).

Ao contrário de Park, Chang, Ferracane, e Lee, (2008) que relatam uma deflexão cuspidea das resinas compostas na técnica *bulk fill* significativamente maior do que na técnica incremental para qualquer um dos dois tipos de resina, (não são apresentadas diferenças significativas entre a técnica horizontal e a oblíqua), as resinas *bulk fill* do estudo de Tsujimoto e colaboradores (2018), mencionado anteriormente demonstraram uma deflexão de cúspide semelhante às suas equivalentes convencionais, onde os valores são de 13.1-19.0 μm nas primeiras e 10.7-20.3 μm as últimas.

4.1.9 Integridade marginal e biocompatibilidade

Os materiais restauradores podem não conseguir uma adesão ao esmalte e dentina com capacidade suficiente para resistir às forças de contração de polimerização, desgaste e aos ciclos térmicos e químicos que ocorrem na cavidade oral. Se a adesão for comprometida as bactérias, restos alimentares e saliva podem penetrar nesta fissura formada na interface restauração-dente (Sakaguchi & Powers, 2006).

A dentina coronal oclusal ou do pavimento da preparação cavitária é menos permeável do que a que se encontra em redor dos cornos pulpares ou das paredes axiais. O fenómeno de microinfiltração permite difusão de subprodutos tóxicos em dentes restaurados. Aqui, existe um fluxo de substâncias entre a cavidade oral e a interface dente-restauração devido ao surgimento de fendas marginais e possivelmente devido aos diferentes coeficientes de expansão das estruturas dentárias e do material restaurador. A presença de bactérias ou dos seus subprodutos em camadas profundas da dentina pode causar respostas pulpares inflamatórias e histopatológicas agudas. Nenhum material ou técnica restauradora pode assegurar um selamento hermético completo da interface dente-restauração (Fruits *et al.*, 2013). A adaptação marginal é principalmente influenciada pela contração de polimerização das resinas e o tipo de adesivo utilizado (Trushkowsky, 2001). Sendo assim, ambos os fatores podem influenciar os resultados clínicos. As consequências clínicas como desgaste e a integridade da interface de adesão podem também modificar a adaptação marginal. Após um ano em função as restaurações de Classe II com resina Tetric Evoceram Bulk Fill apresentam parâmetros de adaptação marginal semelhantes à resina composta convencional (Çolak *et al.*, 2017).

A maioria dos estudos demonstra que as resinas *bulk fill* diferem dos compósitos convencionais principalmente pela sua profundidade de polimerização superior independentemente dos parâmetros medidos e técnica experimental utilizada (Ilie, Bucuta, & Draenert, 2013; Fronza *et al.*, 2015; Gonçalves *et al.*, 2018). No entanto, um aumento deste parâmetro só é relevante quando as propriedades físicas e mecânicas do material preenchem todos os requisitos de uma restauração passível de ser colocada em zonas de *stress* oclusal (Van Ende *et al.*, 2017).

Os resultados de Van Ende *et al* (2013), comparam a integridade da interface de adesão de uma resina *bulk fill* fluída (SDR surefill flow) e duas resinas convencionais (G-aenial Universal flowable e Filtek Z100) colocadas, juntamente com um sistema adesivo *self-etch* de um passo, em cavidades de Classe I e fotopolimerizadas com luz *LED* de alta potência (900 mW/cm²) durante 40s (*bulk fill*) e 20s (cada incremento de 2.5mm). A força de adesão ao pavimento da cavidade não foi significativamente diferente entre a SDR surefill flow e nas resinas convencionais (de ambas as viscosidades) nas cavidades com menor fator-C quando colocadas em vários incrementos, contudo, quando colocadas num só incremento os valores das

convencionais são significativamente diferentes. No entanto, o *stress* de contração de polimerização não enfraquece a adesão da resina *bulk fill* ao pavimento de uma cavidade em dentina em restaurações de classe I com elevado fator-C. Os autores concluem que a resina SDR Surefill flow evidencia melhorias significativas na força de adesão quando comparada com uma resina convencional (Filtek Z100) pois são conjugados os altos níveis de conversão e características de contração de polimerização para que, ao contrário do que acontece nas resinas convencionais fluídas e de alta viscosidade, a integridade da interface de adesão seja preservada e atinja os valores mais elevados de força de ligação no pavimento de cavidades (Classe I), em dentina, com elevado fator-C (Van Ende *et al.*, 2013). Num estudo de 2016, Van Ende *et al.*, testam duas resinas *bulk fill* fluídas (Filtek Bulk Fill flow e SDR surefill flow), uma resina *bulk fill* de alta viscosidade (Tetric Evoceram Bulk Fill) e uma resina composta convencional de alta viscosidade (Filtek Z100) colocadas, juntamente com um sistema adesivo *self-etch* de um passo, em cavidades de Classe I e fotopolimerizadas com luz *LED* de alta potência (1100 mW/cm²) durante 40s. Com exceção da SDR surefill flow (Van Ende *et al.*, 2016) as resinas demonstraram uma diminuição na força de adesão com o aumento do fator-C (Nayif, Nakajima, Foxton, & Tagami, 2008; Bakhsh *et al.*, 2013). Segundo Van Ende *et al.* (2016), não existe uma diferença significativa entre as forças de adesão das resinas Filtek Bulk Fill flow, Tetric Evoceram Bulk Fill e Filtek Z100. No entanto existem estudos que afirmam que a Filtek Bulk fill flow e a Tetric Evoceram Bulk Fill apresentam menor resistência à fratura e módulo de elasticidade do que a SDR (Ilie, & Hickel, 2011; El-Damanhoury, & Platt, 2014).

Uma polimerização incompleta e a associada diminuição das propriedades mecânicas do material também são associadas com forças de adesão mais baixas (Flury *et al.*, 2014; Gonçalves *et al.*, 2018; Par *et al.*, 2018). Um atraso na polimerização das camadas mais profundas pode direcionar o *stress* de contração para a porção já polimerizada da resina (Nazari, Sadr, Shimada, Tagami, & Sumi, 2013). Por outro lado, mesmo que a resina esteja suficientemente polimerizada, a fotopolimerização completa do sistema adesivo é fundamental para evitar uma interface de adesão frágil, no entanto a energia que passa através do material pode não ser suficiente para copolimerizar adequadamente o adesivo (Garoushi *et al.*, 2016).

Um biomaterial é qualquer material projetado para ser implantado no organismo para a reparação ou substituição de um tecido danificado ou com patologia. Estes

materiais têm de ser biocompatíveis. Este tipo de material tem de ter a capacidade de provocar uma resposta adequada quando aplicado no organismo e não pode produzir reações danosas ou tóxicas nos tecidos com que contacta ou gerar reações sistémicas como resultado libertação de iões ou componentes desse material (Marckert, 2008). Inerente a esta definição está a ideia de que um material pode não ser biologicamente aceitável em todos os procedimentos e locais. Todos os materiais em medicina dentária interagem com os tecidos produzindo mudanças no próprio material e nos tecidos circundantes não existindo nenhum que seja inerte (Sakaguchi & Powers, 2006). A biocompatibilidade pode também ser afetada por outros fatores para além do material como a resposta imune do paciente, o estado da cavidade e o tipo de células afetadas. Um material tem um potencial citotóxico se a viabilidade celular for inferior a 70% (Gonçalves *et al.*, 2018).

Estudos histológicos sobre os efeitos de monómeros residuais evidenciam um grau moderado de toxicidade destas moléculas na polpa, mesmo em baixas concentrações. No entanto as resinas compostas com completa ou incompleta polimerização geram pouca irritabilidade pulpar se existir um selamento marginal adequado. A colocação do sistema adesivo serve também para proteger a polpa destes compósitos. Resinas fotopolimerizáveis são menos tóxicas do que as resinas com polimerização química, no entanto, este sistema depende da eficiência de polimerização da luz utilizada e no tipo de resina escolhido (Sakaguchi & Powers, 2006; Powers & Wataha, 2013).

No referido estudo de Gonçalves *et al* (2018), apenas 3 das resinas *bulk fill* (Venus Bulk Fill, Filtek Bulk fill Flow e Filtek Bulk Fill posterior) tiveram capacidade de sustentar uma conversão homogénea a 4mm de profundidade sendo que apenas estas últimas e a EverXposterior mantiveram 80% dos seus níveis de conversão no fundo do incremento. Todos os materiais foram classificados como não tóxicos com uma viabilidade celular superior a 70%. A resina Sonicfill teve a menor citotoxicidade com valores de $99.6\% \pm 2.7$ e a resina composta convencional fluída obteve valores mais elevados de $72.1\% \pm 4.2\%$. A toxicidade da resina está diretamente relacionada com o grau de conversão e deve-se principalmente à quantidade de monómeros livres por reagir que podem ser libertados no meio oral. As resinas convencionais de alta e baixa viscosidade que demonstram menores graus de conversão também apresentam menor

viabilidade celular no entanto, a concentração de monómero libertado não é suficiente para causar mudanças celulares intensas (Gonçalves *et al.*, 2018). Para além dos tipos de monómeros existem outros componentes na matriz orgânica que podem ser apresentar potencial citotóxico como o DMABEE que é um co-iniciador presente em concentrações semelhantes na Sonicfill e Filtek Bulk Fill flow (Alshali, Salim, Sung, Satterthwaite, & Silikas, 2015). Neste estudo de Gonçalves *et al* (2018), a presença deste co-iniciador não aumenta o potencial citotóxico da Sonicfill, no entanto, na Filtek Bulk Fill flow é possível inferir que o baixo grau de conversão comparado com a SonicFill tenha levado a uma menor viabilidade celular.

Clinicamente uma margem não selada ou uma restauração infiltrada contribuem para um grande leque de complicações desde pigmentação marginal, sensibilidade, pulpite crónica. Este fenómeno de microinfiltração torna eminente a necessidade de substituição da restauração (Fruits *et al.*, 2013).

Esta nova classe de materiais tem sido investigada, contudo os resultados da literatura variam. Alguns autores demonstram graus de conversão semelhantes ou superiores para as resinas *bulk fill* (sem efeitos citotóxicos por parte da resina), em relação às convencionais, após comparação dos níveis de conversão na superfície e a 4mm de profundidade (Li *et al.*, 2015; Marigo *et al.*, 2015; Garoushi *et al.*, 2016; Gonçalves *et al.*, 2018). Por outro lado, existem autores que descrevem uma diminuição significativa da conversão em profundidade nas resinas em incrementos de 4mm (Marigo *et al.*, 2015) assim como uma maior contração volumétrica para as *bulk fill* (Benetti *et al.*, 2015) do que os compósitos convencionais híbridos.

De acordo com Leprince *et al* (2014), as propriedades mecânicas das resinas *bulk fill* aproximam-se mais das propriedades das resinas fluídas do que dos compósitos micro ou nanohíbridos. Tendo em conta que as resinas fluídas nunca são indicadas para preencher de uma só vez uma cavidade deve-se considerar a viabilidade da utilização das resinas *bulk fill* aquando de uma restauração extensa sujeita a altas cargas oclusais.

A meta-análise de Veloso *et al* (2018), tem um total de 1076 restaurações executadas em 459 pacientes sendo que foram avaliadas 941 restaurações. Destas restaurações, 43 falharam sendo que as resinas *bulk fill* apresentam uma taxa de insucesso de 5.57% (29-520) enquanto que as resinas compostas convencionais têm

uma taxa de 3.32% (14-421). As causas para a falha da restauração foram cárie secundária (23%), fratura de dente e resina (19%), sensibilidade pós-operatória (9%), forma anatômica e fraca adaptação marginal da restauração (7%), pigmentação marginal (9%), cárie associada com fratura dentária (5%) e retenção (2%). A revisão sistemática e a meta-análise revelaram que o desempenho clínico das resinas *bulk fill* e convencionais, nas restaurações diretas de dentes posteriores, são semelhantes num período de seguimento de 12-72 meses.

Na sua revisão sistemática, Van Ende *et al* (2017), defendem que os testes relacionados com o *stress* de contração das resinas *bulk fill* parecem inconsistentes na literatura e a sua relevância clínica não é explícita. A influência deste *stress* está, como já foi referido anteriormente, condicionada pelo sistema adesivo utilizado (Prager *et al.*, 2018; Meereis, Münchow, de Oliveira da Rosa, da Silva, & Piva, 2018). Alguns autores utilizam sistema adesivos *self-etch* (Van Dijken & Pallesen, 2016, 2017; Bayraktar *et al.*, 2017; Çolak *et al.*, 2017; Oliveira *et al.*, 2018) enquanto outros optam por utilizar sistemas adesivos *etch-and-rinse* (Benetti *et al.*, 2015; Reis *et al.*, 2015; Yazici, Antonson, Kutuk, & Ergin, 2017) no entanto, na revisão sistemática de Reis *et al* (2015), não foram encontradas relações estatisticamente significativas entre a sensibilidade pós-operatória e o sistema adesivo utilizado.

Os autores concluem então que são necessários mais estudos específicos para restaurações *bulk fill* em cavidades profundas e largas de modo a explorar melhor os benefícios clínicos destes compósitos. A vasta variação da composição das resinas que, por norma não é sempre fornecida pelos fabricantes, faz com que classificação correta das propriedades relacionadas com a resina não seja determinada com total fiabilidade. Concluem também que os resultados de eficácia clínica são promissores, contudo, são necessários estudos clínicos aleatórios com maiores períodos de seguimento pois as características dos materiais variam entre si (Ilie, Bucuta & Draenert, 2013; Van Ende *et al.*, 2017; Par *et al.*, 2018; Tsujimoto *et al.*, 2018) pelo que as consultas de seguimento devem idealmente ultrapassar os 10 anos.

Existem na literatura autores como Ilie, & Hickel (2011), El-Damanhoury, & Platt (2014), Benetti *et al.* (2015), Fronza *et al.* (2015), Rosatto *et al.* (2015), Çolak *et al.* (2017), Van Dijken, & Pallesen (2017), Meereis *et al.* (2018), Veloso *et al.* (2018) que concordam com o uso das resinas *bulk fill* em cavidades extensas defendendo que

podem ser um substituto das resinas compostas convencionais, sendo passíveis de utilizar em zonas de *stress* oclusal

No entanto existem autores como El- Damanhoury, & Platt (2014), Leprince *et al.* (2014), Benetti *et al.* (2015), Kim *et al.* (2015) que alertam para a necessidade de avaliar criticamente cada resina pois suas propriedades são semelhantes ou inferiores especialmente nas resinas *bulk fill* fluídas que, de acordo com os autores referidos anteriormente (Flury *et al.*, 2012; Ilie, Bucuta, & Draenert, 2013; Flury *et al.*, 2014; Çolak *et al.*, 2017; Van Ende *et al.*, 2017; Miletic *et al.*, 2017) necessitam de um último incremento oclusal para que a restauração apresentem propriedades restauradoras aceitáveis.

Não existe um consenso na literatura pois alguns evidenciam que as propriedades das resinas *bulk fill* de alta viscosidade são inferiores às suas equivalentes convencionais e as resinas *bulk fill* fluídas têm propriedades semelhantes ou superiores às resinas compostas convencionais fluídas (Ilie, Bucuta, & Draenert, 2013; Leprince *et al.*, 2014; Kim *et al.*, 2015). Contrariamente, existem estudos que defendem a semelhança entre as propriedades das resinas de alta viscosidade *bulk fill* e convencionais (Çolak *et al.*, 2017; Oliveira *et al.*, 2018; Tsujimoto *et al.*, 2018). Por fim, existem autores que afirmam que as resinas fluídas *bulk fill* apresentam propriedades mecânicas significativamente inferiores a todas as outras resinas (Bucuta, & Ilie, 2014).

III. Conclusão

A longevidade de uma restauração está dependente de fatores intrínsecos à resina composta utilizada como a geometria, tamanho e carga das partículas inorgânicas de preenchimento assim como da composição da matriz orgânica da resina. Esta longevidade não depende só do tipo de resina, mas também da localização e forma da cavidade a restaurar assim como o tipo de cargas e *stress* que a que está sujeita.

As resinas *bulk fill* são resinas compostas desenvolvidas para conseguir preencher, de forma mais fácil e rápida, cavidades extensas com profundidades ≥ 4 mm, que se podem localizar em zonas posteriores. Devido a esta necessidade, a tecnologia nestas resinas evoluiu no sentido de aumentar o tamanho das partículas inorgânicas para atingir níveis de transmissão de luz mais elevados e profundos. Um aumento da percentagem destas partículas pode contribuir para uma menor contração volumétrica após polimerização. No entanto, devido à carga oclusal exercida nestas resinas, o material precisa de possuir níveis de dureza e resistência ao desgaste mais elevados, idealmente semelhantes ou superiores às resinas convencionais de alta viscosidade, no entanto as resinas *bulk fill* apresentam propriedades restauradoras que se aproximam mais das resinas convencionais fluídas do que das de alta carga. Estes níveis de dureza são conseguidos por um aumento ligeiro da carga das partículas que, por sua vez, vai condicionar as propriedades de contração de polimerização e deformação de cúspide. Para contrariar estes efeitos foram introduzidas nas resinas moléculas que diminuem os níveis de *stress* e contração de polimerização (de modo a diminuir os níveis de deformação e manter elevados os de dureza) assim como componentes que aumentam os níveis de conversão do monómero (para que a transmissão superior da luz seja auxiliada com um sistema de iniciadores mais potente). Tendo em conta todas estas variantes é de esperar que tenha de ser encontrado um equilíbrio perfeito entre os componentes da resina, pois ao melhorar umas propriedades estamos a condicionar outras e devido a isto, não é provável que todas as propriedades possam ser otimizadas no mesmo material. Atualmente estão a ser desenvolvidas resinas *bulk fill* de reconstrução de núcleo, resinas autoadesivas e de dupla polimerização, mas são as fotopolimerizáveis que dominam o mercado deste tipo de material.

Não existe ainda um consenso na comunidade científica relativamente a estas resinas. As suas propriedades são associadas aos seus componentes que, frequentemente

não são fornecidos de forma explícita pelo fabricante. Para além disso, as propriedades variam dentro do grupo das resinas *bulk fill* (não sendo significativamente diferentes) e existem ainda muitas variantes nos métodos de estudo e obtenção de dados que podem conduzir a conclusões sub ou sobreavaliadas o que evidencia a necessidade de adaptação da pesquisa para um método mais consensual e correto de avaliação. Contudo, segundo vários autores, as resinas *bulk fill* fotopolimerizáveis podem constituir um substituto para as resinas compostas convencionais apresentando propriedades semelhantes às últimas. No geral, pouca ou nenhuma melhoria se deu ao utilizar resinas *bulk fill* como material restaurador quando comparadas com as resinas compostas híbridas utilizadas com técnica incremental. É questionável se devemos trocar de resinas convencionais híbridas, que têm baixos valores de módulo de elasticidade quando comparados com a dentina, para materiais com valores ainda mais baixos quando o objetivo é restaurar uma grande parte de tecido perdido. A pesquisa também defende que as resinas *bulk fill* fluídas devem ainda ser recobertas por um incremento oclusal final com uma resina convencional de alta viscosidade.

A falta de congruência ao nível de determinados resultados não permite tirar conclusões muito objetivas. Na literatura, ao avaliar o mesmo parâmetro, como por exemplo o grau de conversão e profundidade associada, não são utilizados os mesmos métodos de avaliação por todos os autores. No exemplo dado, os autores que utilizam o método ISO 4049 obtêm sempre valores de profundidade de polimerização adequada consideravelmente superiores aos que utilizam o teste de microdureza de *Vickers*. No entanto, em geral, os autores concordam que as propriedades restauradoras e o desempenho de algumas resinas *bulk fill* possam ser semelhantes às resinas convencionais micro ou nanohíbridas e fluídas, apresentando propriedades que permitem a sua aplicação em incrementos únicos de 4mm.

Apesar das limitações apresentadas, identificam-se diversas mais-valias desta investigação para a comunidade científica porque permite avaliar a realidade atual da tecnologia das resinas *bulk fill*. Nos dias de hoje deparamo-nos com um mercado complicado de gerir onde tudo se processa de forma rápida e exigente. Os fabricantes, tendo este conhecimento, sabem a necessidade que os clínicos têm de conseguir restaurar grandes cavidades em menos passos otimizando o seu tempo de trabalho. É de extrema importância que o clínico esteja familiarizado com as resinas que utiliza em consultório, conhecendo as suas propriedades e aplicações de modo a avaliar as

informações do fabricante de forma crítica e, se necessário, alterá-las e.g: prolongar os tempos de polimerização de modo a otimizar a conversão (principalmente nas resinas *bulk fill* de alta viscosidade). É de notar que, idealmente, para conseguir diminuir ao máximo o tempo de trabalho, as resinas deveriam ser auto-adesivas, aplicadas com um sistema *self-etch* de 1 passo, num incremento único. No entanto, não é isso que se verifica sendo por vezes utilizados sistemas *etch-and-rinse* e as resinas fotopolimerizáveis aplicadas, no mínimo em dois passos (por exemplo, um incremento único de 4mm mais 2 mm oclusais de resina convencional), pelo que o procedimento acaba por não ser extremamente mais rápido.

Esta monografia apresenta-se como uma mais-valia porque como as resinas *bulk fill* são relativamente recentes no mercado das resinas compostas e, em comparação com outras áreas da dentisteria, esta ainda se encontra em desenvolvimento. Conclui-se que os estudos ainda apresentam resultados dúbios e contraditórios sendo necessários mais ensaios clínicos aleatórios com períodos de seguimento maiores para avaliar corretamente os benefícios e longevidade destas restaurações quando em função na cavidade oral. Para além de reforçar uma avaliação crítica de cada resina escolhida para uma determinada situação clínica, este trabalho alerta que a maioria das investigações existentes é feita em condições ideais de laboratório o que não permite obter conclusões absolutamente fidedignas.

Deste modo, e em suma, considera-se pertinente a continuação do estudo relativo às propriedades restauradoras das resinas *bulk fill*, uma vez que não podemos afirmar que a utilização das resinas *bulk fill*, em comparação com as resinas compostas convencionais, apresenta vantagens evidentes.

V. Bibliografia

- Al Qahtani, K., Al Bounni, R. S., Omari, M. A. & Assery, M. (2017). Wear and surface roughness of three different composite resins after simulated toothbrushing: an in vitro study, 3, 137–142.
- Almeida Junior, L., Lula, E., Penha, K., Correia, V. S., Magalhães, F., Lima, D., & Firoozmand, L. (2018). Polymerization shrinkage of bulk fill composites and its correlation with bond strength. *Brazilian Dental Journal*, 29(3), 261–267. <https://doi.org/http://dx.doi.org/10.1590/0103-6440201801838>
- Alkudhairy, F. I. (2018). The effects of irradiance and exposure time on the surface roughness of *bulk fill* composite resin restorative materials. *Saudi Medical Journal*, 39(2), 197–202. <https://doi.org/10.15537/smj.2018.2.21440>
- Alkudhairy, F. (2017). Wear resistance of bulkfill composite resin restorative materials polymerized under different curing intensities. *The journal of contemporary dental practice*, 18(1), 39-43.
- Alrahlah, A., Silikas, N., & Watts, D. C. (2014). Hygroscopic expansion kinetics of dental resin-composites. *Dental Materials*, 30(2), 143–148. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2013.10.010>
- Alvanforoush, N., Palamara, J., Wong, R. H., & Burrow, M. F. (2017). Comparison between published clinical success of direct resin composite restorations in vital posterior teeth in 1995–2005 and 2006–2016 periods. *Australian Dental Journal*, 62(2), 132–145. <https://doi.org/10.1111/adj.12487>
- Alshali, R. Z., Salim, N. A., Sung, R., Satterthwaite, J. D., & Silikas, N. (2015). Qualitative and quantitative characterization of monomers of uncured *bulk fill* and conventional resin-composites using liquid chromatography/mass spectrometry. *Dental Materials*, 31(6), 711–720. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2015.03.010>
- Bakhsh, T. A., Sadr, A., Shimada, Y., Mandurah, M. M., Hariri, I., Alsayed, E. Z., Tagami, J., Sumi, Y. (2013). Concurrent evaluation of composite internal

- adaptation and bond strength in a class-I cavity. *Journal of Dentistry*, 41(1), 60–70. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2012.10.003>
- Bayraktar, Y., Ercan, E., Hamidi, M. M., & Çolak, H. (2017). One-year clinical evaluation of different types of *bulk fill* composites. *Journal of Investigative and Clinical Dentistry*, 8(2), 1–9. <https://doi.org/10.1111/jicd.12210>
- Bayne, S. C., Thompson, J. Y., Swift, E. J., Stamatiades, P., & Wilkerson, M. (1998). A characterization of first-generation flowable composites. *The Journal of the American Dental Association*, 129(5), 567–577. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.1998.0274>
- Benetti, A., Havndrup-Pedersen, C., Honoré, D., Pedersen, M., & Pallesen, U. (2015). *Bulk fill* resin composites: polymerization contraction, depth of cure, and gap formation. *Operative Dentistry*, 40(2), 190–200. <https://doi.org/10.2341/13-324-L>
- Bicalho, A., Pereira, R., Zanatta, R., Franco, S., Tantbirojn, D., Versluis, A., & Soares, C. (2014). Incremental filling technique and composite material—part I: cuspal deformation, bond strength, and physical properties. *Operative Dentistry*, 39(2), 71–82. <https://doi.org/10.2341/12-441-L>
- Bowen, R. L. (1963). Properties of a silica-inforced polymer for dental restoration. *Journal of the American Dental Association*, 66(1), 57–64. <https://doi.org/http://doi.org/10.14219/jada.archive.1963.0010>
- Braga, R. R., Ballester, R. Y., & Ferracane, J. L. (2005). Factors involved in the development of polymerization shrinkage *stress* in resin-composites: a systematic review. *Dental Materials*, 21, 962–970. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2005.04.018>
- Braun, S., Bantleon, H. P., Hnat, W. P., Freudenthaler, J. W., Marcotte, M. R., & Johnson, B. E. (1995). A study of bite force, part 1: relationship to various physical characteristics. *The Angle Orthodontist*. [https://doi.org/10.1043/0003-3219\(1995\)065<0367:ASOBFP>2.0.CO;2](https://doi.org/10.1043/0003-3219(1995)065<0367:ASOBFP>2.0.CO;2)

- Bucuta, S., & Ilie, N. (2014). Light transmittance and micro-mechanical properties of bulk fill vs. conventional resin based composites. *Clinical Oral Investigations*, 18(8), 1991–2000. <https://doi.org/10.1007/s00784-013-1177-y>
- Campodonico C.E., Tantbirojn D., Olin P.S. & Versluis A. (2011). Cuspal deflection and depth of cure in resin-based composite restorations filled by using bulk, incremental and transtooth-illumination techniques. *The Journal of the American Dental Association*, 142(10), 1176-82. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.2011.0087>
- Çolak, H., Tokay, U., Uzgur, R., Hamidi, M. M., & Ercan, E. (2017). A prospective, randomized, double-blind clinical trial of one nano-hybrid and one high-viscosity *bulk fill* composite restorative systems in class II cavities: 12 months results. *Nigerian Journal of Clinical Practice*, 20(7), 822–831. <https://doi.org/10.4103/1119-3077.212449>
- Daugherty, M. O., Lien, W., Mansell, M. R., Risk, D. L., Savett, D. A., & Vandewalle, K. S. (2018). Effect of high-intensity curing lights on the polymerization of *bulk fill* composites. *Dental Materials*, 1–11. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2018.06.005>
- Dennison J.B. (2008). Polimeric restorative materials. In W.J. O'Brien (Eds.), *Dental materials and their selection* (114-133). Illinois, EUA: Quintessence Publishing Co Inc
- Derchi, G., Vano, M., Ceseracciu, L., Diaspro, A., & Salerno, M. (2018). Stiffness effect of using polywave or monowave LED units for photo-curing different bulk fill composites. *Dental Materials Journal*, 1, 1–8. <https://doi.org/10.4012/dmj.2017-278>
- El-Damanhoury, H., & Platt, J. (2014). Polymerization shrinkage *stress* kinetics and related properties of *bulk fill* resin composites. *Operative Dentistry*, 39(4), 374–382. <https://doi.org/10.2341/13-017-L>
- Ferracane, J. L. (2011). Resin composite - State of the art. *Dental Materials*, 27(1), 29–38. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.10.020>

- Flury S., Hayoz S., Peutzfeldt A., Hüsler J., Lussi A. (2012). Depth of cure of resin composites: is the ISO 4049 method suitable for bulk fill materials?. *Dental Materials*, 28(5), 521-8. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2012.02.002>
- Flury, S., Peutzfeldt, A., & Lussi, A. (2014). Influence of increment thickness on microhardness and dentin bond strength of bulk fill resin composites. *Dental Materials*, 30(10), 1104–1112. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2014.07.001>
- Fronza, B. M., Rueggeberg, F. A., Braga, R. R., Mogilevych, B., Soares, L. E. S., Martin, A. A., Ambrosano, G., Giannini, M. (2015). Monomer conversion, microhardness, internal marginal adaptation, and shrinkage stress of bulk fill resin composites. *Dental Materials*, 31(12), 1542–1551. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2015.10.001>
- Fruits, T.J., Khajotia, S.S. & Nicholson, J.W. (2013). Biologic considerations. In T. J. Hilton, J.L. Ferracane, J.C. Broome (Eds.), *Summit's Fundamentals of operative dentistry: A contemporary approach* (1-36). Illinois, EUA: Quintessence Publishing Co Inc
- Gan, J. K., Yap, A. U., Cheong, J. W., Arista, N., & Tan, C., (2018). Bulk fill Composites : Effectiveness of Cure With Poly- and Monowave Curing Lights and Modes. *Operative Dentistry*, 43(2), 136–143. <https://doi.org/10.2341/16-304-L>
- Garoushi, S., Säilynoja, E., Vallittu, P. K., & Lassila, L. (2013). Physical properties and depth of cure of a new short fiber reinforced composite. *Dental Materials*, 29(8), 835–841. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2013.04.016>
- Garoushi, S., Säilynoja, E., Vallittu, P. K., & Lassila, L. (2016). Erratum: corrigendum to ‘physical properties and depth of cure of a new short fiber reinforced composite’ (*dental materials* (2013) 29(8) (835–841) (S0109564113001139) (10.1016/j.dental.2013.04.016)). *Dental Materials*, 32(9), 1196. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2016.07.001>
- Garoushi, S., Vallittu, P., Shinya, A., & Lassila, L. (2016). Influence of increment thickness on light transmission, degree of conversion and micro hardness of bulk

- fill composites. *Odontology*, 104(3), 291–297. <https://doi.org/10.1007/s10266-015-0227-0>
- Gonçalves, F., Azevedo, C. L. N., Ferracane, J. L., & Braga, R. R. (2011). BisGMA/TEGDMA ratio and filler content effects on shrinkage stress. *Dental Materials*, 27(6), 520–526. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2011.01.007>
- Gonçalves, F., Campos, L. M. de P., Rodrigues-Júnior, E. C., Costa, F. V., Marques, P. A., Francci, C. E., Braga, R. R., Boaro, L. C. C. (2018). A comparative study of bulk fill composites: degree of conversion, post-gel shrinkage and cytotoxicity. *Brazilian Oral Research*, 32(17). <https://doi.org/10.1590/1807-3107bor-2018.vol32.0017>
- Hirata, R., Pacheco, R., Caceres, E., Janal, M., Romero, M., Giannini, M., Coelho, P.G, Rueggeberg, F.A. (2018). Effect of sonic resin composite delivery on void formation assessed by micro-computed tomography. *Operative Dentistry*, 43(2), 144–150. <https://doi.org/10.2341/16-331-L>
- Ikeda, I., Otsuki, M., Sadr, A., Nomura, T., Kishikawa, R., & Tagami, J. (2009). Effect of filler content of flowable composites on resin-cavity interface. *Dental Materials Journal*, 28(6), 679–685. <https://doi.org/10.1590/1807-3107bor-2017.vol31.0055>
- Ilie, N., Bucuta, S., & Draenert, M. (2013). Bulk fill resin-based composites: an in vitro assessment of their mechanical performance. *Operative Dentistry*, 38(6), 618–625. <https://doi.org/10.2341/12-395-L>
- Ilie, N., & Hickel, R. (2009). Investigations on mechanical behaviour of dental composites. *Clinical Oral Investigations*, 13(4), 427–438. <https://doi.org/10.1007/s00784-009-0258-4>
- Ilie, N., & Hickel, R. (2011). Investigations on a methacrylate-based flowable composite based on the SDR™ technology. *Dental Materials*, 27, 348–355. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.11.014>

- Ilie, N., Rencz A., Hickel R. (2013) Investigations towards nano-hybrid resin-based composites. *Clinical Oral Investigations* 17(1), 185–193. <https://doi.org/10.1007/s00784-012-0689-1>
- Karaman, E., Keskin, B., & Inan, U. (2017). Three-year clinical evaluation of class II posterior composite restorations placed with different techniques and flowable composite linings in endodontically treated teeth. *Clinical Oral Investigations*, 21(2), 709–716. <https://doi.org/10.1007/s00784-016-1940-y>
- Kim, M., & Park, S. (2011). Comparison of premolar cuspal deflection in bulk or in incremental composite restoration methods. *Operative Dentistry*, 36(3), 326–334. <https://doi.org/10.2341/10-315-L>
- Kim, R. J. Y., Kim, Y. J., Choi, N. S., & Lee, I. B. (2015). Polymerization shrinkage, modulus, and shrinkage *stress* related to tooth-restoration interfacial debonding in *bulk fill* composites. *Journal of Dentistry*, 43(4), 430–439. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2015.02.002>
- Kopperud, H. M., Johnsen, G. F., Lamolle, S., Kleven, I. S., Wellendorf, H., & Haugen, H. J. (2013). Effect of short LED lamp exposure on wear resistance, residual monomer and degree of conversion for Filtek Z250 and Tetric EvoCeram composites. *Dental Materials*, 29(8), 824–834. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2013.04.022>
- Kwon, Y., Ferracane, J., & Lee, I. B. (2012). Effect of layering methods, composite type, and flowable liner on the polymerization shrinkage *stress* of light cured composites. *Dental Materials*, 28(7), 801–809. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2012.04.028>
- Labella, R., Lambrechts, P., Van Meerbeek, B., & Vanherle, G. (1999). Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dental Materials*, 15(2), 128–137. [https://doi.org/10.1016/S0109-5641\(99\)00022-6](https://doi.org/10.1016/S0109-5641(99)00022-6)
- Lambrechts, P., Braem, M., Vuylsteke-Wauters, M., & Vanherle, G. (1989). Quantitative in vivo wear of human enamel. *Journal of Dental Research*, 68(12), 1752–1754. <https://doi.org/10.1177/00220345890680120601>

- Lassila, L. V. J., Nagas, E., Vallittu, P. K., & Garoushi, S. (2012). Translucency of flowable *bulk filling* composites of various thicknesses. *Journal of Dental Research*, *15*(1), 31–35.
- Lazarchik, D. A., Hammond, B. D., Sikes, C. L., Looney, S. W., & Rueggeberg, F. A. (2007). Hardness comparison of *bulk filled*/translucent and incremental-filled/occlusally irradiated composite resins. *Journal of Prosthetic Dentistry*, *98*(2), 129–140. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(07\)60046-8](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(07)60046-8)
- Lee, I. B., Min, S. H., Kim, S. Y., & Ferracane, J. (2010). Slumping tendency and rheological properties of flowable composites. *Dental Materials*, *26*(5), 443–448. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.01.003>
- Leprince J.G., Palin W. M., Mullier T., Devaux J., Vreven J., Leloup G. (2010). Investigating filler morphology and mechanical properties of new low-shrinkage resin composite types. *Journal of Oral Rehabilitation*, *37*(5), 364-76. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2010.02066.x>
- Leprince, J. G., Palin, W. M., Vanacker, J., Sabbagh, J., Devaux, J., & Leloup, G. (2014). Physico-mechanical characteristics of commercially available *bulk fill* composites. *Journal of Dentistry*, *42*, 993–1000. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2014.05.009>
- Li, X., Pongprueksa, P., Van Meerbeek, B., & De Munck, J. (2015). Curing profile of *bulk fill* resin-based composites. *Journal of Dentistry*, *43*(6), 664–672. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2015.01.002>
- Magdy N.M., Kola M.Z., Alqahtani H.H., Alqahtani M.D., Alghmlas A.S. (2017). Evaluation of surface roughness of different direct resin-based composites. *Journal of International Society of Preventive & Community Dentistry*, *7*(3), 104-109. https://doi.org/10.4103/jispcd.JISPCD_72_17
- Maghaireh, G., Price, R., Abdo, N., Taha, N., & Alzraikat, H. (2017). Effect of Thickness on Light Transmission and Vickers Hardness of Five *Bulk fill* Resin-based Composites Using Polywave and Single-peak Light-emitting Diode Curing Lights. *Operative Dentistry*, 17–163–L. <https://doi.org/10.2341/17-163-L>

- Marckert, J.R. (2008). Physical properties and biocompatibility. In W.J. O'Brien (Eds.), *Dental materials and their selection* (12-24). Illinois, EUA: Quintessence Publishing Co Inc
- Marigo, L., Spagnuolo, G., Malara, F., Martorana, G. E., Cordaro, M., Lupi, A., & Nocca, G. (2015). Relation between conversion degree and cytotoxicity of a flowable *bulk fill* and three conventional flowable resin-composites. *European Review for Medical and Pharmacological Sciences*, 19(23), 4469–4480.
- Masouras, K., Silikas, N., & Watts, D. C. (2008). Correlation of filler content and elastic properties of resin-composites. *Dental Materials*, 24(7), 932–939. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2007.11.007>
- Meereis, C. T. W., Münchow, E. A., de Oliveira da Rosa, W. L., da Silva, A. F., & Piva, E. (2018). Polymerization shrinkage *stress* of resin-based dental materials: a systematic review and meta-analyses of composition strategies. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 82, 268–281. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2018.03.019>
- Michael, G., & Buonocore, D. M. (1955). A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *Journal of Dental Research*, 34(6), 849–853. <https://doi.org/10.1177/00220345550340060801>
- Miletic, V., Pongprueksa, P., De Munck, J., Brooks, N. R., & Van Meerbeek, B. (2017). Curing characteristics of flowable and sculptable *bulk fill* composites. *Clinical Oral Investigations*, 21(4), 1201–1212. <https://doi.org/10.1007/s00784-016-1894-0>
- Moore, B. K., Platt, J. A., Borges, G., Chu, T.M. G., & Katsilieri, I. (2008). Depth of cure of dental resin composites: ISO 4049 depth and microhardness of types of materials and shades. *Operative Dentistry*, 33(4), 408–412. <https://doi.org/10.2341/07-104>
- Moorthy, A., Hogg, C. H., Dowling, A. H., Grufferty, B. F., Benetti, A. R., & Fleming, G. J. P. (2012). Cuspal deflection and microleakage in premolar teeth restored with *bulk fill* flowable resin-based composite base materials. *Journal of Dentistry*, 40(6), 500–505. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2012.02.015>

- Moszner, N., Fischer, U. K., Ganster, B., Liska, R., & Rheinberger, V. (2008). Benzoyl germanium derivatives as novel visible light photoinitiators for dental materials. *Dental Materials*, 24(7), 901–907. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2007.11.004>
- Nayif, M. M., Nakajima, M., Foxton, R. M., & Tagami, J. (2008). Bond strength and ultimate tensile strength of resin composite filled into dentine cavity; effect of bulk and incremental filling technique. *Journal of Dentistry*, 36(3), 228–234. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2007.12.006>
- Nazari, A., Sadr, A., Shimada, Y., Tagami, J., & Sumi, Y. (2013). 3D assessment of void and gap formation in flowable resin composites using optical coherence tomography. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 15(3), 237–243. <https://doi.org/10.3290/j.jad.a28623>
- Oliveira, L. R. S., Braga, S. S. L., Bicalho, A. A., Ribeiro, M. T. H., Price, R. B., & Soares, C. J. (2018). Molar cusp deformation evaluated by micro-ct and enamel crack formation to compare incremental and *bulk filling* techniques. *Journal of Dentistry*, 74, 71–78. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2018.04.015>
- Par, M., Repusic, I., Skenderovic, H., Klaric Sever, E., Marovic, D., & Tarle, Z. (2018). Real-time light transmittance monitoring for determining polymerization completeness of conventional and bulk fill dental composites. *Operative Dentistry*, 43(1), 19–31. <https://doi.org/10.2341/17-041-L>
- Park, J., Chang, J., Ferracane, J., & Lee, I. B. (2008). How should composite be layered to reduce shrinkage *stress*: incremental or bulk filling? *Dental Materials*, 24(11), 1501–1505. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2008.03.013>
- Peutzfeldt, A., & Asmussen, E. (2005). Resin composite properties and energy density of light cure. *Journal of Dental Research*, 84(7), 659–662. <https://doi.org/10.1177/154405910508400715>
- Powers, J.M., & Wataha J.C. (2013). *Dental materials: properties and manipulation* (10th ed). St Louis: Elsevier.

- Prager, M., Pierce, M., Atria, P. J., Sampaio, C., Cáceres, E., Wolff, M., Giannini, M., Hirata, R. (2018). Assessment of cuspal deflection and volumetric shrinkage of different bulk fill composites using non-contact phase microscopy and micro-computed tomography. *Dental Materials Journal*, 37(3), 393–399. <https://doi.org/10.4012/dmj.2017-136>
- Rees, J. S., Jagger, D. C., Williams, D. R., Brown, G., & Duguid, W. (2004). A reappraisal of the incremental packing technique for light cured composite resins. *Journal of Oral Rehabilitation*, 31(1), 81–84. <https://doi.org/10.1046/j.0305-182X.2003.01073.x>
- Reis, A., Dourado Loguercio, A., Schroeder, M., Luque-Martinez, I., Masterson, D., & Cople Maia, L. (2015). Does the adhesive strategy influence the post-operative sensitivity in adult patients with posterior resin composite restorations? a systematic review and meta-analysis. *Dental Materials*, 31(9), 1052–1067. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2015.06.001>
- Rosatto, C. M. P., Bicalho, A. A., Veríssimo, C., Bragança, G. F., Rodrigues, M. P., Tantbirojn, D., Versluis, A., Soares, C. J. (2015). Mechanical properties, shrinkage stress, cuspal strain and fracture resistance of molars restored with *bulk fill* composites and incremental filling technique. *Journal of Dentistry*, 43(12), 1519–1528. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2015.09.007>
- Sakaguchi, R.L., & Powers, J. M. (2006). *Craig's restorative dental materials* (12th ed). St Louis: Elsevier
- Soares, C. J., Bicalho, A. A., Tantbirojn, D., & Versluis, A. (2013). Polymerization shrinkage stresses in a premolar restored with different composite resins and different incremental techniques. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 15(4), 341–350. <https://doi.org/10.3290/j.jad.a29012>
- Suiter, E. A., Watson, L. E., Tantbirojn, D., Lou, J. S. B., & Versluis, A. (2016). Effective expansion: balance between shrinkage and hygroscopic expansion. *Journal of Dental Research*, 95(5), 543–549. <https://doi.org/10.1177/0022034516633450>

- Tarle, Z., Attin, T., Marovic, D., Andermatt, L., Ristic, M., & Tauböck, T. T. (2015). Influence of irradiation time on subsurface degree of conversion and microhardness of high-viscosity *bulk fill* resin composites. *Clinical Oral Investigations*, *19*, 831–840. <https://doi.org/10.1007/s00784-014-1302-6>
- Tjan, A. H., Bergh, B. H., & Lidner, C. (1992). Effect of various incremental techniques on the marginal adaptation of class II composite resin restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry* *67*(1), 62–66.
- Trushkowsky, R.D. (2001). Composite resin: Fundamentals and direct technique restorations. In K.W. Aschheim e B.G. Dale (Eds.), *Esthetic dentistry: A clinical approach to techniques and materials* (69 – 96). St. Louis, Missouri, EUA: Mosby
- Tsujimoto, A., Nagura, Y., Barkmeier, W. W., Watanabe, H., Johnson, W. W., Takamizawa, T., Latta, M. A., Miyazaki, M. (2018). Simulated cuspal deflection and flexural properties of high viscosity *bulk fill* and conventional resin composites. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, *87*, 111–118. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2018.07.013>
- Vallittu, P. K. (2015). High-aspect ratio fillers: fiber-reinforced composites and their anisotropic properties. *Dental Materials*, *31*(1), 1–7. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2014.07.009>
- van Dijken, J.W., Pallesen, U. (2014). A randomized controlled three year evaluation of "bulkfilled" posterior resin restorations based on *stress* decreasing resin technology. *Dental Materials*, *30*(9), 245-51. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2014.05.028>
- van Dijken, J. W., & Pallesen, U. (2015). Randomized 3-year clinical evaluation of class I and II posterior resin restorations placed with a *bulk fill* resin composite and a one-step self-etching adhesive. *The Journal of Adhesive Dentistry*, *17*(1), 81–88. <https://doi.org/10.3290/j.jad.a33502>
- van Dijken, J. W. V., & Pallesen, U. (2016). Posterior *bulk filled* resin composite restorations: a 5-year randomized controlled clinical study. *Journal of Dentistry*, *51*, 29–35. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2016.05.008>

- van Dijken, J. W. V., & Pallesen, U. (2017). *Bulk filled* posterior resin restorations based on *stress*-decreasing resin technology: a randomized, controlled 6-year evaluation. *European Journal of Oral Sciences*, *125*(4), 303–309. <https://doi.org/10.1111/eos.12351>
- Van Ende, A., De Munck, J., Lise, D.P., & Van Meerbeek, B. (2017) *Bulk fill* composites: a review of the current literature. *The Journal of Adhesive Dentistry*, *19*(2), 95-109. <https://doi.org/10.3290/j.jad.a38141>
- Van Ende, A., De Munck, J., Van Landuyt, K. L., Poitevin, A., Peumans, M., & Van Meerbeek, B. (2013). *Bulk filling* of high c-factor posterior cavities: effect on adhesion to cavity-bottom dentin. *Dental Materials*, *29*(3), 269–277. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2012.11.002>
- Van Ende, A., De Munck, J., Van Landuyt, K.L., & Van Meerbeek, B. (2016). Effect of *bulk filling* on the bonding efficacy in occlusal class I cavities. *J Adhes Dent*, *18*(2), 119–124. <https://doi.org/10.3290/j.jad.a35905>
- Veloso, S. R. M., Lemos, C. A. A., de Moraes, S. L. D., Vasconcelos, B. C. D. E., Pellizzer, E. P., & Monteiro, G. Q. de M. (2018). Clinical performance of *bulk fill* and conventional resin composite restorations in posterior teeth: a systematic review and meta-analysis. *Clinical Oral Investigations*. <https://doi.org/10.1007/s00784-018-2429-7>
- Versluis, A., Tantbirojn, D., Lee, M. S., Tu, L. S., & DeLong, R. (2011). Can hygroscopic expansion compensate polymerization shrinkage? Part I. Deformation of restored teeth. *Dental Materials*, *27*(2), 126–133. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.09.007>
- Wainwright, W. W., & Lemoine, F. A. (1950). Rapid diffuse penetration of intact enamel and dentin by carbon 14-labeled urea. *Journal of the American Dental Association* (1939), *41*(2), 135–145. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.1950.0159>

Yanagisawa T., Miake Y.(2003). High-resolution electron microscopy of enamel-crystal demineralization and remineralization in carious lesions. *Journal Of Electron Microscopy*, 52(6):605-13.

Yazici, A., Antonson, S., Kutuk, Z., & Ergin, E. (2017). Thirty-six-month clinical comparison of bulk fill and nanofill composite restorations. *Operative Dentistry*, 42(5), 478–485. <https://doi.org/10.2341/16-220-C>